



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Desenvolvimento de câmaras de ionização especiais para controle de qualidade em mamografia

JONAS OLIVEIRA DA SILVA

**Tese apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Doutor em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear – Aplicações**

**Orientadora:
Profa. Dra. Linda V. E. Caldas**

São Paulo
2013

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

Desenvolvimento de câmaras de ionização especiais para controle de qualidade em mamografia

JONAS OLIVEIRA DA SILVA

**Tese apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Doutor em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear – Aplicações**

**Orientadora:
Profa. Dra. Linda V. E. Caldas**

Versão Corrigida
Versão Original disponível no IPEN

São Paulo
2013

Dedico à minha amada esposa, Luciene.

Não sou um grande homem, mas ao meu lado tenho uma grande mulher.

Agradecimentos

À Dra. Linda V. E. Caldas, por ter aceitado ser minha orientadora e ter acreditado em meu potencial; pelo carinho e dedicação constante em todos os momentos do desenvolvimento deste trabalho.

Ao Dr. Vitor Vivolo e à Dra. Maria da Penha Albuquerque Potiens, pelo suporte nas irradiações e pelas importantes sugestões durante o desenvolvimento deste projeto.

À Dra. Kellen Adriana Kurci Daros, pelas sugestões quanto às irradiações nos mamógrafos e aos testes que poderiam ser feitos.

À Dra. Tânia Aparecida Furquim, pela atenção e paciência fornecida em todas as consultas sobre os testes de controle de qualidade em mamógrafos.

Aos *Guitar Hero players* Christianne Cavinato, Eduardo Corrêa, Felipe Belonsi, Fernanda Nonato, Daniela Groppo e Maíra Yoshizumi, pelos momentos de intensa diversão com muita música. Foram poucos momentos, porém valiosíssimos. Vocês são muito especiais.

Aos amigos feitos no IPEN: Tallysson Alvarenga, Mateus Hilário, Patrícia Antônio, Eric Alexandre Brito da Silva, Willian Damatto, Iremar Alves, Rodrigo Lucena, Lucio Neves, Ana Paula Perini e Gustavo Villa, pelos muitos momentos de descontração e amizade gratuita.

Ao corpo de funcionários da Coordenadoria de Física Médica e Higiene das Radiações do Departamento de Diagnóstico por Imagem da UNIFESP, pelo apoio durante as irradiações no mamógrafo GE Senograph DMR *plus*.

À Dra. Maria Inês Teixeira e ao Sr. Juarez Otaviano, pelas irradiações no Hospital Pérola Byington.

À Donata C. O. Zanin, pela amizade e auxílio nos vários momentos burocráticos ao longo do desenvolvimento deste trabalho.

Aos funcionários do GMR - IPEN, em especial ao Sr. Marcos Xavier, pelas sugestões durante a fase de construção dos protótipos, e ao Sr. Claudinei Cescon, pela ajuda imprescindível na parte eletrônica dos protótipos desenvolvidos.

À minha querida mãe, Maria José de Oliveira, que mesmo distante sempre está perto por meio das suas orações a meu favor. Obrigado pelo apoio em toda essa jornada da minha vida.

À minha avó, Maria Anunciada, que sempre conforta a minha alma com suas palavras de carinho.

Às minhas irmãs Iolanda e Geilza, por toda a alegria, que foi essencial para enfrentar as lutas travadas nesses últimos quatro anos.

Ao meu irmão Renê e à minha cunhada-irmã Siméia, pelo apoio nas orações e pela alegria mesmo tão distantes e passando por tantas dificuldades.

Aos meus sobrinhos queridos: João Victor, Gabriel, Camilly, Renê Lucas, Luana Vitória, Letícia Isabelly e Mariana! Obrigado pelo sorriso de vocês.

Aos meus sogros Leonildo e Ina, pelo apoio, carinho e generosidade em tantas fases deste trabalho.

À Luciene, pois sem você ao meu lado tudo isso seria muito mais difícil. Obrigado por seu amor, carinho e companheirismo em todos os momentos, além de sua compreensão nas minhas ausências por conta deste projeto. Amo você demais!!

Aos meus tios João Nazário e Maria Santana, pela ajuda quando cheguei a São Paulo. Muito obrigado!!

Aos queridos irmãos da IB Memorial de São Paulo, em especial ao meu Grupo Pequeno. Obrigado pela paciência nas ausências e pelas orações.

Ao Rei Eterno, Imortal, Invisível, mas Real! Obrigado, Deus por ter me proporcionado tantas bênçãos, sem merecer nenhuma delas.

Porque o SENHOR dá a sabedoria; da sua boca é que vem o conhecimento e o entendimento.

Provérbios 2:6

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

Jonas Oliveira da Silva

RESUMO

A mamografia é um método de diagnóstico por imagem que utiliza radiação X. No controle de qualidade dos mamógrafos, as câmaras de ionização são usadas para verificar se os parâmetros de exposição das pacientes estão corretos. Contudo, as câmaras de ionização comerciais para dosimetria em mamografia representam alto custo para clínicas de pequeno e médio porte que desejam ter esse equipamento ou para profissionais que trabalham com controle de qualidade. Assim, a característica inovadora deste trabalho foi desenvolver câmaras de ionização para este fim. Neste trabalho foram projetadas, construídas e caracterizadas câmaras de ionização para feixes de radiação X, no intervalo de energia de mamografia. As câmaras de ionização foram caracterizadas em feixes padronizados de radiação X no LCI/IPEN. Os testes principais de caracterização das câmaras de ionização foram: curva de saturação, linearidade da resposta, dependência energética e angular. Os testes de estabilidade da resposta das câmaras de ionização também foram realizados, apresentando resposta dentro de 2,0 % para estabilidade em longo prazo. Os resultados dos demais testes foram em conformidade com normas internacionais. Essas câmaras de ionização foram ainda submetidas a testes de controle de qualidade de mamógrafos quanto à linearidade das taxas de kerma no ar, à determinação das camadas semirredutoras e das doses glandulares médias. Para a linearidade da taxa de kerma, os valores obtidos foram abaixo dos 10 %, como estabelecido em norma. A dose glandular determinada com as câmaras desenvolvidas apresentaram valores comparáveis com os da câmara de referência testada, com variação prevista em recomendações internacionais.

Development of Special Ionization Chambers for a Quality Control Program in Mammography

Jonas Oliveira da Silva

ABSTRACT

Mammography is an imaging method that uses X-rays. The use of ionization chambers in mammography quality control programs presents an essential role which is to verify whether the parameters of the patient exposure are correct. However, the commercial ionization chambers for dosimetry in mammography represent a high cost for small and medium size clinics that wish to have this equipment or for professionals that work with quality control programs. The innovative feature of this work was to develop ionization chambers for this purpose. In this work ionization chambers for X radiation beams in the mammography energy range were designed, constructed and characterized. The ionization chambers were tested in standard X radiation beams at the LCI/IPEN. The main characterization tests performed with the ionization chambers were: saturation curve, linearity of response, angular and energy dependence. The response stability tests of the ionization chambers were also conducted at the LCI, presenting results within 2.0 % for long-term stability. The results of the remaining tests are in accordance with international standards. These ionization chambers were also submitted to quality control tests of mammography equipment: linearity of the air kerma rates, determination of half-value layers and mean glandular doses. The results for air kerma rate linearity were less than 10 %, as recommended in international standards. The mean glandular dose obtained with the developed chambers presented values comparable to those of commercial ionization chambers tested, with an estimated variation within international standards.

Sumário

1. Introdução.....	22
2. Fundamentos teóricos	25
2.1. Produção de raios X e qualidade dos feixes	25
2.1.1. O tubo de raios X	25
2.1.2. O espectro de raios X.....	27
2.1.3. A qualidade dos raios X.....	29
2.2. Fundamentos de dosimetria	30
2.2.1. Grandezas dosimétricas.....	30
2.2.1.1. Kerma no ar	31
2.2.1.2. Dose absorvida	31
2.3. Teoria cavitária	33
2.4. Características gerais dos dosímetros	35
2.4.2 Linearidade da resposta do dosímetro.....	35
2.4.3. Dependência da resposta com a energia	36
2.4.4. Dependência direcional da resposta	36
2.5. Câmaras de ionização de placas paralelas.....	36
2.5.1. O processo de ionização nos gases.....	38
2.5.2. A curva de saturação	38
2.5.3. A influência da recombinação iônica nas câmaras de ionização.....	39
2.5.4. Efeito da polaridade.....	39
2.5.5. Câmaras de ionização de placas paralelas para mamografia.....	40
2.6. A mamografia.....	41
2.6.1. Controle de qualidade de feixes de raios X de mamografia.....	43
3. Materiais e métodos.....	45
3.1 Materiais	45

3.1.1 Sistemas de radiação do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN.....	45
3.1.1.1 Equipamento de raios X Pantak-Seifert	45
3.1.1.2 Mamógrafo Philips VMI.....	48
3.1.1.3 Fonte de controle	49
3.1.2 Mamógrafo do Departamento de Diagnóstico por Imagem da UNIFESP .	50
3.1.3 Mamógrafo do Hospital Pérola Byington	50
3.1.4 Sistemas de medição	51
3.1.5 Sistemas auxiliares.....	53
3.2 Métodos.....	55
3.2.1 Testes de caracterização.....	55
3.2.1.1 Curva de saturação.....	55
3.2.1.2 Eficiência de coleção de íons.....	55
3.2.1.3 Efeito da polaridade	56
3.2.1.4 Linearidade da resposta	56
3.2.1.5 Dependência angular	56
3.2.1.6 Dependência energética	57
3.2.2 Testes de estabilidade	57
3.2.3 Testes de controle de qualidade em mamógrafos.....	58
3.2.3.1 Repetibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar	59
3.2.3.2 Kerma no ar incidente na superfície do simulador	60
3.2.3.3 Camada Semirredutora	60
3.2.3.4 Determinação da Dose Glandular Média.....	61
3.2.4 Correção das medições para as condições normais de temperatura e pressão.....	62
3.2.5 Cálculo das incertezas nas medições.....	63

4. Resultados e discussão	64
4.1 Desenvolvimento das câmaras de ionização para feixes de mamografia.....	65
4.1.1 Câmara de ionização de dupla face – Protótipo 1.....	65
4.1.2 Câmara de ionização de volume único - Protótipo 2	67
4.1.3 Câmara de ionização com volume duplo – Protótipo 3	68
4.2 Testes de caracterização.....	70
4.2.1 Corrente de saturação	70
4.2.2 Efeito da polaridade.....	72
4.2.3 Eficiência de coleção de íons	73
4.2.4 Linearidade da resposta.....	74
4.2.5 Dependência angular	76
4.2.6 Dependência energética	79
4.2.6.1 Dependência energética – Qualidades RQR e RQA	79
4.2.6.2 Dependência energética – Qualidades WMV e WMH.....	84
4.2.6.3 Dependência energética – Qualidades WAV e WAH	89
4.2.6.4 Sistema Tandem	94
4.2.6.5 Constância do fator Tandem ao longo do tempo	99
4.3 Testes de estabilidade	103
4.3.1 Estabilidade da resposta em curto prazo	103
4.3.2 Estabilidade da resposta em longo prazo.....	104
4.3.3 Tempo de estabilização	106
4.3.4 Corrente de fuga	107
4.4 Aplicação dos protótipos desenvolvidos no controle de qualidade de mamógrafos.....	108
4.4.1 Repetibilidade da taxa de kerma no ar.....	109
4.4.2 Linearidade da taxa de kerma no ar	112

4.4.3 Kerma no ar incidente na superfície do objeto simulador	116
4.4.4 Determinação da Camada Semirredutora	121
4.4.5 Determinação da Dose Glandular Média	125
5. Conclusões	132
Referências	134
Anexo A – Procedimento de calibração de instrumentos utilizando as câmaras de ionização desenvolvidas	139
Anexo B – Procedimento para testes de controle de qualidade em mamógrafos com as câmaras de ionização desenvolvidas	143
Anexo C – Lista de artigos publicados em periódicos decorrentes desta tese	148
Anexo D – Estimativa do custo de confecção das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho	150

Lista de Figuras

Figura 2.1. Diagrama esquemático simplificado de um tubo de raios X usado em diagnóstico, com anodo fixo (adaptado de JOHNS & CUNNINGHAM, 1983)	27
Figura 2.2. Interação de um elétron com o núcleo atômico com a emissão de um fóton (adaptado de BUSHONG, 2010).....	28
Figura 2.3. Espectro de raios X de um tubo com potencial 100 kVp usando alvo de tungstênio e filtração adicional de 2,5 mm de alumínio. A curva tracejada indica o espectro sem filtração (adaptado de DENDY & HEATON, 1999).....	29
Figura 2.4. Relação entre kerma e dose absorvida com a profundidade do meio absorvedor (adaptado de CEMBER & JOHNSON, 2009).....	32
Figura 2.5. Diagrama esquemático de uma câmara de ionização de placas paralelas (adaptado de DeWERD & WAGNER, 1999)	37
Figura 2.6. Curva de saturação de uma câmara de ionização.....	39
Figura 2.7. Desenho de um mamógrafo convencional com seus componentes básicos (adaptado de ICRU, 2009).....	42
Figura 2.8. Espectros de emissão dos feixes de radiação de um mamógrafo convencional com alvo e filtro de (a) molibdênio e (b) ródio. O tubo opera numa tensão de 30 kV (adaptado de BUSHONG, 2010).....	42
Figura 3.1. Sistema de radiação com tubo de raios X Pantak-Seifert, roda de filtros, colimadores, sistema de posicionamento e câmara padrão Radcal RC6.....	47
Figura 3.2. Mamógrafo convencional Philips VMI Graph Mammo AF PJ43.....	49
Figura 3.3. Fonte de controle de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ utilizada para verificar a estabilidade da resposta das câmaras de ionização	49
Figura 3.4. Mamógrafo convencional GE Senograph DMR <i>plus</i>	50
Figura 3.5. Mamógrafo convencional GE Diamond.....	51
Figura 3.6. Câmaras de ionização Radcal (a) RC6M e (b) RC6; (c) Eletrômetro Keithley 6517A.....	52

Figura 3.7. Câmara Radcal 10X5-6M e o eletrômetro Radcal 9015	52
Figura 3.8. Eletrômetros PTW UNIDOS E (a) e UNIDOS (b) utilizados neste trabalho ...	53
Figura 3.9. Objeto simulador de mama, desenvolvido por Corrêa (2010).....	54
Figura 4.1. Corte transversal detalhado do Protótipo 1, que é uma câmara de ionização de dupla face, mostrando as janelas de entrada, os isolantes, os anéis de guarda e os eletrodos coletores	65
Figura 4.2. (a) Diagrama esquemático do suporte especial para a fonte de controle e (b) Protótipo 1 com o suporte e a fonte de controle sobre uma de suas faces.	66
Figura 4.3. (a) Fotografia e (b) Diagrama esquemático do Protótipo 2	68
Figura 4.4. Eletrodo coletor, isolante e anel de guarda do Protótipo 3.....	69
Figura 4.5. (a) Fotografia e (b) Diagrama esquemático do Protótipo 3	69
Figura 4.6. Curvas de saturação do Protótipo 1. As incertezas foram menores que 0,05 %, não sendo visíveis no gráfico	71
Figura 4.7. Curva de saturação do Protótipo 2. As incertezas foram menores que 0,05 %, não sendo visíveis no gráfico	71
Figura 4.8. Curva de saturação do Protótipo 3. As incertezas foram menores que 0,05 %, não sendo visíveis no gráfico	72
Figura 4.9. Teste de linearidade da resposta do Protótipo 1	74
Figura 4.10. Teste de linearidade da resposta do Protótipo 2	75
Figura 4.11. Teste de linearidade da resposta do Protótipo 3	75
Figura 4.12. Protótipo 1 posicionado no goniômetro para realização do teste de dependência angular	76
Figura 4.13. Dependência angular da resposta do Protótipo 1 - face de eletrodo coletor de alumínio.	77
Figura 4.14. Dependência angular da resposta do Protótipo 1 - face de eletrodo coletor de grafite.....	77
Figura 4.15. Dependência angular da resposta do Protótipo 2.	78

Figura 4.16. Dependência angular da resposta do Protótipo 3. Neste caso as incertezas foram menores que 0,04 %, imperceptíveis no gráfico	78
Figura 4.17. Dependência energética do Protótipo 1 para as qualidades de radiodiagnóstico RQR, com as respostas normalizadas para a qualidade RQR 5. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)	81
Figura 4.18. Dependência energética do Protótipo 1 para as qualidades de radiodiagnóstico RQA, com as respostas normalizadas para a qualidade RQA 5. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)	82
Figura 4.19. Dependência energética do Protótipo 2 para as qualidades de radiodiagnóstico RQR, com as respostas normalizadas para a qualidade RQR 5. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)	82
Figura 4.20. Dependência energética do Protótipo 2 para as qualidades de radiodiagnóstico RQA, com as respostas normalizadas para a qualidade RQA 5. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)	83
Figura 4.21. Dependência energética do Protótipo 3 para as qualidades de radiodiagnóstico RQR, com as respostas normalizadas para a qualidade RQR 5. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)	83
Figura 4.22. Dependência energética do Protótipo 3 para as qualidades de radiodiagnóstico RQA, com as respostas normalizadas para a qualidade RQA 5. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)	84
Figura 4.23. Dependência energética do Protótipo 1 para as qualidades WMV, com as respostas normalizadas para a qualidade WMV 28. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)	86
Figura 4.24. Dependência energética do Protótipo 1 para as qualidades WMH, com as respostas normalizadas para a qualidade WMH 28. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)	87
Figura 4.25. Dependência energética do Protótipo 2 para as qualidades WMV, com as respostas normalizadas para a qualidade WMV 28. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)	87

Figura 4.26. Dependência energética do Protótipo 2 para as qualidades WMH, com as respostas normalizadas para a qualidade WMH 28. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)	88
Figura 4.27. Dependência energética do Protótipo 3 para as qualidades WMV, com as respostas normalizadas para a qualidade WMV 28. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)	88
Figura 4.28. Dependência energética do Protótipo 3 para as qualidades WMH, com as respostas normalizadas para a qualidade WMH 28. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)	89
Figura 4.29. Dependência energética do Protótipo 1 para as qualidades WAV, com as respostas normalizadas para a qualidade WAV 28. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)	91
Figura 4.30. Dependência energética do Protótipo 1 para as qualidades WAH, com as respostas normalizadas para a qualidade WAH 28. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)	92
Figura 4.31. Dependência energética do Protótipo 2 para as qualidades WAV, com as respostas normalizadas para a qualidade WAV 28. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)	92
Figura 4.32. Dependência energética do Protótipo 2 para as qualidades WAH, com as respostas normalizadas para a qualidade WAH 28. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)	93
Figura 4.33. Dependência energética do Protótipo 3 para as qualidades WAV, com as respostas normalizadas para a qualidade WAV 28. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)	93
Figura 4.34. Dependência energética do Protótipo 3 para as qualidades WAH, com as respostas normalizadas para a qualidade WAH 28. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)	94
Figura 4.35. Curva Tandem obtida com o Protótipo 1 para as qualidades RQR.....	96
Figura 4.36. Curva Tandem obtida com o Protótipo 1 para as qualidades RQA.....	97

Figura 4.37. Curva Tandem obtida com o Protótipo 1 para as qualidades WMV.....	97
Figura 4.38. Curva Tandem obtida com o Protótipo 1 para as qualidades WMH.....	98
Figura 4.39. Curva Tandem obtida com o Protótipo 1 para as qualidades WAV	98
Figura 4.40. Curva Tandem obtida com o Protótipo 1 para as qualidades WAH.....	99
Figura 4.41. Constância do fator Tandem do Protótipo 1 para as qualidades RQR.....	100
Figura 4.42. Constância do fator Tandem do Protótipo 1 para as qualidades RQA.....	100
Figura 4.43. Constância do fator Tandem do Protótipo 1 para as qualidades WMV ..	101
Figura 4.44. Constância do fator Tandem do Protótipo 1 para as qualidades WMH ..	101
Figura 4.45. Constância do fator Tandem do Protótipo 1 para as qualidades WAV....	102
Figura 4.46. Constância do fator Tandem do Protótipo 1 para as qualidades WAH ...	102
Figura 4.47. Fonte de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ posicionada sobre uma das faces do Protótipo 1 com o uso do suporte de acrílico desenvolvido	103
Figura 4.48. Estabilidade da resposta em longo prazo para o Protótipo 1. As linhas pontilhadas representam o limite recomendado.....	105
Figura 4.49. Estabilidade da resposta em longo prazo para o Protótipo 2. As linhas pontilhadas representam o limite recomendado.....	105
Figura 4.50. Estabilidade da resposta em longo prazo para o Protótipo 3. As linhas pontilhadas representam o limite recomendado.....	106
Figura 4.51. Exemplo do arranjo experimental para as medições nos mamógrafos: Câmara de ionização posicionada no mamógrafo convencional GE Senograph DMR <i>plus</i>	108
Figura 4.52. Arranjo experimental para obtenção da técnica automática de exposição com objeto simulador comprimido posicionado no mamógrafo convencional GE Senograph DMR <i>plus</i>	118
Figura 4.53. Arranjo experimental para obtenção do kerma incidente substituindo o objeto simulador pela câmara de ionização posicionada no mamógrafo convencional GE Senograph DMR <i>plus</i>	118

Figura 4.54. Arranjo experimental para determinação da camada semirredutora com as folhas de alumínio e a câmara de ionização posicionadas no mamógrafo convencional GE Senograph DMR <i>plus</i>	122
Figura 4.55. Relação entre os valores de K_i e as camadas semirredutoras, para o mamógrafo GE Senograph DMR <i>plus</i> . As incertezas foram menores que 0,05 %, imperceptíveis no gráfico	124
Figura 4.56. Relação entre os valores de K_i e as camadas semirredutoras, para o mamógrafo Philips VMI. As incertezas foram menores que 0,05 %, imperceptíveis no gráfico	124
Figura 4.57. Relação entre os valores de K_i e as camadas semirredutoras, para o mamógrafo GE Diamond. As incertezas foram menores que 0,05 %, imperceptíveis no gráfico	125
Figura 4.58. Curva obtida para cálculo do produto g.c em função da CSR para objeto simulador de 20 mm de espessura	126
Figura 4.59. Curva obtida para cálculo do produto g.c em função da CSR para objeto simulador de 45 mm de espessura	127
Figura 4.60. Curva obtida para cálculo do produto g.c em função da CSR para objeto simulador de 60 mm de espessura	127
Figura 4.61. Curva obtida para cálculo do produto g.c em função da CSR para objeto simulador de 80 mm de espessura	128

Lista de Tabelas

Tabela 3.1. Qualidades dos feixes de radiodiagnóstico estabelecidas no LCI (IEC, 2005)	46
Tabela 3.2. Qualidades dos feixes de mamografia estabelecidas no LCI, com filtração adicional de molibdênio (PTB, s.d.)	46
Tabela 3.3. Qualidades dos feixes de mamografia estabelecidas no LCI, com filtração adicional de alumínio (PTB, s.d.).....	47
Tabela 3.4. Valores da constante C relacionados à combinação anodo/filtro (IAEA, 2009b)	61
Tabela 3.5. Valores para D_G com relação à espessura do objeto simulador (IAEA, 2011)	62
Tabela 4.1. Efeito da polaridade das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho.....	73
Tabela 4.2. Valores da eficiência de coleção de íons das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho (%).....	73
Tabela 4.3. Coeficientes de calibração e fatores de correção do Protótipo 1 para as qualidades de diagnóstico RQR e RQA	80
Tabela 4.4. Coeficientes de calibração e fatores de correção dos Protótipos 2 e 3 para as qualidades de diagnóstico RQR e RQA.....	80
Tabela 4.5. Coeficientes de calibração e fatores de correção do Protótipo 1 para as qualidades de mamografia WMV e WMH.....	85
Tabela 4.6. Coeficientes de calibração e fatores de correção do Protótipo 2 e do Protótipo 3 para as qualidades de mamografia WMV e WMH.....	85
Tabela 4.7. Coeficientes de calibração e fatores de correção do Protótipo 1 para as qualidades de mamografia WAV e WAH	90
Tabela 4.8. Coeficientes de calibração e fatores de correção do Protótipo 2 e do Protótipo 3 para as qualidades de mamografia WAV e WAH	90

Tabela 4.9. Fatores Tandem obtidos para o Protótipo 1 nas qualidades de diagnóstico RQR e RQA	95
Tabela 4.10. Fatores Tandem obtidos para o Protótipo 1 nas qualidades de mamografia WMV e WMH.....	95
Tabela 4.11. Fatores Tandem obtidos para o Protótipo 1 nas qualidades de mamografia WAV e WAH.....	96
Tabela 4.12. Repetibilidade da resposta das câmaras de ionização desenvolvidas (%)	104
Tabela 4.13. Tempo de estabilização da resposta das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho, utilizando-se a fonte de controle de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$..	107
Tabela 4.14. Teste da corrente de fuga antes das irradiações para as câmaras desenvolvidas neste trabalho.....	108
Tabela 4.15. Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida para as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho, na tensão de 25 kVp (Equipamento GE Senograph DMR plus).....	110
Tabela 4.16. Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida para as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho, na tensão de 28 kVp	110
Tabela 4.17. Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida para as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho, na tensão de 30 kVp (Equipamento GE Senograph DMR plus).....	110
Tabela 4.18. Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida para as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho, na tensão de 35 kVp (Equipamento GE Senograph DMR plus).....	111
Tabela 4.19. Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida para as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho, na tensão de 25 kVp (Equipamento Philips VMI)	111

Tabela 4.20 Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida para as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho, na tensão de 28 kVp (Equipamento Philips VMI)	111
Tabela 4.21. Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida para as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho, na tensão de 30 kVp (Equipamento Philips VMI)	112
Tabela 4.22. Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida para as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho, na tensão de 35 kVp (Equipamento Philips VMI)	112
Tabela 4.23. Linearidade (%) e rendimento normalizado ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ a 1 m) medido com as câmaras de ionização estudadas neste trabalho para a tensão de 25 kVp (Equipamento GE Senograph DMR <i>plus</i>)	113
Tabela 4.24. Linearidade (%) e rendimento normalizado ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ a 1 m) medido com as câmaras de ionização estudadas neste trabalho para a tensão de 28 kVp (Equipamento GE Senograph DMR <i>plus</i>)	113
Tabela 4.25. Linearidade (%) e rendimento normalizado ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ a 1 m) medido com as câmaras de ionização estudadas neste trabalho para a tensão de 30 kVp (Equipamento GE Senograph DMR <i>plus</i>)	114
Tabela 4.26. Linearidade (%) e rendimento normalizado ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ a 1 m) medido com as câmaras de ionização estudadas neste trabalho para a tensão de 35 kVp (Equipamento GE Senograph DMR <i>plus</i>)	114
Tabela 4.27. Linearidade (%) e rendimento normalizado ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ a 1 m) medido com as câmaras de ionização estudadas neste trabalho para a tensão de 25 kVp (Equipamento Philips VMI)	114
Tabela 4.28. Linearidade (%) e rendimento normalizado ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ a 1 m) medido com as câmaras de ionização estudadas neste trabalho para a tensão de 28 kVp (Equipamento Philips VMI)	115

Tabela 4.29. Linearidade (%) e rendimento normalizado ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ a 1 m) medido com as câmaras de ionização estudadas neste trabalho para a tensão de 30 kVp (Equipamento Philips VMI)	115
Tabela 4.30. Linearidade (%) e rendimento normalizado ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ a 1 m) medido com as câmaras de ionização estudadas neste trabalho para a tensão de 35 kVp (Equipamento Philips VMI)	115
Tabela 4.31. Valores do K_i obtidos pelas câmaras usadas neste trabalho para o objeto simulador com altura de 20 mm (Equipamento GE Senograph DMR <i>plus</i>)	119
Tabela 4.32. Valores do K_i obtidos pelas câmaras usadas neste trabalho para o objeto simulador com altura de 45 mm (Equipamento GE Senograph DMR <i>plus</i>)	119
Tabela 4.33. Valores do K_i obtidos pelas câmaras usadas neste trabalho para o objeto simulador com altura de 60 mm (Equipamento GE Senograph DMR <i>plus</i>)	119
Tabela 4.34. Valores do K_i obtidos pelas câmaras usadas neste trabalho para o objeto simulador com altura de 80 mm (Equipamento GE Senograph DMR <i>plus</i>)	119
Tabela 4.35. Valores do K_i obtidos pelas câmaras usadas neste trabalho para o objeto simulador com altura de 20 mm (Equipamento Philips VMI)	120
Tabela 4.36. Valores do K_i obtidos pelas câmaras usadas neste trabalho para o objeto simulador com altura de 45 mm (Equipamento Philips VMI)	120
Tabela 4.37. Valores do K_i obtidos pelas câmaras usadas neste trabalho para o objeto simulador com altura de 60 mm (Equipamento Philips VMI)	120
Tabela 4.38. Valores do K_i obtidos pelas câmaras usadas neste trabalho para o objeto simulador com altura de 80 mm (Equipamento Philips VMI)	120
Tabela 4.39. Valores do K_i obtidos com o Protótipo 3 para diferentes espessuras de objeto simulador (Equipamento GE Diamond)	121
Tabela 4.40. Resultados das medições da CSR usando a câmara de referência e as câmaras desenvolvidas neste trabalho (Equipamento GE Senograph DMR <i>plus</i>)	122
Tabela 4.41. Resultados das medições da CSR usando a câmara de referência e as câmaras desenvolvidas neste trabalho (Equipamento Philips VMI)	123

Tabela 4.42. Resultados das medições da CSR com o Protótipo 3 (Equipamento GE Diamond)	123
Tabela 4.43. Valores dos produtos entre os fatores de conversão g e c para diferentes espessuras do objeto simulador de PMMA (adaptação de IAEA, 2011)	125
Tabela 4.44. Fatores s para diferentes combinações anodo/filtro (adaptação de IAEA, 2011)	126
Tabela 4.45. Valores dos produtos g.c (Equipamento GE Senograph DMR <i>plus</i>)	128
Tabela 4.46. Valores dos produtos g.c (Equipamento Philips VMI)	129
Tabela 4.47. Valores dos produtos g.c (Equipamento GE Diamond)	129
Tabela 4.48. Valores estimados para a D_G em função da espessura de objeto simulador (Equipamento GE Senograph DMR <i>plus</i>)	129
Tabela 4.49. Valores estimados para a D_G em função da espessura de objeto simulador (Equipamento Philips VMI)	130
Tabela 4.50. Valores estimados para a D_G em função da espessura de objeto simulador (Equipamento GE Diamond), obtidos com o Protótipo 3.....	130
Tabela 4.51. Níveis aceitáveis para D_G de acordo com a recomendação IAEA HHS 17 (IAEA, 2011)	131
Tabela D.1. Estimativa do custo de confecção do Protótipo 1	150
Tabela D.2. Estimativa do custo de confecção dos Protótipos 2 e 3.....	151

Lista de Abreviaturas

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
CSR	Camada semirredutora
LCI	Laboratório de Calibração de Instrumentos
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i>
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i>
INCA	Instituto Nacional de Câncer
INMETRO	Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
PTB	<i>Physikalisch-Technische Bundesanstalt</i>
PTW	<i>Physikalisch-Technische Werkstätten</i>
VIM	Vocabulário Internacional de Metrologia

1. Introdução

De acordo com a Agência Internacional para Pesquisa em Câncer (IARC), o resultado mais recente para a projeção mundial de novos casos de câncer era de 12,4 milhões em 2008 (IARC, 2008). Com o aumento da população mundial e seu envelhecimento, há uma tendência no aumento da incidência de câncer. Além disso, esses fatores estão associados a: hereditariedade, tabagismo, hábitos alimentares e alcoolismo (INCA, s.d.).

No Brasil, segundo o Instituto Nacional de Câncer (INCA), as estimativas apontavam para a ocorrência de 518.510 novos casos de câncer no período de 2012 a 2013 (INCA, 2011). Entre as mulheres, o câncer de mama é o de maior incidência no mundo (IARC, 2008). No Brasil, ele está em segundo lugar, com uma estimativa de 53 mil novos casos previstos no período de 2012 a 2013 (INCA, 2011). Os fatores de incidência de câncer de mama geralmente estão associados à vida reprodutiva da mulher, à idade e às características genéticas. Como a prevenção do câncer de mama não é totalmente possível devido à variação dos fatores de risco, sua detecção precoce tem sido uma maneira eficiente de controle.

Dentre os métodos de detecção precoce do câncer de mama, atualmente o mais eficiente é a mamografia. A técnica mamográfica consiste na formação de imagens da mama com o uso de radiação ionizante. A partir dessas imagens, o diagnóstico é feito e o tratamento iniciado. Esse exame é de custo acessível para países em desenvolvimento, que inclui a formação de recursos humanos e equipamentos dedicados a essa prática.

No Brasil, a mamografia é a estratégia adotada para controle do câncer de mama. O Ministério da Saúde recomenda que a frequência dos exames deva ser anual para as mulheres com idade a partir dos 40 anos, e bianual para mulheres na faixa etária de 50 a 69 anos (INCA, 2011). Contudo, as taxas de mortalidade por câncer de mama no Brasil continuam elevadas, provavelmente porque a doença ainda é diagnosticada em estágios avançados.

Para um diagnóstico preciso do câncer de mama é necessária uma imagem mamográfica adequada, que está relacionada com o controle de qualidade tanto do equipamento de raios X usado nos exames quanto dos demais acessórios. Portanto, o hospital ou a clínica que realiza este tipo de procedimento deve ter um programa de controle de qualidade para garantir a confiabilidade dos exames.

Uma parte indispensável no controle de qualidade em equipamentos de raios X mamográficos é a verificação da constância da energia dos feixes de raios X usados na prática e da dose depositada na mama. Esse acompanhamento é uma das etapas necessárias para certificar que a imagem será adequada e que a paciente não receberá uma dose desnecessária.

A câmara de ionização de placas paralelas é o detector recomendado para as medições em feixes de raios X mamográficos (ICRU, 2009; ANVISA, 2005). A câmara de ionização é basicamente uma cavidade cheia de gás (pode ser ar) dentro de um recipiente, com um eletrodo coletor (SHANI, 2001). Nas câmaras de ionização de placas paralelas, a distância entre as placas deve ser maior que o alcance de todos os elétrons secundários originados no feixe incidente, para não perturbar a condição de equilíbrio eletrônico (COLETTI et al., 1995; ATTIX, 2004). Geralmente o eletrodo coletor é polarizado com tensão positiva para coletar cargas negativas quando a medição é feita com feixe de fótons (DeWERD & WAGNER, 1999).

Comercialmente, existem diversas câmaras de ionização de placas paralelas, cada uma com características diferentes de volume sensível, dependência energética e sensibilidade. Uma desvantagem dessas câmaras é o fato de serem importadas e, portanto, de custo relativamente alto.

Assim, no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do IPEN, câmaras de ionização vêm sendo desenvolvidas com formatos diferentes, utilizando materiais de baixo custo, para várias aplicações, com resultados satisfatórios (DIAS & CALDAS, 1998; MAIA & CALDAS, 2005; OLIVEIRA & CALDAS, 2005; COSTA & CALDAS, 2008).

Diante do exposto, o objetivo principal deste trabalho foi o desenvolvimento de três câmaras de ionização, de placas paralelas, para utilização em programas de controle de qualidade de feixes de mamografia:

- A primeira câmara de ionização desenvolvida neste trabalho foi uma câmara de dupla face, para verificação prática da qualidade dos feixes de radiação de mamografia, sem o uso de absorvedores.
- A segunda câmara de ionização é adequada para dosimetria com objetos simuladores de mamas de diversas espessuras, inclusive com objetos simuladores de mamas pequenas, em torno de 2 cm de acrílico.
- A terceira também pode ser usada com objetos simuladores de diversas espessuras, contudo com volume duplo de coleção de íons.

Essas câmaras têm a vantagem de serem construídas com material de baixo custo do mercado nacional, mas com alto rigor metrológico.

Os objetivos secundários foram os seguintes:

- Caracterização das câmaras desenvolvidas em feixes de raios X padronizados, estabelecidos no Laboratório de Calibração de Instrumentos, no intervalo de energia de mamografia e radiodiagnóstico convencional.
- Testes das câmaras de ionização desenvolvidas em feixes de mamógrafos, para estimativa da dose glandular média segundo o protocolo mais recente da IAEA.

2. Fundamentos teóricos

Neste capítulo serão apresentadas as fundamentações teóricas nas quais esta tese foi baseada. Para isso, os assuntos foram organizados em tópicos que darão uma visão geral dos princípios de produção dos raios X, fundamentos de dosimetria das radiações, câmaras de ionização para dosimetria de feixes de mamografia e, por fim, controle de qualidade em mamografia.

2.1. Produção de raios X e qualidade dos feixes

Os raios X foram descobertos por Röntgen em 1895 quando estudava as propriedades dos raios catódicos. Depois de alguns dias da descoberta, Röntgen observou que esses novos “raios” eram diferentes dos raios catódicos, pois não eram defletidos por campos elétricos e magnéticos. Anos depois, descobriu-se que os raios X têm natureza eletromagnética e que ionizam átomos e moléculas do meio pelo qual passam.

Além disso, os raios X apresentavam o poder de penetrar e atravessar materiais de diferentes constituições químicas, o que possibilitou a obtenção de imagens de ossos e tecidos com densidades diferentes (TURNER, 2007). Esta característica dos raios X foi uma revolução na medicina que até então não tinha nenhuma forma de ver partes internas do corpo dos pacientes, a não ser por incisão.

2.1.1. O tubo de raios X

Um tubo gerador de raios X é geralmente uma ampola de vidro com alto vácuo que contém um anodo e um catodo, submetidos a uma alta tensão. Na Figura 2.1 é apresentado um esquema de um tubo comum de raios X usado para exames de radiodiagnóstico. No catodo (potencial negativo) está o filamento que geralmente tem forma de espiral. O filamento é feito geralmente de tungstênio, por apresentar alto

ponto de fusão. Pelo catodo deve passar uma corrente elétrica para aquecer o filamento a ponto de promover a emissão termiônica dos elétrons da sua superfície.

Mantendo o anodo em um potencial positivo em relação ao catodo, os elétrons emitidos pelo catodo serão atraídos em sua direção com alta velocidade até colidirem com o anodo. A região em que ocorre a colisão dos elétrons é chamada de alvo; o material do alvo varia de acordo com a aplicação desejada. Os mais comuns são tungstênio, molibdênio e ródio. É importante que o alvo tenha alto ponto de fusão, pois, além de raios X, as interações dos elétrons com o alvo geram altas temperaturas (BUSHONG, 2010).

Na interação entre os elétrons e o alvo, fótons de raios X são emitidos em todas as direções, como apresentado na Figura 2.1. Em torno de metade dos raios X gerados são absorvidos pelo material do alvo e apenas aqueles que saem no cone do feixe primário são úteis (JOHNS & CUNNINGHAM, 1983). No intervalo de tensões usadas em diagnóstico, até 1% da energia dos elétrons é convertida em raios X; os 99 % restantes são convertidos em calor no anodo (DENDY & HEATON, 1999).

A tensão aplicada aos terminais do tubo é usualmente descrita em termos de tensão de pico (kVp) (BUSHONG, 2010). O tubo de raios X deve operar com correntes contínuas, pois o sentido da aceleração dos elétrons no tubo não pode ser invertido. Contudo, o tubo é alimentado com correntes alternadas. Para satisfazer à condição de operação do tubo, são usados circuitos retificadores de alta-frequência. Assim, a maioria dos raios X gerados será emitida na tensão de pico.

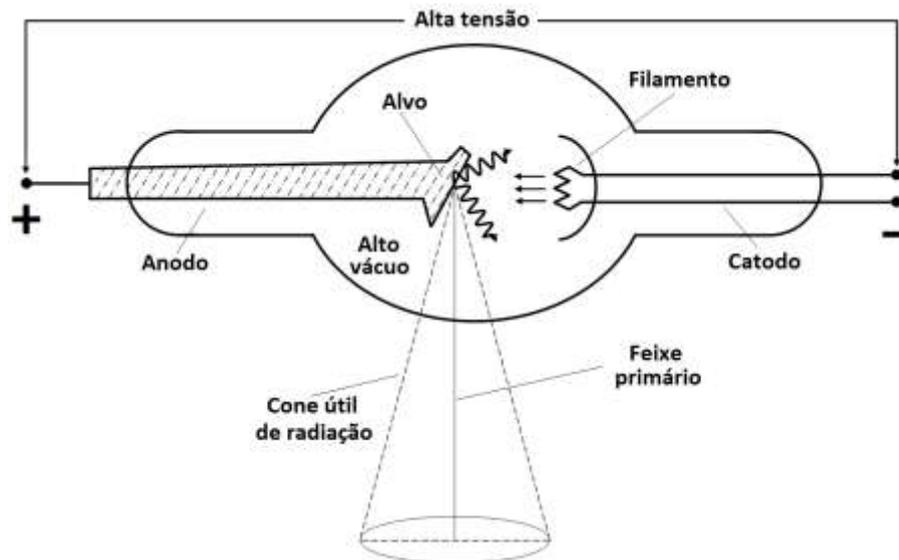


Figura 2.1. Diagrama esquemático simplificado de um tubo de raios X usado em diagnóstico, com anodo fixo (adaptado de JOHNS & CUNNINGHAM, 1983)

2.1.2. O espectro de raios X

Quando um elétron com energia alta passa próximo ao núcleo de um átomo ocorre uma interação entre o elétron e o campo eletromagnético gerado pelo núcleo (BUSHONG, 2010). Durante esta interação há uma mudança de direção na trajetória do elétron, que compensa essa desaceleração emitindo um fóton de raios X, como apresentado na Figura 2.2. Esse fóton emitido é chamado de radiação de freamento (*Bremsstrahlung*). A energia com que esse fóton é emitido é igual à diferença entre a energia do elétron antes da mudança em sua trajetória e após ela.

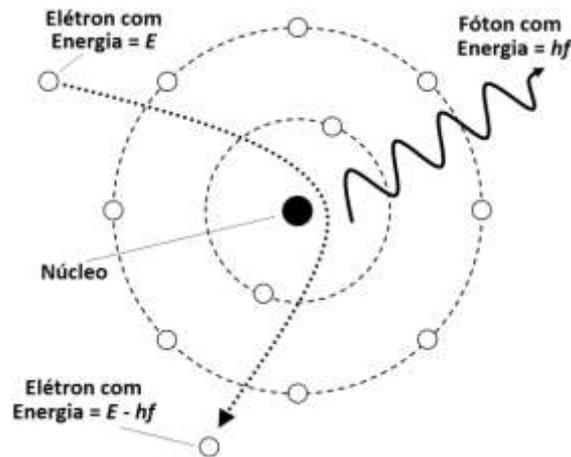


Figura 2.2. Interação de um elétron com o núcleo atômico com a emissão de um fóton (adaptado de BUSHONG, 2010)

A energia do fóton gerado pode ter uma ampla faixa de valores, dependendo de como se dá a interação entre o elétron incidente e o núcleo alvo. Esta variação abrange fótons de energias baixas que são facilmente atenuados pelo material do anodo ou da filtração adicional, até fótons que têm toda a energia do elétron, resultado de uma “colisão” frontal com o núcleo (DENDY & HEATON, 1999).

A Figura 2.3 apresenta a distribuição de energia de fótons de raios X gerados da interação de elétrons acelerados por uma tensão de 100 kVp com um alvo de tungstênio. A curva obtida é chamada de espectro de raios X, na qual a parte tracejada indica os fótons de raios X produzidos no tubo, antes de quaisquer filtrações (ATTIX, 2004). A curva sólida indica a emissão dos fótons de raios X após as filtrações inerentes e adicionais ao tubo. A filtração é utilizada para bloquear os fótons de raios X de energias baixas, evitando-se uma dose desnecessária no paciente e que não contribui para a imagem (IAEA, 2007).

Os dois picos apresentados no espectro de raios X da Figura 2.3 são conhecidos por radiação característica e dependem do número atômico do alvo. O espectro de raios X característicos está relacionado com a interação entre um elétron incidente e um elétron orbital das camadas mais próximas ao núcleo, geralmente as camadas K, L e M. O elétron orbital é ejetado pela interação com o elétron incidente e uma vacância é criada (ATTIX, 2004). Quando um elétron de alguma camada superior preenche a

vacância, é emitido um fóton de raios X com energia bem definida que é igual à diferença energética entre as camadas (JOHNS & CUNNINGHAM, 1983).

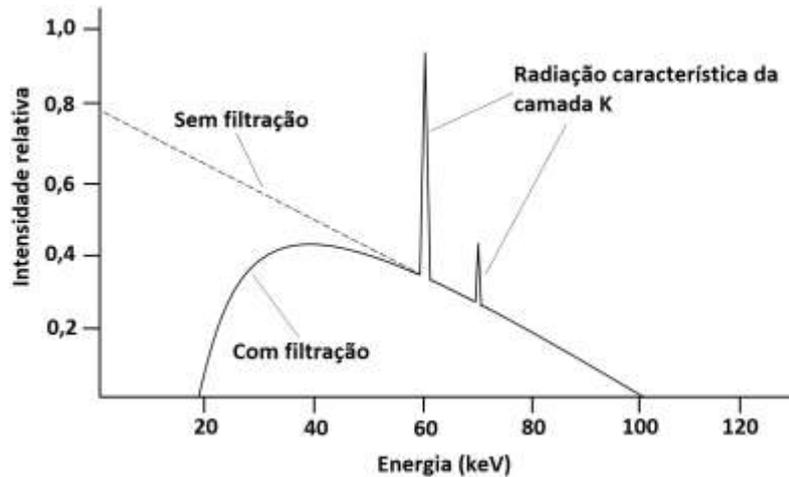


Figura 2.3. Espectro de raios X de um tubo com potencial 100 kVp usando alvo de tungstênio e filtração adicional de 2,5 mm de alumínio. A curva tracejada indica o espectro sem filtração (adaptado de DENDY & HEATON, 1999)

2.1.3. A qualidade dos raios X

Ao submeter um paciente a um exame médico utilizando raios X, um dos principais interesses está na penetrabilidade da radiação X no corpo do paciente. Esta habilidade é chamada de qualidade da radiação e está diretamente relacionada com a deposição de energia no tecido humano por meio da dose absorvida (DeWERD & WAGNER, 1999; MEGHZIFENE et al., 2010).

Para as aplicações de raios X em diagnóstico, a qualidade dos raios X é definida em termos de camada semirredutora, que é a espessura de certo material que reduz a intensidade do feixe de fótons de raios X à metade do seu valor inicial, para geometrias de feixe estreito (TAUHATA et al., 2003; ATTIX, 2004). Os materiais mais usados para determinação de camadas semirredutoras são o alumínio e o cobre (JOHNS & CUNNINGHAM, 1983).

Outra grandeza que é comumente usada para expressar a qualidade dos feixes de raios X é a energia efetiva. Como os feixes de raios X usados em diagnóstico geralmente são heterogêneos em termos de energia, a energia efetiva é definida como a energia de um feixe de raios X monoenergético que tem a mesma camada semirredutora do feixe em questão (JOHNS & CUNNINGHAM, 1983; ATTIX, 2004). Pode-se obter o valor da energia efetiva utilizando dados tabelados de coeficientes de atenuação mássicos e a densidade do material que constitui as camadas semirredutoras.

2.2. Fundamentos de dosimetria

Quando a radiação ionizante interage com um alvo qualquer, ocorrem ionização e excitação nos átomos e moléculas do alvo, bem como formação de elétrons secundários. Estes elétrons secundários podem gerar ionizações e excitações subsequentes, até que sua energia atinja valores insignificantes (TURNER, 2007). Estes eventos estão diretamente relacionados com os efeitos físicos, químicos e biológicos da radiação ionizante no ser humano. Os efeitos mencionados são quantificados por meio da dosimetria.

A dosimetria das radiações ionizantes trata da medição da dose absorvida resultante da interação da radiação ionizante com a matéria. Outro aspecto relevante da dosimetria é a descrição quantitativa do feixe de radiação em termos de fluência de fótons e de energia (ATTIX, 2004).

2.2.1. Grandezas dosimétricas

As grandezas dosimétricas são definidas a partir de grandezas físicas que podem ser medidas diretamente ou indiretamente (ATTIX, 2004). Estas grandezas dosimétricas são definidas por organizações internacionais, tal como a ICRU e a ICRP

(ICRU, 1998; ICRP, 2007). A seguir, serão descritas as grandezas dosimétricas mais relevantes para este trabalho: kerma no ar e dose absorvida.

2.2.1.1. Kerma no ar

O kerma é uma grandeza dosimétrica definida pelo relatório 60 da *International Commission on Radiation Units & Measurements* (ICRU, 1998) para radiações indiretamente ionizantes como fótons e nêutrons. Na discussão que segue será destacada a atuação dos fótons. Ao interagir com um meio, os fótons provocam ionizações de duas formas: por transferência de energia para os elétrons (por meio de efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares) e pelas excitações e ionizações causadas pelos elétrons liberados pelos fótons.

O kerma é a grandeza relacionada com a energia transferida para os elétrons na interação inicial. Matematicamente, o kerma é definido como

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

onde dE_{tr} é a energia transferida dos fótons aos elétrons em um elemento de volume de massa dm do meio. A unidade do kerma no Sistema Internacional (SI) é o joule por quilograma (J/kg) e recebe o nome especial de gray (Gy).

O kerma no ar (K_i) é definido como o kerma medido no ar devido a um feixe de raios X incidente no eixo central do feixe no lugar do paciente ou da superfície do objeto simulador. Nesta grandeza, o espalhamento da radiação incidente não é considerado (IAEA, 2007).

2.2.1.2. Dose absorvida

A dose absorvida é a grandeza de maior interesse em radioterapia e radiobiologia, pois o dano biológico depende do quanto de energia foi depositada no

tecido (JOHNS & CUNNINGHAM, 1983; CEMBER & JOHNSON, 2009). O relatório da ICRU 60 (ICRU, 1998) define a dose absorvida como

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

onde dE_{ab} é a energia média depositada pela radiação ionizante num volume de massa dm do meio. A grandeza dE_{ab} é a soma das energias que entram no volume de interesse menos a que sai dele (IAEA, 2005). Esta energia depositada é a que os elétrons vão deixando no material por meio de ionizações e excitações.

A dose absorvida é definida para todos os tipos de radiação ionizante, tanto as indiretamente ionizantes quanto as diretamente ionizantes. A unidade de dose absorvida no SI é o gray (Gy).

O kerma e a dose absorvida estão relacionados com a profundidade do meio absorvedor (CEMBER & JOHNSON, 2009). Com o aumento na profundidade do meio absorvedor ocorre um decréscimo contínuo na fluência de fótons e, conseqüentemente um decréscimo no kerma. A dose absorvida é inicialmente pequena na região próxima à superfície do meio e cresce com o aumento de ionizações secundárias causadas pelas partículas ionizantes primárias (fotoelétrons, elétrons espalhados por efeito Compton e pares elétron-pósitron). A dose absorvida aumenta até a condição de equilíbrio eletrônico ser alcançado e decresce de forma similar ao kerma após este ponto. A Figura 2.4 apresenta a comparação entre o kerma e a dose absorvida.

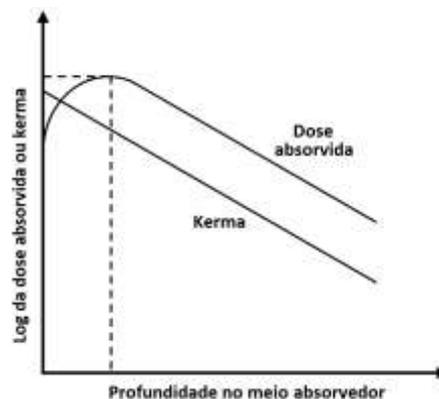


Figura 2.4. Relação entre kerma e dose absorvida com a profundidade do meio absorvedor (adaptado de CEMBER & JOHNSON, 2009)

2.3. Teoria cavitária

Para medir a dose depositada em um meio absorvedor é necessário o uso de um dosímetro (dispositivo que mede a dose de radiação ionizante) no meio. Geralmente, o meio sensível do dosímetro não é composto do mesmo material que o meio onde é inserido. Assim, considera-se o meio sensível do dosímetro como uma cavidade, relacionando a medição da dose absorvida com o material que a envolve (IAEA, 2005).

Segundo Attix (ATTIX, 2004), a primeira teoria cavitária foi a teoria de Bragg-Gray, estabelecida para relacionar a dose absorvida no meio com o detector presente nele. Para que esta teoria seja aplicada, devem ser observados os seguintes pressupostos:

- 1) A espessura da cavidade deve ser tão pequena em comparação ao alcance das partículas carregadas que a penetram de modo que sua presença não interfira na fluência de partículas no meio;
- 2) A dose absorvida na cavidade deve ser causada apenas pelas partículas que a atravessam.

Destas duas condições, tem-se a expressão para o cálculo da dose absorvida no meio (D_M) em função da dose absorvida na cavidade (D_{Cav}), de acordo com a teoria cavitária de Bragg-Gray:

$$D_M = D_{Cav} \cdot s_{M,Cav}$$

onde $s_{M,Cav}$ é a razão entre os poderes de freamento de massa médios do meio e da cavidade. Este termo na equação acima exclui a formação de partículas secundárias na cavidade ou no meio (IAEA, 2005).

Teorias cavitárias posteriores à teoria de Bragg-Gray surgiram para aprimorar a teoria existente, pois na prática as condições de Bragg-Gray são difíceis de alcançar. As principais são a teoria de Spencer-Attix e a teoria de Burlin. A teoria de Spencer-Attix também é aplicada para cavidades de tamanhos menores que o alcance dos elétrons

que a atravessam. Na sua formulação, considera o efeito dos elétrons secundários (conhecidos como raios delta), gerados pelas partículas do feixe primário de elétrons no meio e na cavidade (NYSTROM & NAHUM, 1992). A teoria de Spencer-Attix, contudo, segue as condições de Bragg-Gray no uso da fluência das partículas secundárias em adição ao feixe primário de partículas (IAEA, 2005). Mesmo partindo das condições de Bragg-Gray, a teoria de Spencer-Attix apresenta melhor concordância com observações experimentais de irradiação em cavidades pequenas (ATTIX, 2004). Isto é devido à inclusão da produção dos raios delta e, assim, relacionando a dose absorvida com o tamanho da cavidade.

Contudo, para cavidades maiores que o alcance dos elétrons secundários, as duas teorias apresentadas até aqui apresentam falhas (ATTIX, 2004; IAEA, 2005). Nas cavidades classificadas como de tamanhos intermediários e grandes, a contribuição na dose devida aos elétrons gerados na cavidade é maior que dos gerados fora dela. Assim, a interação dos fótons incidentes na cavidade também será computada no cálculo da dose. Burlin ampliou as teorias cavitárias existentes para cavidades de tamanho intermediário (BURLIN, 1966; IAEA, 2005). A dose no meio, pela teoria de Burlin, é dada por (ATTIX, 2004):

$$D_M = \left[d \cdot s_{M,Cav} + (1 - d) \frac{(\mu_{en}/\rho)_{Cav}}{(\mu_{en}/\rho)_M} \right]^{-1} D_{Cav},$$

onde $s_{M,Cav}$ é a razão entre os poderes de freamento de massa médios do meio e da cavidade; $(\mu_{en}/\rho)_{Cav}$ e $(\mu_{en}/\rho)_M$ são os coeficientes de absorção de energia e de massa da cavidade e do meio, respectivamente; d é um parâmetro relacionado ao tamanho da cavidade. O valor de d será igual a um para cavidades pequenas e zero para cavidades grandes, ambas as aproximações com relação ao alcance dos elétrons.

A teoria cavitária de Burlin, apesar de ter sido proposta para incluir cavidades de todos os tamanhos (HAIDER et al., 1997), não é mais usada no cálculo da dose absorvida na prática. Foram notadas discrepâncias no fator de ponderação d e termos adicionais tiveram que ser introduzidos para o cálculo da dose em cavidades de tamanho intermediário (IAEA, 2005).

2.4. Características gerais dos dosímetros

Um dosímetro é um dispositivo que mede a dose depositada em seu volume sensível quando sujeito a um campo de radiação ionizante (DeWERT & WAGNER, 1999; ATTIX, 2004). O volume sensível do dosímetro é considerado uma cavidade e, portanto, as teorias cavitárias são usadas para estudar a resposta do dosímetro, dependendo da sua aplicação.

Existem vários tipos de dosímetros, por exemplo: a câmara de ionização, o filme dosimétrico, o dosímetro termoluminescente, o cintilador e o semicondutor. Estes são os mais comuns em radiodiagnóstico e apresentam características distintas. Entretanto, algumas características (descritas a seguir) são comuns a todos os tipos de dosímetros e são essenciais. Os testes de caracterização de dosímetros são descritos em diversas normas internacionais e códigos de prática (IAEA, 1997; IEC, 1997; ISO, 1997; IAEA, 2007; IEC, 2011).

2.4.2 Linearidade da resposta do dosímetro

Um dosímetro deve apresentar uma sensibilidade adequada à variação da dose, ou seja, a sua leitura R deve ser linearmente proporcional à grandeza dosimétrica D , dentro do intervalo de dose a ser medido (IAEA, 2005). Em geral, ocorre um comportamento não linear na resposta do dosímetro a partir de determinado valor de dose. Quando isso ocorre podem ser aplicadas correções na resposta do detector.

O intervalo de dose em que um dosímetro é sensível é determinado pelos extremos: limite inferior (L_I) e limite superior (L_S). O L_I é obtido a partir de medições de radiação de fundo ou flutuações eletrônicas no equipamento de medição. O L_S pode ser alcançado por limitações instrumentais como leituras fora da escala do eletrômetro.

2.4.3. Dependência da resposta com a energia

A resposta de um dosímetro é também uma função da energia do feixe de radiação ao qual está submetido (IAEA, 2005). Os dosímetros devem ser calibrados em toda a faixa de energia em que são utilizados e, geralmente, a sua resposta requer correções provenientes da calibração.

Teoricamente, a curva de dependência energética de um dosímetro ideal deve ter um patamar constante. Contudo, observa-se sempre certa variação na resposta com a mudança na energia. Esta variação deve ser prevista e é uma característica de cada dosímetro.

2.4.4. Dependência direcional da resposta

A variação da resposta do dosímetro em função do ângulo de incidência da radiação é chamada de dependência direcional, ou angular, do dosímetro (IAEA, 2005). A geometria de construção do dosímetro e pequenos erros de posicionamento são fatores que influenciam esta característica.

2.5. Câmaras de ionização de placas paralelas

A câmara de ionização de placas paralelas é basicamente formada por dois eletrodos planos e paralelos, opostos, separados por alguns milímetros e sujeitos a um campo elétrico (SHANI, 2001). Na Figura 2.5 é apresentado um esquema de uma câmara de ionização de placas paralelas. No eletrodo coletor são coletados os íons gerados no volume sensível da câmara. O valor da corrente de ionização gerada é registrado em um dispositivo externo à câmara, ao qual o coletor é conectado. Geralmente, o eletrodo coletor é polarizado com tensão positiva para coletar cargas negativas quando a medição é feita com feixe de fótons (DeWERD & WAGNER, 1999).

O dispositivo de medição/leitura, geralmente um eletrômetro, mantém o anel de guarda e o eletrodo coletor em um potencial adequado, geralmente elevado, dependendo do volume sensível da câmara de ionização, por exemplo: +100 V, +200 V, +300 V etc. Esta condição de igual tensão entre o eletrodo coletor e os anéis de guarda é necessária para que efeitos de distorção do campo elétrico no volume coletor sejam evitados. A janela de entrada é mantida num potencial menor que o potencial no eletrodo coletor. O volume coletor, volume sensível, ou ainda volume ativo deve ser bem definido, a fim de se manter a condição de equilíbrio eletrônico, necessária para uma medição precisa da exposição, quando o gás no interior da câmara é o ar. Outra condição para evitar distorção no campo e no volume coletor é a característica coplanar entre o eletrodo coletor e os anéis de guarda (ATTIX, 2004).

Os anéis de guarda também têm a função de manter uniforme a distribuição das linhas de campo elétrico entre as placas e de reduzir a corrente de fuga da câmara. Estes anéis de guarda interceptam a corrente de fuga e fazem com que ela flua para o fio terra, conectado ao eletrômetro, não passando pelo eletrodo coletor. As paredes internas do recipiente e o eletrodo coletor de carga são separados por um isolante para reduzir a corrente de fuga quando a tensão de polarização é aplicada à câmara (IAEA, 2005).

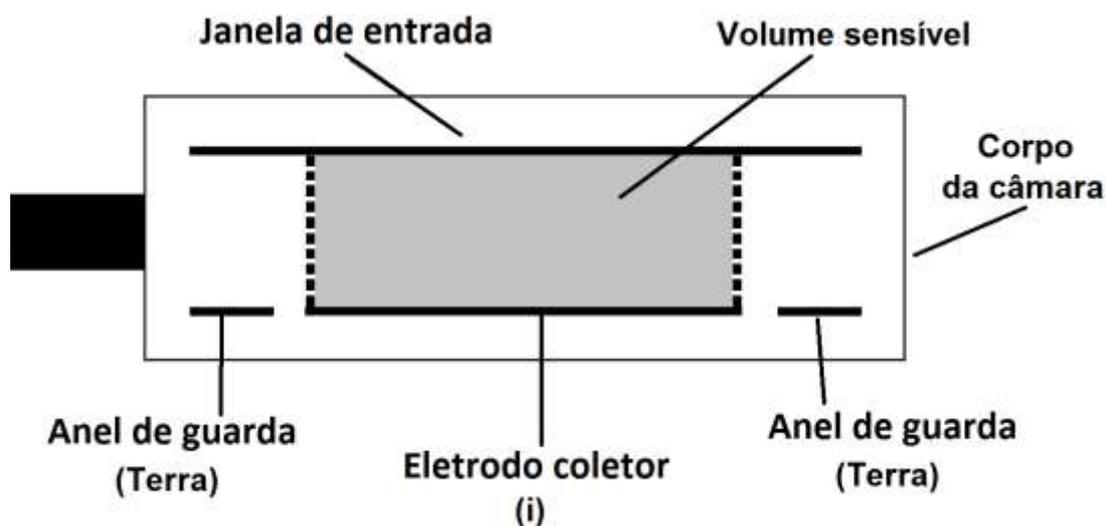


Figura 2.5. Diagrama esquemático de uma câmara de ionização de placas paralelas (adaptado de DeWERD & WAGNER, 1999)

2.5.1. O processo de ionização nos gases

Ao ser atravessado por uma determinada radiação ionizante, o gás contido no interior do recipiente é ionizado ao longo da trajetória da radiação que o atravessa (TURNER, 2007). O conjunto formado pelo íon positivo resultante e o elétron livre é chamado de par de íons, que é o constituinte básico do sinal elétrico em uma câmara de ionização. A média da energia cedida pela radiação incidente, por par de íons formado, é sempre maior que a energia necessária para ionizar a molécula do gás (KNOLL, 1989), por causa de outros processos que concorrem com a ionização, como a excitação do gás.

2.5.2. A curva de saturação

A coleta da carga criada pela ionização do gás é feita pela aplicação de um campo elétrico externo, que é necessário para vencer a recombinação que ocorre tanto no instante da formação dos íons quanto ao longo da trajetória da radiação ionizante no volume sensível da câmara (TURNER, 2007). Assim, forças elétricas moverão as cargas para longe do seu ponto de origem. Os íons positivos seguirão na direção das linhas do campo elétrico e os íons negativos e elétrons livres seguirão para a direção oposta. Os íons negativos são formados pela captura de elétrons livres com moléculas neutras do gás, no momento da colisão. Esta migração é estabelecida como uma corrente elétrica, que é conhecida como corrente de ionização.

Em determinado valor da tensão na câmara de ionização, o campo elétrico é grande o suficiente para suprimir a recombinação, e toda carga original criada no processo de ionização contribui para a corrente de ionização (KNOLL, 1989). Continuando a aumentar a tensão, o aumento da corrente não ocorre mais, pois toda carga já foi coletada e sua taxa de formação é constante. Esta é a região de saturação, na qual as câmaras de ionização operam. Uma curva de saturação é apresentada na Figura 2.6.

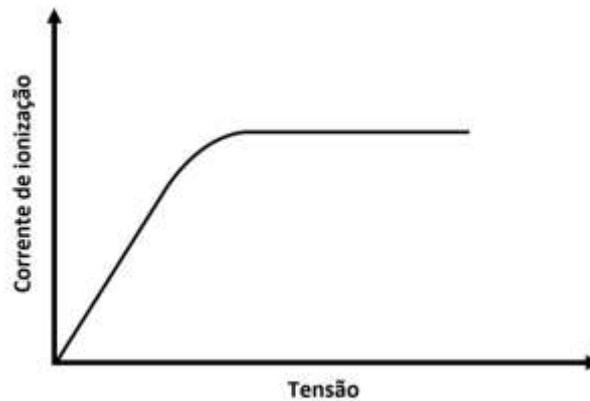


Figura 2.6. Curva de saturação de uma câmara de ionização

2.5.3. A influência da recombinação iônica nas câmaras de ionização

O fator mais importante na depreciação da corrente de saturação de uma câmara de ionização é a recombinação iônica (KNOLL, 1989). Existem dois processos de recombinação em câmaras de ionização: a recombinação colunar e volumétrica. A recombinação colunar ocorre quando o encontro entre os íons de sinal contrário se dá ao longo de sua trajetória de criação. Caso a recombinação aconteça com íons de diferentes trajetórias, ocorre a recombinação volumétrica.

A recombinação inicial tem influência desprezível em aplicações clínicas (SHANI, 2001), contudo, a recombinação geral apresenta influência na coleta de carga de câmaras de ionização usadas em radiodiagnóstico (GELEIJNS et al., 1995). A medição do efeito de recombinação deve ser realizada para cada câmara de ionização para ser obtido o fator de correção para este efeito (GELEIJNS et al., 1995; DAS & AKBER, 1998).

2.5.4. Efeito da polaridade

Quando câmaras de placas paralelas têm sua tensão de polarização invertida, ocorrem diferenças na carga que é coletada. O nome dado a este fenômeno é efeito da polaridade e é mais presente nas câmaras de ionização de placas paralelas (ZHU, 2010).

O efeito da polaridade é dependente de fatores como: material e geometria das paredes da câmara, material e distância entre os eletrodos, distribuição angular da fluência de elétrons na câmara e falta de equilíbrio no número de elétrons que entram e saem do volume sensível da câmara (GERBI & KHAN, 1987; WICKMAN & HOLMSTRÖM, 1992; RAMSEY et al., 1999). Os métodos para correção do efeito da polaridade são encontrados na literatura em termos da carga coletada em ambas as polaridades (WILLIAMS & AGARWAL, 1997; RAMSEY et al., 1999).

2.5.5. Câmaras de ionização de placas paralelas para mamografia

A câmara de ionização de placas paralelas é o tipo de câmara mais comum para medições do kerma no ar em mamografia. Elas devem ser calibradas da mesma maneira que serão usadas na prática clínica, para que haja reprodutibilidade nas medições. O volume sensível da câmara deve preferencialmente conter ar, para equilíbrio com as condições ambientais (ICRU, 2009; IAEA, 2007). Portanto, a influência da temperatura e da pressão deve ser levada em conta nas correções das medições da câmara.

A dependência energética de câmaras de ionização para mamografia deve apresentar no máximo uma variação de $\pm 5\%$ em toda a faixa energética considerada (IEC, 1997). Witzani e colaboradores concluíram que, para incertezas pequenas em medições com feixes clínicos, as câmaras de ionização devem ter baixa dependência energética (WITZANI et al., 2004). Segundo o relatório 82 da ICRU, a dependência energética da câmara de ionização pode afetar os resultados do kerma no ar medidos (ICRU, 2009).

Em medições de mamografia, a dose glandular média é função do kerma no ar e de um coeficiente relacionado à qualidade do feixe (IAEA, 2007; IAEA, 2011; ICRU, 2009). Assim, erros na dependência energética resultarão em erros na estimativa da dose na mama.

2.6. A mamografia

A mama é formada por três principais tipos de tecido: fibroso, glandular e adiposo (BUSHONG, 2010). Como esses tecidos são similares na sua composição química e são de baixa densidade, a formação da imagem pela técnica de raios X convencional é inútil, porque na faixa de 70 kV a 100 kV a absorção diferencial para tecidos leves é baixa (efeito Compton predominante), contribuindo para uma imagem inadequada. Assim, é necessário diminuir a tensão para aumentar a absorção diferencial (efeito fotoelétrico predominante), obtendo-se uma imagem de boa qualidade.

O equipamento de raios X utilizado em exames mamográficos não é o mesmo que o de raios X convencional. A Figura 2.7 mostra uma ilustração de um mamógrafo convencional. Além do *design*, essa diferença é percebida no material que constitui o alvo do tubo de raios X. Geralmente no mamógrafo, o alvo é constituído de molibdênio ($Z = 42$), ródio ($Z = 45$) e tungstênio ($Z = 74$). Esses elementos apresentam um espectro característico de emissão com energias entre 14 keV e 30 keV, intervalo de energia na qual ocorre a absorção diferencial para o tecido mamário (BUSHONG, 2010). Geralmente são utilizados filtros para evitar que fótons de energias baixas alcancem a mama, causando um acréscimo desnecessário da dose. A Figura 2.8 mostra o espectro de emissão de raios X para o molibdênio (com filtração adicional de 0,03 mmMo) e para o ródio (com filtração adicional de 0,03 mmRh), com uma tensão no tubo de 30 kV.

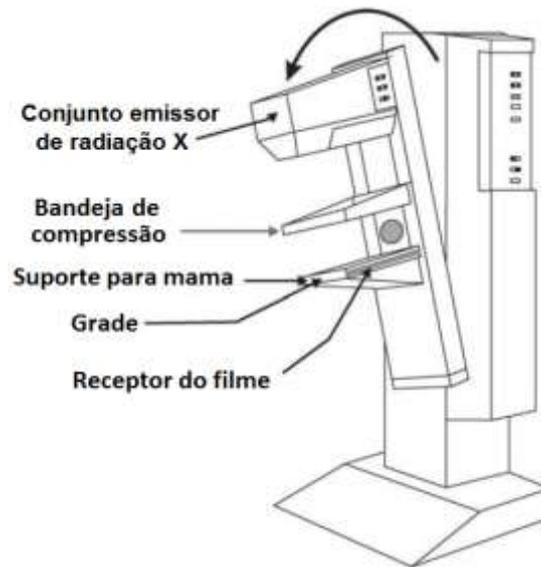


Figura 2.7. Desenho de um mamógrafo convencional com seus componentes básicos (adaptado de ICRU, 2009)

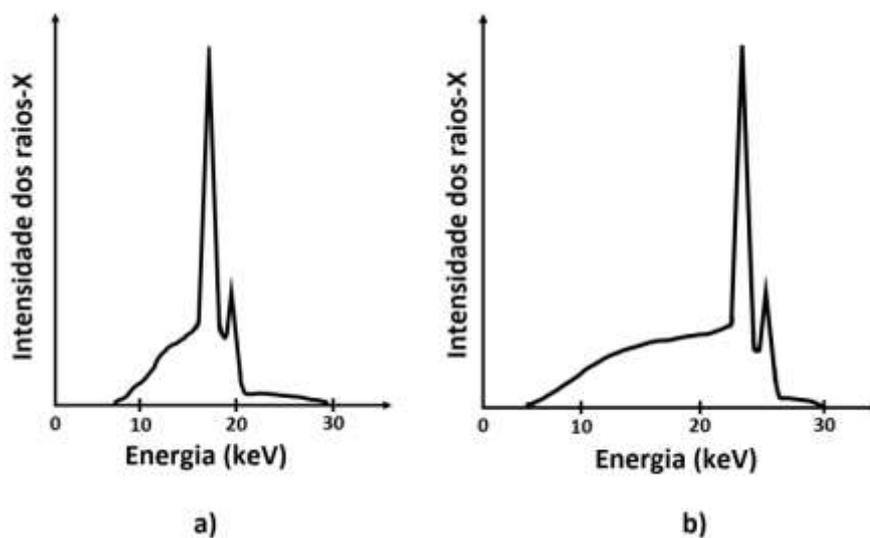


Figura 2.8. Espectros de emissão dos feixes de radiação de um mamógrafo convencional com alvo e filtro de (a) molibdênio e (b) ródio. O tubo opera numa tensão de 30 kV (adaptado de BUSHONG, 2010)

No controle da qualidade de imagem é necessário que a mama esteja imobilizada durante todo o procedimento. Além disso, a região de interesse deve ser uniformemente irradiada para uma imagem com densidade óptica homogênea. Para esses e outros aspectos, é utilizada a bandeja de compressão durante os exames. O uso da bandeja de compressão promove também menor espalhamento e menor

espessura de tecido, que melhoram a resolução geométrica e diminuição da dose, respectivamente (BUSHONG, 2010).

Por motivos de resolução espacial, o ponto focal do tubo de raios X do mamógrafo deve ser pequeno, geralmente entre 0,1 mm e 0,3 mm (LEE et al., 2003). Um dos problemas comuns na mama é a presença de microcalcificações que têm dimensões menores que 500 μm . Por isso um ponto focal pequeno proporcionará detecção precisa das lesões.

Nos mamógrafos convencionais a informação da imagem pode ser registrada em filmes ou por escaneamento de écran. Esta última modalidade é conhecida por “sistema CR”, que utiliza um detector intermediário para captar a imagem da mama após a exposição ao feixe de raios X, que posteriormente é transformada em imagem digital através de um sistema de leitura.

Além dos mamógrafos convencionais, existem também os mamógrafos digitais. Nestes, a digitalização da imagem ocorre por conversão direta e indireta utilizando detectores de estado sólido (PISANO et al., 2004). A imagem é processada em sistemas computadorizados que são independentes das propriedades do detector. Outra vantagem da mamografia digital é sua eficiência em detectar microcalcificações em mamas densas (ICRU, 2009).

Atualmente existem mamógrafos mais modernos que utilizam a técnica de tomossíntese da mama, ainda em número reduzido no Brasil. Esta tecnologia consiste numa modificação do mamógrafo digital e permite uma imagem mamográfica tridimensional (RICHARD & SAMEI, 2010).

2.6.1. Controle de qualidade de feixes de raios X de mamografia

A dose depositada nas pacientes decorrentes de exames mamográficos pode induzir efeitos estocásticos da radiação e, assim, há um risco potencial associado a esta prática (BURCH & GOODMAN, 1998; DeWERD & WAGNER, 1999; DANCE et al., 1999). Portanto, a dose total à qual a paciente estará submetida nos exames deve ser a

menor possível, mas comprometida com uma qualidade da imagem que seja suficiente para um diagnóstico adequado (PEIXOTO & ALMEIDA, 2001). Desta forma, é importante a existência de um programa de controle de qualidade em exames mamográficos que alie estes objetivos, seguindo protocolos internacionais.

No Brasil, a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) lançou em 1998 as Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico (Portaria 453/98). Este regulamento trata, dentre outras coisas, de normas gerais para o controle de qualidade de equipamentos de raios X diagnóstico (ANVISA, 1998). As recomendações contidas nesta portaria são baseadas em normas internacionais. Em 2012 foi instituído o Programa Nacional de Qualidade em Mamografia (PNQM), que normatiza os critérios de controle de qualidade para imagens radiográficas da mama, bem como laudos radiográficos (BRASIL, 2012).

Em 2005, foi lançado um guia de procedimentos para controle de qualidade em radiologia diagnóstica que complementa a Portaria 453. Nele, os testes apresentados no documento anterior são descritos com maiores detalhes. Percebe-se que o uso de câmaras de ionização é importante para o controle da qualidade dos feixes de raios X na faixa de mamografia.

Segundo o guia (ANVISA, 2005), os testes anuais a serem feitos com a câmara de ionização são: a reprodutibilidade e a linearidade da taxa de kerma no ar, a verificação da camada semirredutora e medições de dose de entrada na pele. Cada um desses testes tem objetivos claros que são: avaliar a constância da taxa de kerma no ar e sua linearidade, verificar a qualidade do feixe e estimar a dose de entrada da mama. Neste trabalho, os testes de controle de qualidade para os mamógrafos utilizando câmara de ionização seguiram os métodos de controle de qualidade da IAEA: repetibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar, rendimento normalizado, kerma no ar incidente na superfície do objeto simulador, camada semirredutora e dose glandular média (IAEA, 2011).

O programa de controle da qualidade na prática da mamografia envolve outros testes além dos citados. Contudo, não serão estudados neste trabalho, pois não envolvem medições diretas com câmara de ionização.

3. Materiais e métodos

Neste capítulo, a relação dos materiais e os métodos utilizados para o desenvolvimento desta tese serão apresentados. Inicialmente serão listados os sistemas de radiação do Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do IPEN, bem como os sistemas auxiliares. Em seguida, serão descritos os mamógrafos empregados neste trabalho.

Os métodos aplicados nesta pesquisa são baseados em normas e recomendações internacionais e serão descritos ao longo do capítulo.

3.1 Materiais

A seguir é apresentada a relação dos materiais utilizados neste trabalho. Cada equipamento será descrito com suas características principais.

3.1.1 Sistemas de radiação do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN

3.1.1.1 Equipamento de raios X Pantak-Seifert

O LCI possui um equipamento de raios X industrial Pantak-Seifert Isovolt 160HS com alvo de tungstênio, que opera de 5 a 160 kV (a corrente pode variar de 0,1 mA a 45 mA) com filtração inerente de 0,8 mmBe. Neste sistema, estão implantadas as qualidades de radiodiagnóstico, mamografia, tomografia computadorizada, radioterapia e radioproteção, de acordo com recomendações internacionais. Para este trabalho, foram utilizadas as qualidades de radiodiagnóstico convencional e mamografia, descritas nas Tabelas 3.1, 3.2 e 3.3. As qualidades de radiação da Tabela 3.1 são baseadas na norma IEC 61267 (IEC, 2005).

Como o equipamento de raios X tem alvo de tungstênio (W), as qualidades estabelecidas para mamografia, descritas nas Tabelas 3.2 e 3.3, seguem os padrões do Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) (PTB, s.d.), ou seja, equipamento com alvo de tungstênio (W) e filtração adicional de molibdênio (Mo) e alumínio (Al). A

Figura 3.1 apresenta o sistema de radiação com o equipamento de raios X e a roda de filtros. A câmara de ionização Radcal RC6 também é apresentada na Figura 3.1.

Tabela 3.1. Qualidades dos feixes de radiodiagnóstico¹ estabelecidas no LCI (IEC, 2005)

Qualidade da Radiação	Tensão no Tubo (kV)	Corrente no Tubo (mA)	Filtração Adicional (mmAl)	Camada Semirredutora (mmAl)	Taxa de Kerma no Ar (mGy/min)
<i>Feixes diretos</i>					
RQR 3	50	10	2,4	1,78	22,20 ± 0,02
RQR 5	70	10	2,8	2,58	38,76 ± 0,02
RQR 8	100	10	3,2	3,97	68,47 ± 0,02
RQR 10	150	10	4,2	6,57	119,46 ± 0,06
<i>Feixes atenuados</i>					
RQA 3	50	20	12,4	3,8	3,01 ± 0,01
RQA 5	70	20	23,8	6,8	2,88 ± 0,01
RQA 8	100	20	37,2	10,1	4,89 ± 0,01
RQA 10	150	20	49,2	13,3	11,05 ± 0,02

Tabela 3.2. Qualidades dos feixes de mamografia estabelecidas no LCI, com filtração adicional de molibdênio (PTB, s.d.)

Qualidade da Radiação	Tensão no Tubo (kV)	Corrente no Tubo (mA)	Filtração Adicional (mmMo)	Filtração Adicional (mmAl)	Camada Semirredutora (mmAl)	Taxa de Kerma no Ar (mGy/min)
<i>Feixes diretos</i>						
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
<i>Feixes atenuados</i>						
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

¹ Em metrologia das radiações o termo 'radiodiagnóstico' é relacionado apenas com as qualidades de radiação RQR e RQA (IEC, 2005).

Tabela 3.3. Qualidades dos feixes de mamografia estabelecidas no LCI, com filtração adicional de alumínio (PTB, s.d.)

Qualidade da Radiação	Tensão no Tubo (kV)	Corrente no Tubo (mA)	Filtração Adicional (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

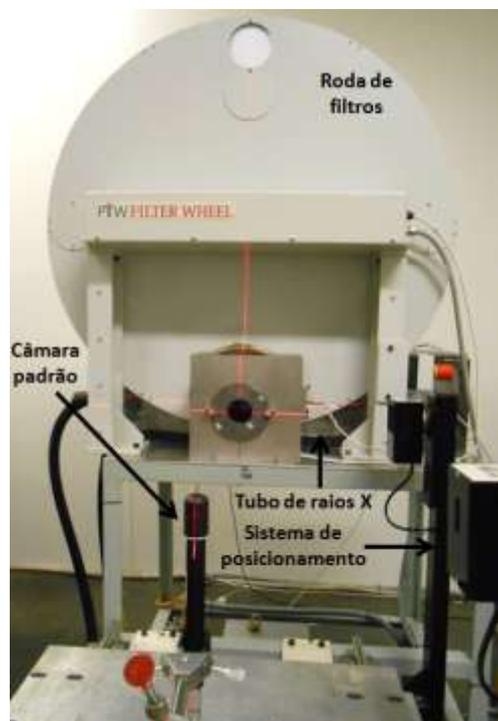


Figura 3.1. Sistema de radiação com tubo de raios X Pantak-Seifert, roda de filtros, colimadores, sistema de posicionamento e câmara padrão Radcal RC6

Para todas as qualidades de radiação estabelecidas no LCI e utilizadas neste trabalho, a distância de calibração foi de 100 cm do ponto focal do equipamento de raios X. Esta posição é a comumente utilizada para calibrar câmaras de ionização no intervalo de energia de radiodiagnóstico e mamografia.

Na Tabela 3.1 a nomenclatura RQR e RQA significam, respectivamente em inglês, *Radiation qualities in radiation beams emerging from the X-ray source assembly* e *Radiation qualities based on a phantom made up of an aluminium added filter* (IEC, 2005).

Para as qualidades de mamografia com filtração adicional de molibdênio as nomenclaturas WMV e WMH significam que o alvo do equipamento deve ser de tungstênio (W) com filtro de molibdênio (Mo) para feixes diretos (V) ou atenuados (H), conforme a Tabela 3.2. Esta nomenclatura é semelhante para as qualidades de mamografia com filtração adicional de alumínio, substituindo-se o M por A em WAV e WAH, conforme a Tabela 3.3.

3.1.1.2 Mamógrafo Philips VMI

O LCI conta com um equipamento convencional de mamografia Philips VMI Graph Mammo AF PJ43, com alvo de molibdênio e filtros de molibdênio e ródio, que opera de 20 kV a 35 kV. Este equipamento tem uma filtração inerente de 0,5 mmBe. Na Figura 3.2 é apresentado o mamógrafo Philips VMI.

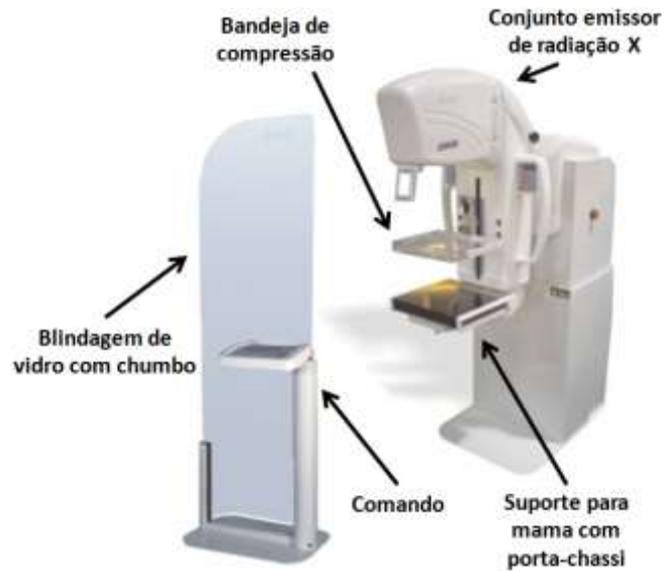


Figura 3.2. Mamógrafo convencional Philips VMI Graph Mammo AF PJ43

3.1.1.3 Fonte de controle

Para verificação da estabilidade da resposta das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho foi utilizada uma fonte de controle de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$, *Physikalisch-Technische Werkstätten* (PTW), tipo 8921, com atividade de 21 MBq (calculada em 2012). Esta fonte e a sua blindagem são apresentadas na Figura 3.3.



Figura 3.3. Fonte de controle de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ utilizada para verificar a estabilidade da resposta das câmaras de ionização

3.1.2 Mamógrafo do Departamento de Diagnóstico por Imagem da UNIFESP

Foi utilizado o equipamento de mamografia convencional GE Senograph DMR *plus* com alvos de molibdênio e ródio e filtros de molibdênio, ródio e alumínio, que opera de 20 kV a 49 kV, pertencente ao Departamento de Diagnóstico por Imagem da UNIFESP. Este equipamento tem uma filtração inerente de 0,69 mmBe. Na Figura 3.4 é apresentado este mamógrafo.



Figura 3.4. Mamógrafo convencional GE Senograph DMR *plus*

3.1.3 Mamógrafo do Hospital Pérola Byington

O Hospital Pérola Byington – Centro de Referência da Saúde da Mulher – é um hospital da rede pública estadual de saúde do estado de São Paulo. Além de oferecer tratamento para mulheres com câncer mamário, esse hospital presta assistência médico-hospitalar na área ginecológica.

Foi utilizado o equipamento de mamografia convencional GE Diamond com alvo de molibdênio e filtros de molibdênio, ródio e alumínio, que opera de 20 kV a 49 kV.

Este equipamento tem uma filtração inerente de 0,63 mmBe. Na Figura 3.5 é apresentado este mamógrafo.



Figura 3.5. Mamógrafo convencional GE Diamond

3.1.4 Sistemas de medição

Para verificação das qualidades estabelecidas no LCI foram utilizadas duas câmaras de ionização padrões secundários: no intervalo de energia de feixes padronizados de mamografia foi utilizada uma câmara de ionização de placas paralelas Radcal, modelo RC6M (número de série 9231). No intervalo de energia de feixes padronizados de radiodiagnóstico foi utilizada uma câmara de ionização cilíndrica Radcal, modelo RC6 (número de série 16675). As duas câmaras de ionização padrões secundários têm volume sensível de $6,0 \text{ cm}^3$ e certificados de calibração emitidos em julho de 2009 pelo laboratório padrão primário da Alemanha, *Physikalisch-Technische Bundesanstalt* (PTB).

Para polarização e coleta das medições das câmaras de ionização padrões, foi utilizado um eletrômetro Keithley, modelo 6517A. Na Figura 3.6 estão apresentadas as câmaras de ionização padrões secundários e o eletrômetro Keithley.

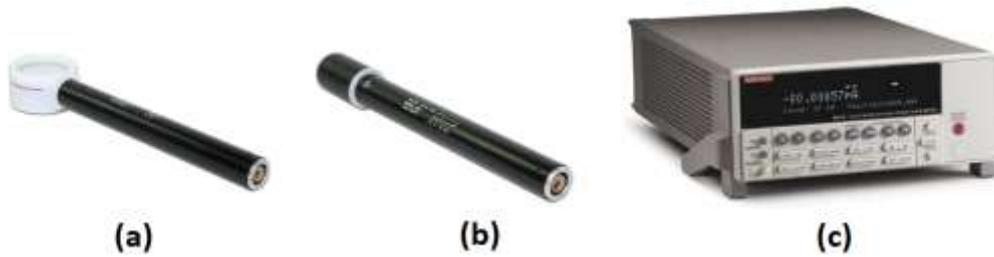


Figura 3.6. Câmaras de ionização Radcal (a) RC6M e (b) RC6; (c) Eletrômetro Keithley 6517A

Nas medições nos mamógrafos foi utilizada uma câmara de ionização também de $6,0 \text{ cm}^3$ Radcal, modelo 10X5-6M (número de série 8220), pertencente ao LCI. Esta câmara é comumente usada no controle de qualidade deste tipo de equipamento. Um eletrômetro Radcal, modelo 9015, foi utilizado para a polarização desta câmara de ionização e aquisição das medições. Na Figura 3.7 é apresentada a câmara Radcal 10X5-6M e o eletrômetro Radcal 9015.



Figura 3.7. Câmara Radcal 10X5-6M e o eletrômetro Radcal 9015

Para polarização e aquisição das medições com as câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho foram utilizados os eletrômetros PTW UNIDOS E e UNIDOS, apresentados na Figura 3.8. O eletrômetro UNIDOS E é o padrão para

dosimetria em uso clínico, enquanto que o eletrômetro UNIDOS é o padrão secundário usado em feixes de laboratório.



Figura 3.8. Eletrômetros PTW UNIDOS E (a) e UNIDOS (b) utilizados neste trabalho

3.1.5 Sistemas auxiliares

Para medições da dependência direcional da resposta das câmaras desenvolvidas neste trabalho foi utilizado um minigoniômetro modelo GN1 da marca Optron, que permite variações angulares de 2° .

Para controle da qualidade nas medições nos mamógrafos foi utilizado um objeto simulador desenvolvido por Corrêa (CORRÊA, 2010), baseado no código de prática TRS 457 da IAEA (IAEA, 2007). Este objeto simulador consiste de 13 placas de polimetil metacrilato (PMMA), cada uma com espessura de 5,0 mm. Na Figura 3.9 é apresentado o objeto simulador.



Figura 3.9. Objeto simulador de mama, desenvolvido por Corrêa (2010)

Para estimar os valores de camada semirredutora (CSR) das qualidades de radiação nos mamógrafos, foram utilizadas folhas de alumínio de 0,1 mm de espessura com 99,99 % de pureza. Este nível de pureza das folhas de alumínio é recomendado pela publicação TRS 457 (IAEA, 2007).

Outros equipamentos auxiliares incluindo desumificadores, climatizadores, barômetros, termômetros e higrômetros foram utilizados para monitorar as condições ambientais do laboratório durante as medições.

3.2 Métodos

A seguir serão descritos os métodos que foram utilizados para avaliação do desempenho das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho. Os testes apresentados são baseados em normas e protocolos internacionais.

3.2.1 Testes de caracterização

Os testes de caracterização são importantes na determinação das condições de operação das câmaras de ionização. São eles: Curva de saturação, eficiência de coleção de íons, efeito da polaridade, linearidade da resposta, dependência angular e dependência energética.

3.2.1.1 Curva de saturação

Para obtenção da curva de saturação, as câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho foram submetidas a variações de tensão de polarização de ± 50 V a ± 400 V, em intervalos de ± 50 V. Assim, é possível verificar o patamar de saturação que indica que todos os pares de íons formados pela radiação incidente foram coletados (TURNER, 2007). Este teste é importante para se determinar a tensão de trabalho da câmara de ionização.

3.2.1.2 Eficiência de coleção de íons

A determinação da eficiência de coleção de íons é necessária para estimar se os efeitos de recombinação iônica estão afetando a resposta da câmara de ionização. Neste trabalho, a eficiência de coleta de íons foi calculada com o método das duas tensões (IAEA, 2000), definido por:

$$k_s = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (M_1/M_2)},$$

onde M_1 e M_2 são as medições do eletrômetro corrigidas para a influência da temperatura e pressão, nas tensões V_1 e V_2 e $V_1 = 2V_2$ (IEC, 2011). A tensão V_1 é o valor normalmente utilizado para essas câmaras. O valor de k_s deve ser melhor que 95 %, o que significa que as perdas por recombinação devem ser menores que 5,0 %, como recomendado pela IEC (IEC, 1997).

3.2.1.3 Efeito da polaridade

A mudança do sinal da tensão de polarização das câmaras de ionização influencia a resposta da câmara de ionização. O teste do efeito da polaridade quantifica essa influência (ZHU, 2010) e, para esse trabalho, foi determinado como a razão entre as medições obtidas no teste da curva de saturação, para um mesmo valor absoluto da tensão, mas com sinais opostos. De acordo com recomendações internacionais (IEC, 2011) a diferença entre as respostas não deve ser maior que 1,0 %.

3.2.1.4 Linearidade da resposta

O comportamento da resposta da câmara de ionização com a mudança na taxa de kerma no ar é obtido com o teste da linearidade. Para este teste, as câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho foram submetidas ao feixe de raios X na qualidade de referência WMV 28 (Tabela 3.2), com correntes no tubo variando de 2,0 mA a 35,0 mA.

3.2.1.5 Dependência angular

Para o teste de dependência angular, as câmaras desenvolvidas neste trabalho foram submetidas ao feixe de raios X na qualidade de referência WMV 28, à distância

de calibração. As câmaras foram posicionadas no goniômetro e o ângulo de incidência da radiação variou de $\pm 10^\circ$, sendo o sentido anti-horário como positivo. Segundo a norma IEC 61674 (IEC, 1997), os limites de variação para a dependência angular devem ser $\pm 3,0\%$, com relação à medição feita com o ângulo de incidência da radiação de 0° .

3.2.1.6 Dependência energética

O teste de dependência energética da resposta das câmaras de ionização foi feito submetendo-se as câmaras de ionização desenvolvidas aos feixes de radiação padronizados descritos nas Tabelas 3.1, 3.2 e 3.3 à distância de calibração. Para verificar a dependência energética da resposta das câmaras desenvolvidas neste trabalho, foi utilizado o método de calibração conhecido por método da substituição (IAEA, 2009a). Neste caso, o ponto de referência de cada câmara de ionização é posicionado sucessivamente à distância de calibração. Assim, os coeficientes de calibração para as câmaras desenvolvidas neste trabalho foram obtidos, para cada intervalo de energias.

De acordo com a norma IEC 61674 (IEC, 1997), o limite de variação da dependência energética das câmaras de ionização no intervalo de energia de radiodiagnóstico e mamografia deve ser no máximo de $\pm 5,0\%$, com relação às qualidades de referência: RQR 5, RQA 5, WMV 28, WMH 28, WAV 28 e WAH 28.

3.2.2 Testes de estabilidade

Os testes de estabilidade da resposta das câmaras de ionização desenvolvidas foram os seguintes: estabilidade em curto e em longo prazos, tempo de estabilização e corrente de fuga. No teste de estabilidade em curto prazo (ou teste de repetibilidade), as condições de medição devem sempre ter “o mesmo procedimento de medição, os mesmos operadores, o mesmo sistema de medição, as mesmas condições de operação e o mesmo local, assim como medições repetidas no mesmo objeto” (INMETRO, 2012).

Assim, 10 medições sucessivas da carga coletada foram obtidas sob as mesmas condições experimentais. Esses valores devem apresentar um coeficiente de variação menor que 3,0 %.

Realizando o teste de repetibilidade ao longo do tempo, tem-se o teste de estabilidade em longo prazo. Neste teste, os valores médios obtidos no teste de repetibilidade são calculados e indicam o quão constante é a resposta da câmara de ionização com o passar do tempo. Para tanto, os limites de variação devem estar dentro de $\pm 2,0$ % (IEC, 1997).

Para avaliar quanto tempo será necessário para que o conjunto câmara de ionização e eletrômetro fique estável eletricamente antes das medições, é aplicado o teste do tempo de estabilização do conjunto. Segundo a norma IEC 61674 (IEC, 1997), este teste deve ser realizado da seguinte forma: a resposta da câmara em condições de irradiação não deve diferir de $\pm 2,0$ % nos intervalos de tempo de 15, 30, 45 e 60 min após a câmara ter sido polarizada.

A corrente de fuga é a corrente gerada pelo conjunto câmara de ionização e eletrômetro na ausência de radiação. A corrente de fuga também pode ocorrer tanto antes quanto após a irradiação e ainda por influência da umidade. Neste trabalho, a carga foi coletada durante 20 min antes e 20 min após uma irradiação com a fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$. No intervalo de energia de radiodiagnóstico e mamografia, a corrente de fuga antes e após a irradiação não deve exceder 5,0 % da menor medição obtida durante um intervalo de tempo de irradiação de pelo menos 1 min (IEC, 1997).

3.2.3 Testes de controle de qualidade em mamógrafos

A seguir serão descritos os procedimentos dos testes em mamógrafos utilizando as câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho. São eles: repetibilidade da taxa de kerma no ar, linearidade da taxa de kerma no ar, determinação das camadas semirredutoras e estimativa da dose glandular média.

Nos mamógrafos, o arranjo experimental básico para esses testes foi o recomendado pela IAEA (IAEA, 2009b): câmara de ionização centralizada no campo de raios X e alinhada lateralmente no suporte de mama e centro do volume sensível da câmara localizado a 50 mm da borda do suporte de mama.

3.2.3.1 Repetibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar

Na verificação da repetibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar, as câmaras de ionização são posicionadas a 4,5 cm acima do suporte de mama. Neste teste, o compressor de mama não precisa ser usado. As câmaras de ionização foram irradiadas no modo manual com tensões de 25 kVp, 28 kVp, 30 kVp e 35 kVp, na combinação anodo/filtro de Mo/Mo. Foram utilizados três valores de produto corrente-tempo (20 mAs, 40 mAs e 80 mAs) e, para cada um desses valores, três medições foram realizadas. A repetibilidade, neste caso, é dada por (IAEA, 2009b):

$$D(\%) = \frac{\dot{K}_{m\acute{a}x} - \dot{K}_{m\acute{i}n}}{\dot{K}_{m\acute{i}n}} \times 100$$

onde D(%) é a diferença percentual entre as medições, $\dot{K}_{m\acute{a}x}$ e $\dot{K}_{m\acute{i}n}$ são o maior e o menor valores obtidos da taxa de kerma no ar, respectivamente. O valor de D(%), segundo recomendações, deve ser menor que 5 % (IAEA, 2009b).

Com os resultados do teste de repetibilidade da taxa de kerma no ar pode-se verificar a linearidade da taxa de kerma no ar (L), que deve variar com o aumento do produto corrente-tempo. A linearidade é determinada de acordo com (IAEA, 2009b):

$$L = \frac{(Y_{i-1} - Y_i)}{(Y_{i-1} + Y_i)} \times 100, \text{ sendo } Y_i = \frac{\dot{K}_{a_i}}{mAs_i},$$

onde Y_i é a razão entre a taxa de kerma no ar (\dot{K}_{a_i}) obtida para certo produto corrente-tempo (mAs) e o respectivo valor do produto corrente-tempo. Segundo

recomendações da IAEA (IAEA, 2009b), o limite para o teste de linearidade deve ser menor que 10 %.

3.2.3.2 Kerma no ar incidente na superfície do simulador

Neste teste, é determinado o valor do kerma no ar incidente, sem objeto espalhador, na posição correspondente à superfície do simulador. Para isso, foi utilizado o objeto simulador com diversas espessuras. Para cada espessura selecionada de objeto simulador, foi escolhido o modo de exposição manual, com o simulador comprimido. Após o mamógrafo selecionar a técnica² a ser aplicada, foi repetida a irradiação retirando-se o objeto simulador e colocando-se a câmara de ionização à mesma altura do simulador e com o compressor de mama, no modo de operação manual, com a técnica igual ou próxima à que foi selecionada automaticamente.

O valor do kerma no ar incidente foi calculado por (IAEA, 2009b):

$$K_i = M_C \times N_k \times k_{T,P}$$

onde M_C é a medição da câmara de ionização, N_k é o coeficiente de calibração da câmara e $k_{T,P}$ é o fator de correção para as condições normais de temperatura e pressão.

3.2.3.3 Camada Semirredutora

Para a determinação da CSR, o compressor de mama foi posicionado à metade da distância entre o foco do tubo de raios X de cada mamógrafo e a câmara de ionização. Assim, a câmara de ionização teve seu volume sensível localizado inteiramente dentro do campo de radiação, e foi posicionada à altura de 4,5 cm com relação ao suporte de mama. As folhas de alumínio foram utilizadas para se estimar os

² O termo “técnica” é um jargão da radiologia clínica. Neste caso, refere-se ao conjunto de parâmetros de kVp e mAs programados no mamógrafo para se realizar os exames.

valores da CSR; estas folhas foram colocadas sobre o compressor de mama. A CSR foi determinada (IAEA, 2009b):

$$CSR = \frac{t_2 \ln[2 M_1/M_0] - t_1 \ln[2 M_2/M_0]}{\ln[2 M_1/M_2]}$$

onde M_0 é a medição sem filtros de alumínio, M_1 é a medição para uma espessura imediatamente acima do valor da espessura referente à $M_0/2$, com filtro de espessura t_1 e M_2 é a medição para uma espessura imediatamente abaixo do valor de $M_0/2$, com filtro de espessura t_2 .

O intervalo de tolerância da camada semirredutora foi calculado usando (IAEA, 2009b):

$$kVp/100 + 0,03 \leq CSR \leq (kVp/100) + C$$

onde o valor de C é dado na Tabela 3.4 para combinações diferentes de anodo/filtro.

Tabela 3.4. Valores da constante C relacionados à combinação anodo/filtro (IAEA, 2009b)

C	Combinação anodo/filtro
0,12	Mo/Mo
0,19	Mo/Rh
0,22	Rh/Rh
0,30	W/Rh

3.2.3.4 Determinação da Dose Glandular Média

Para determinação da dose glandular média (D_G), foi utilizada a seguinte fórmula (IAEA, 2011):

$$D_G = g_t c_t s K_{i,t}$$

onde:

g_t é o fator de conversão do kerma no ar para D_G para uma mama com 50 % de tecido fibroglandular e 50 % de tecido adiposo, com uma espessura de t mm;

c_t é o fator de conversão da glandularidade de uma mama padrão de espessura t mm;

s é um fator de correção que depende da combinação anodo/filtro;

$K_{i,t}$ é o kerma no ar medido (sem objeto simulador) na mesma altura referente à superfície do objeto simulador de PMMA de espessura variável (CORRÊA, 2010), usado para simular a mama com espessura de t mm.

Os valores das constantes citadas são listados no documento IAEA HHS 17 (IAEA, 2011). Neste mesmo documento são obtidos os limites estabelecidos para D_G , calculada a partir da equação. Estes limites estão apresentados na Tabela 3.5.

Tabela 3.5. Valores para D_G com relação à espessura do objeto simulador (IAEA, 2011)

Espessura do simulador de PMMA (mm)	Espessura equivalente da mama (mm)	Nível aceitável da D_G para a mama equivalente (mGy)	Nível realizável da D_G para a mama equivalente (mGy)
20	21	1,0	0,6
30	32	1,5	1,0
40	45	2,0	1,6
45	53	2,5	2,0
50	60	3,0	2,4
60	75	4,5	3,6
70	90	6,5	5,1

3.2.4 Correção das medições para as condições normais de temperatura e pressão

Como as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho não são seladas, do tipo abertas (as características do ar na região interna das câmaras são as mesmas do ambiente externo), é necessário fazer correções nas medições para a influência da temperatura e da pressão. A correção é dada por (IAEA, 2007):

$$k_{TP} = \left(\frac{273,2 + T}{273,2 + T_0} \right) \left(\frac{P_0}{P} \right)$$

onde T_0 e P_0 são a temperatura de referência (20°C) e a pressão de referência (101,3 kPa), respectivamente.

3.2.5 Cálculo das incertezas nas medições

Neste trabalho, as incertezas foram estimadas conforme a norma da ABNT (2003), que define as incertezas em Tipo A e Tipo B. As incertezas do Tipo A são obtidas a partir da distribuição estatística dos valores provenientes de séries de medições e podem ser caracterizadas por desvios-padrão (INMETRO, 2012). Neste trabalho, as medições das correntes de ionização foram analisadas por meio de médias aritméticas (\bar{x}) dos conjuntos de medições nas mesmas condições e desvios-padrões experimentais da média ($\delta_{\bar{x}}$):

$$\bar{x} \pm \delta_{\bar{x}}.$$

A média aritmética é dada por:

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i$$

e os desvios-padrões experimentais da média são dados por:

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

onde N é o número de medições realizadas para um mesmo experimento.

As incertezas do Tipo B são aquelas determinadas por meios diferentes daqueles adotados para a avaliação do Tipo A da incerteza de medição (INMETRO, 2012). O Vocabulário Internacional de Metrologia (VIM) fornece alguns exemplos da incerteza Tipo B: informação obtida a partir de um certificado de calibração dos instrumentos auxiliares como termômetro e barômetro, distância de calibração, espessura dos filtros, entre outros. Nos resultados apresentados neste trabalho foi utilizada a incerteza combinada expandida, levando em conta as incertezas do Tipo A e Tipo B e um fator de abrangência k igual a 2, para todos os casos.

4. Resultados e discussão

Neste capítulo serão apresentados o desenvolvimento e a caracterização de três câmaras de ionização especiais, para utilização em situações diferentes em feixes de mamografia.

A primeira câmara de ionização desenvolvida neste trabalho foi uma câmara Tandem, do tipo já desenvolvido no laboratório, mas para radiodiagnóstico convencional, com volume de 2,5 cm³ (COSTA & CALDAS, 2008), mas agora com o volume de 6,0 cm³. Este volume é recomendado para os feixes de radiação X no intervalo de energia de mamografia (GUERRA, 2001) e esta câmara de ionização será utilizada tanto para a determinação de taxa de kerma no ar como para a verificação da energia desses feixes.

A segunda câmara de ionização desenvolvida neste trabalho será usada em objetos simuladores de mamas com várias espessuras; contudo, tem dimensões apropriadas para dosimetria usando objetos simuladores de mamas pequenas (objetos simuladores com 2 cm de espessura), para evitar o uso do fator de correção da espessura da câmara, que é necessário no caso de algumas câmaras de ionização comerciais.

A terceira câmara de ionização desenvolvida é semelhante à segunda câmara de ionização; contudo, tem volume duplo de coleção de íons. O volume sensível desta câmara de ionização é de 6,0 cm³, com eletrodo coletor e anel de guarda em um filme fino transparente. Esta característica é importante para efeitos de polaridade serem evitados quando a câmara é exposta à radiação emitida pela fonte de controle de ⁹⁰Sr+⁹⁰Y, nos testes de estabilidade da resposta. Como o eletrodo coletor e o anel de guarda foram colocados em um filme fino transparente, não ocorre atenuação de fótons de raios X, pois a espessura do filme é de apenas 0,15 mm. Assim, os dois volumes serão irradiados igualmente.

4.1 Desenvolvimento das câmaras de ionização para feixes de mamografia

Neste tópico serão apresentados os detalhes da construção das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho. Todas foram construídas usando materiais disponíveis no mercado nacional.

4.1.1 Câmara de ionização de dupla face – Protótipo 1

O primeiro protótipo de câmara de ionização, chamado Protótipo 1, é uma câmara de ionização de duas faces: uma com eletrodo coletor de alumínio e a outra com eletrodo coletor de grafite. As janelas de entrada de ambas as faces são de poliéster aluminizado (Mylar®) com $1,87 \text{ mg.cm}^{-2}$ de densidade superficial. O esquema do Protótipo 1 é apresentado na Figura 4.1.

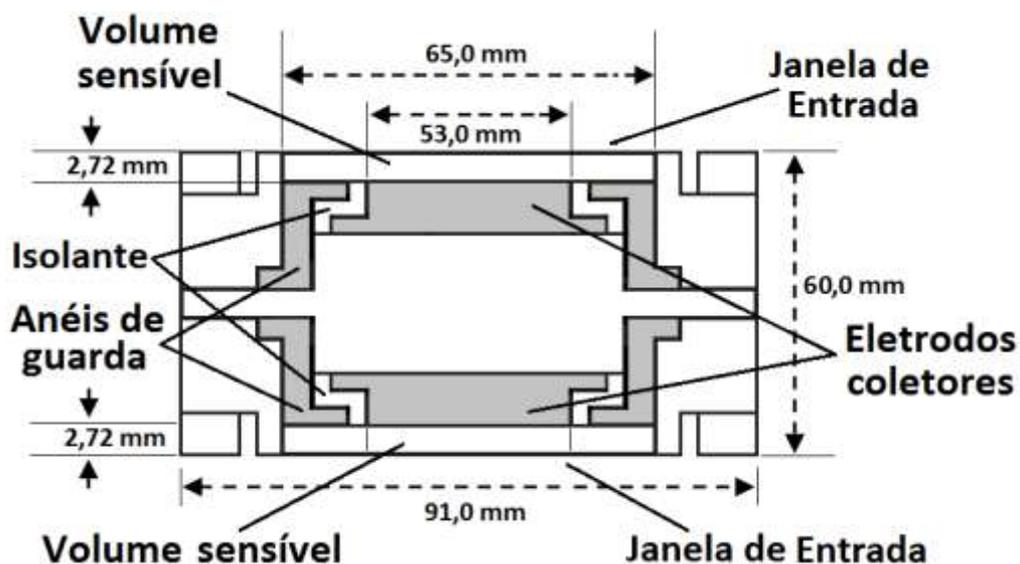


Figura 4.1. Corte transversal detalhado do Protótipo 1, que é uma câmara de ionização de dupla face, mostrando as janelas de entrada, os isolantes, os anéis de guarda e os eletrodos coletores

As duas faces do Protótipo 1 possuem anéis de guarda feitos de polimetil metacrilato (PMMA) com uma camada superficial de $0,35 \mu\text{m}$ de grafite. O eletrodo

coletor de grafite também é feito de uma placa de PMMA com camada de grafite. O eletrodo coletor de alumínio é de papel alumínio de uso doméstico com pureza de 98,02 %, ajustado numa base de PMMA. O isolante, colocado entre o eletrodo coletor e o anel de guarda em ambas as faces é de policarbonato. O volume sensível da câmara para cada face é de $6,0 \text{ cm}^3$, com uma distância entre o eletrodo coletor e a janela de entrada de 2,72 mm. O corpo da câmara é feito de PMMA. Deste material foi ainda construído um suporte especial para a fonte de controle durante os testes de estabilidade de resposta para garantir a reprodutibilidade das condições geométricas em relação à fonte de controle. Na Figura 4.2 são apresentados um esquema do suporte especial e uma fotografia da câmara de ionização posicionada neste suporte.

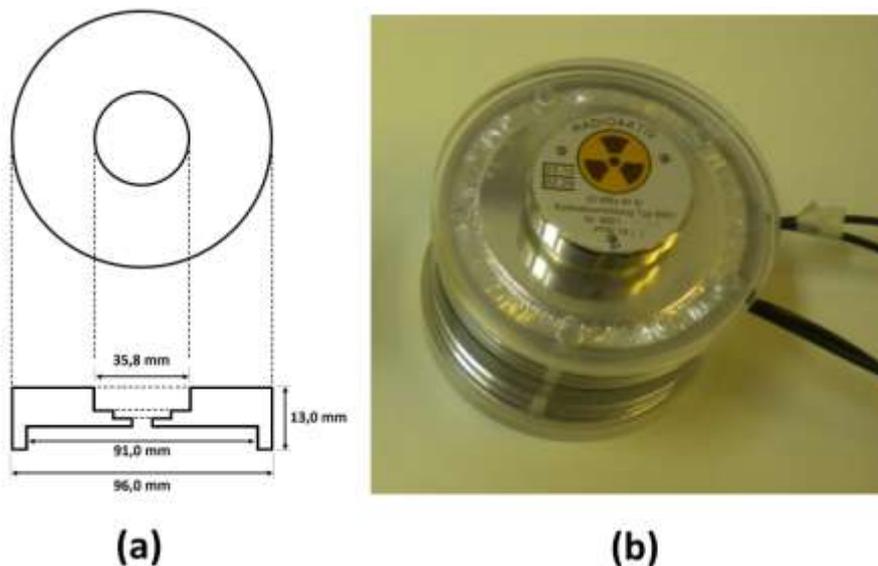


Figura 4.2. (a) Diagrama esquemático do suporte especial para a fonte de controle e (b) Protótipo 1 com o suporte e a fonte de controle sobre uma de suas faces

Cada face da câmara apresenta uma saída de resposta, de acordo com as características do eletrodo coletor de cada face. A vantagem das duas saídas é a possibilidade de estabelecimento de um sistema Tandem, como será apresentado no item 4.2.6.4. Para a realização das medições, faz-se necessário girar a câmara e realizar as medições em cada face de cada vez. Para posicionar esta câmara de ionização nos feixes de radiação utilizados neste trabalho uma haste de alumínio de 20 cm de

comprimento foi utilizada. Foi necessário que o material da haste fosse metálico para suportar o peso do Protótipo 1. Este protótipo apresentou resposta adequada nos testes de caracterização aos quais foi submetido e poderá ser usado na dosimetria com objetos simuladores de mamas com várias espessuras, desde que seja aplicado um fator de correção para a espessura da câmara no caso de objetos simuladores de mamas pequenas e de tamanho médio. Contudo, este fator não foi estimado neste trabalho. Para a medição da dose em objetos simuladores também de mamas pequenas, sem aplicar fator de correção para a espessura da câmara, foi desenvolvido o Protótipo 2.

4.1.2 Câmara de ionização de volume único - Protótipo 2

A segunda câmara de ionização desenvolvida neste trabalho foi o Protótipo 2. Este apresenta espessura de 2 cm, que é adequada para medições de dose para mamas pequenas sem precisar de correções para espessura da câmara. Outra inovação neste caso é que a base do Protótipo 2 é de rosca, substituindo os parafusos que são presentes no projeto do Protótipo 1. O Protótipo 2 também apresenta volume sensível de 6,0 cm³.

Os materiais usados na fabricação desta câmara de ionização são os mesmos do Protótipo 1, com exceção do papel alumínio de uso doméstico. O eletrodo coletor de grafite foi feito de uma placa de PMMA com camada de grafite. A distância entre o eletrodo coletor de grafite e a janela de entrada da câmara é de 5,0 mm. Na Figura 4.3 é apresentado o Protótipo 2.

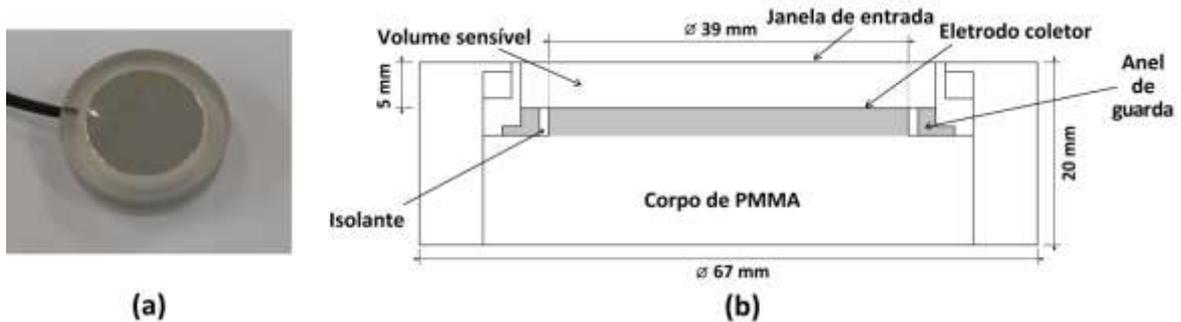


Figura 4.3. (a) Fotografia e (b) Diagrama esquemático do Protótipo 2

4.1.3 Câmara de ionização com volume duplo – Protótipo 3

O Protótipo 3 tem a mesma geometria externa e a mesma utilização prevista em feixes de mamografia que o Protótipo 2, mas apresenta três inovações no seu projeto:

- Tem volume duplo de coleção de íons;
- O eletrodo coletor é feito de filme transparente (Figura 4.4) com camada de grafite em ambos os lados. Como o eletrodo coletor é uma camada fina de material condutor, são evitados os efeitos da polaridade durante o teste de estabilidade da resposta com a fonte de controle de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$;
- A distância entre a janela de entrada/alta tensão é menor que no Protótipo 2. Isto foi idealizado para verificar se ocorre recombinação iônica significativa devido à geometria interna do Protótipo 3.

O volume sensível do Protótipo 3 também é de $6,0 \text{ cm}^3$, com distância de $4,0 \text{ mm}$ entre o eletrodo coletor e a janela de entrada/alta tensão. Do mesmo filme transparente foi feito o anel de guarda, com largura de $3,0 \text{ mm}$. Para que o campo elétrico fosse o mesmo nos dois volumes sensíveis, uma camada de Mylar® foi posicionada na parte inferior do volume sensível e foi polarizada com a mesma tensão da janela de entrada. O Protótipo 3, apesar de ter volume duplo, não é de dupla face. Na Figura 4.5 é apresentado um esquema do Protótipo 3 e sua fotografia.

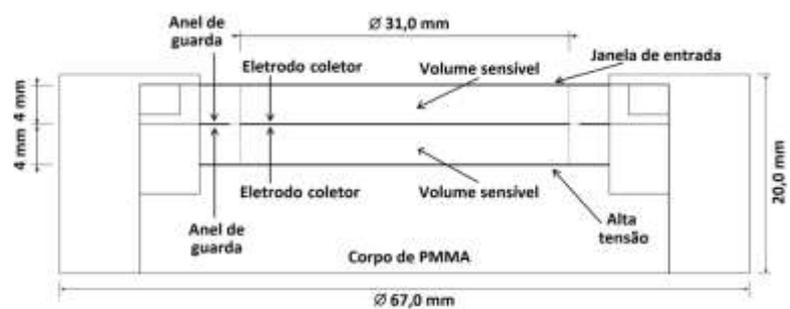


Figura 4.4. Eletrodo coletor, isolante e anel de guarda do Protótipo 3

Tanto para o Protótipo 2 quanto para o Protótipo 3 foi desenvolvido um suporte especial, similar ao do Protótipo 1, mas com geometria externa diferente para se adequar a cada câmara de ionização. Este suporte foi usado para posicionar a fonte de controle durante os testes de estabilidade da resposta das câmaras de ionização. Para posicionar os dois últimos protótipos nos demais campos de radiação, foi usada uma haste de acrílico com 20 cm de comprimento.



(a)



(b)

Figura 4.5. (a) Fotografia e (b) Diagrama esquemático do Protótipo 3

4.2 Testes de caracterização

A seguir, são apresentados os resultados dos testes de caracterização das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho. As incertezas das medições são apresentadas em forma de barras de erro. Em alguns resultados, as incertezas são tão pequenas que podem não ser visualizadas nos gráficos.

4.2.1 Corrente de saturação

As câmaras de ionização Protótipos 1, 2 e 3 foram irradiadas sequencialmente nos feixes da qualidade WMV 28 (Tabela 3.2), no equipamento de raios X Pantak Seifert, do LCI, tomando-se a janela de entrada como referência à distância de 100 cm. As tensões de polarização aplicadas às câmaras foram descritas anteriormente e as curvas de saturação estão apresentadas nas Figuras 4.6, 4.7 e 4.8 para o Protótipo 1, Protótipo 2 e Protótipo 3, respectivamente. As correntes de ionização foram determinadas como os valores médios de dez medidas para cada valor de tensão.

As incertezas nas correntes de ionização foram sempre menores que 0,05 % para ambas as câmaras, por isso são imperceptíveis nos gráficos apresentados. A diferença entre os comportamentos das duas faces do Protótipo 1, observada na Figura 4.6, é devido aos materiais dos eletrodos coletores (alumínio e grafite). Este comportamento do Protótipo 1 será observado em outros testes (Linearidade, Dependência Angular e Dependência Energética).

Percebe-se que as câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho apresentam região de saturação iniciando em ± 50 V. Assim, qualquer tensão acima deste valor pode ser usada para polarizar as câmaras e realizar os demais experimentos. Contudo, a tensão de trabalho utilizada nos demais testes foi de +300 V que é um valor comum de tensão aplicada às câmaras de ionização desenvolvidas no LCI. O valor positivo da tensão foi escolhido a partir do teste do efeito da polaridade, que será descrito a seguir.

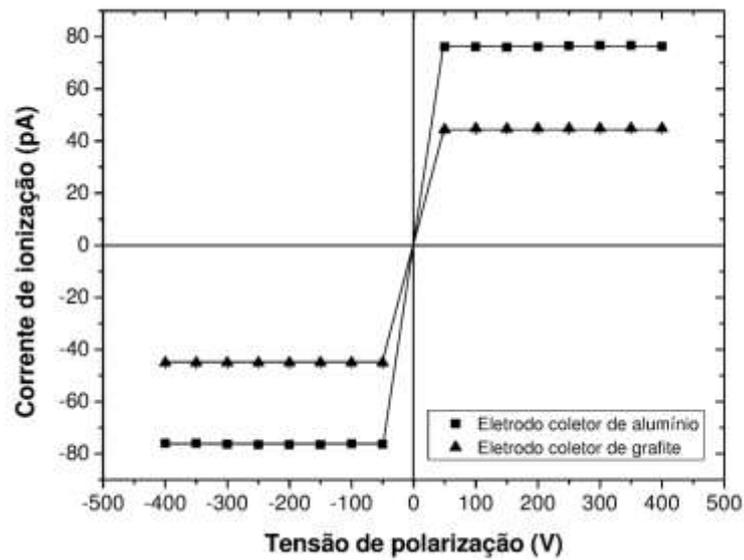


Figura 4.6. Curvas de saturação do Protótipo 1. As incertezas foram menores que 0,05 %, não sendo visíveis no gráfico

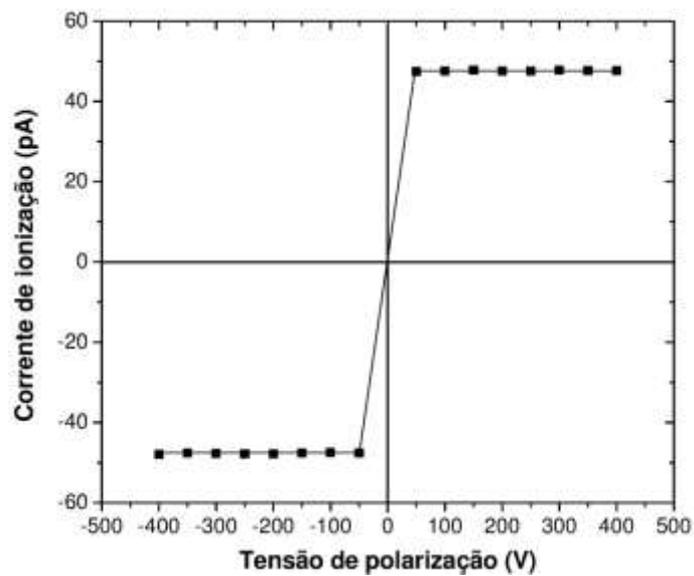


Figura 4.7. Curva de saturação do Protótipo 2. As incertezas foram menores que 0,05 %, não sendo visíveis no gráfico

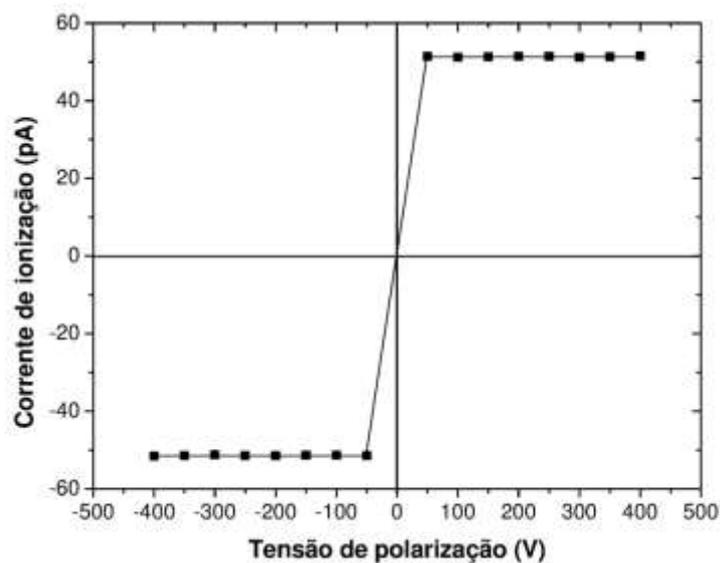


Figura 4.8. Curva de saturação do Protótipo 3. As incertezas foram menores que 0,05 %, não sendo visíveis no gráfico

4.2.2 Efeito da polaridade

A variação da resposta da câmara com a mudança no sinal da polaridade deve estar dentro de 1,0 %, ou seja, entre 0,99 e 1,01, tal como indicado pela norma IEC (IEC, 2011). Neste trabalho, o efeito da polaridade foi determinado a partir dos resultados obtidos em cada teste de saturação, e a variação da resposta como a razão entre os valores da corrente de ionização para tensões de mesmo valor absoluto, mas de sinais opostos.

Na Tabela 4.1 são apresentados os resultados do efeito de polaridade para as câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho. Percebe-se que o efeito da polaridade das câmaras desenvolvidas neste trabalho está de acordo com o recomendado pela norma IEC 60731 (IEC, 2011), exceto para a face com eletrodo coletor de grafite do Protótipo 1, que apresenta nas tensões +50 V/-50 V uma variação maior que 1,0 %. Isto não compromete o desempenho do Protótipo 1, pois a tensão de trabalho escolhida foi de +300 V, adequada para este tipo de câmara. Foi verificado ainda que no intervalo de energia de mamografia, irradiando os protótipos com a

qualidade WMV 28, os resultados para este teste foram dentro do estabelecido em norma.

Tabela 4.1. Efeito da polaridade das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho

Tensão de polarização (V)	Razão (I_+/I_-) ^a			
	Protótipo 1 Eletrodo coletor		Protótipo 2	Protótipo 3
	Alumínio	Grafite		
+50/-50	0,998	0,983	0,996	1,000
+100/-100	0,998	0,995	1,000	0,998
+150/-150	0,994	0,991	1,003	1,001
+200/-200	0,995	0,992	0,995	1,000
+250/-250	0,999	0,993	0,996	1,001
+300/-300	1,006	0,994	1,002	1,000
+350/-350	1,007	0,994	1,002	0,998
+400/-400	1,005	0,995	0,996	1,000

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

4.2.3 Eficiência de coleção de íons

A eficiência de coleção de íons também foi determinada a partir dos dados do teste de saturação usando o método das duas tensões, descrito anteriormente. A tensão V_1 é o valor normalmente utilizado para essas câmaras e neste caso foi +300 V. Para as câmaras de ionização desenvolvidas nesse trabalho a eficiência de coleção de íons foi sempre maior que 99,6 %, conforme observado na Tabela 4.2.

Segundo recomendações internacionais (IEC, 1997), a eficiência de coleção de íons para câmaras de ionização em feixes de mamografia deve ser maior ou igual a 95 %.

Tabela 4.2. Valores da eficiência de coleção de íons das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho (%)

Protótipo 1 Eletrodo coletor			
Alumínio	Grafite	Protótipo 2	Protótipo 3
99,7	99,9	99,9	99,9

4.2.4 Linearidade da resposta

Na realização do teste de linearidade da resposta das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho, as câmaras foram posicionadas à distância de calibração com relação ao foco do tubo de raios X utilizado. As câmaras foram polarizadas com a tensão de +300 V e a corrente no tubo variou de 2,0 mA a 35,0 mA para a obtenção de diferentes valores de taxa de kerma no ar.

Para cada ponto, dez medições foram realizadas e os valores médios são apresentados nas Figuras 4.9 a 4.11. As incertezas calculadas foram menores que 0,05 %, não sendo perceptíveis nos gráficos. Conforme visto, as câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho exibiram resposta linear na faixa testada de taxa de kerma no ar. O coeficiente de correlação entre as variáveis foi sempre maior que 0,9999.

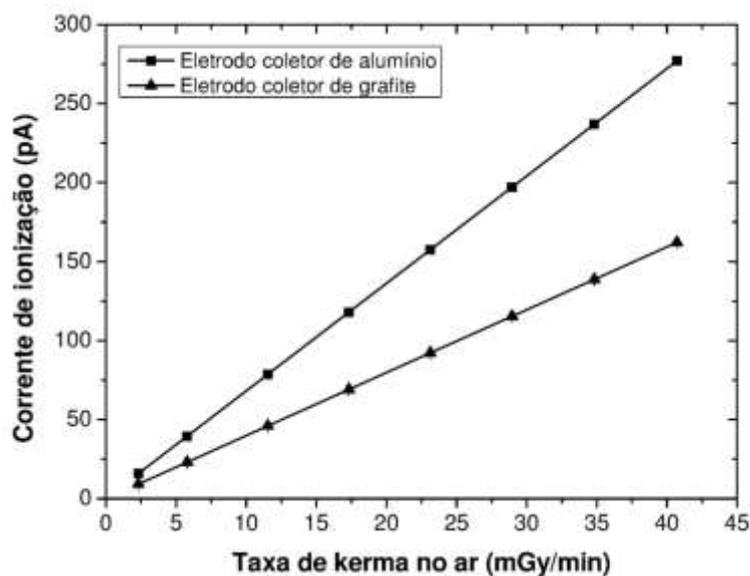


Figura 4.9. Teste de linearidade da resposta do Protótipo 1

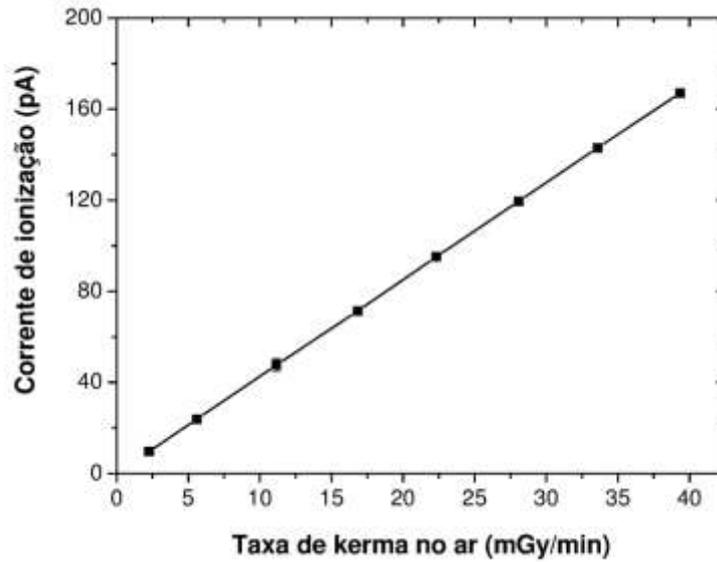


Figura 4.10. Teste de linearidade da resposta do Protótipo 2

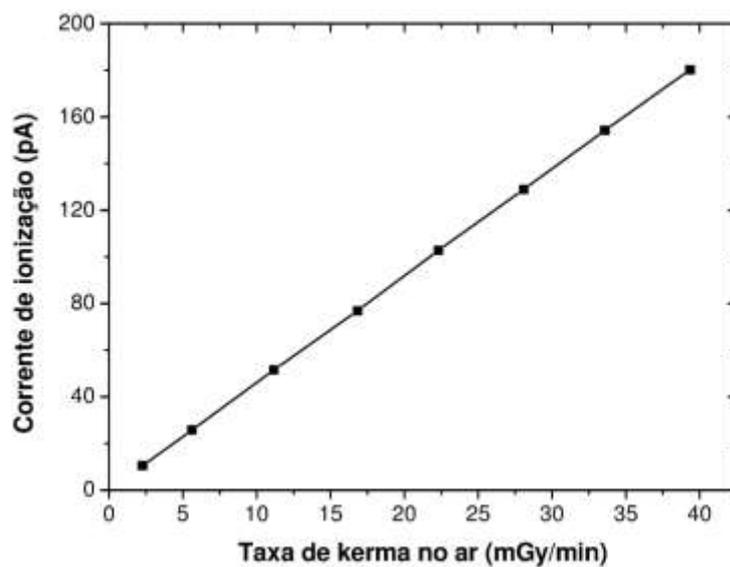


Figura 4.11. Teste de linearidade da resposta do Protótipo 3

Observando-se as Figuras 4.9 a 4.11 pode-se notar que o comportamento linear dos Protótipos 1 (face com eletrodo coletor de grafite), 2 e 3 são praticamente os mesmos. Isso já era esperado por esses protótipos apresentarem características semelhantes (mesmo volume sensível e mesmo material do eletrodo coletor).

4.2.5 Dependência angular

No teste de dependência angular, as câmaras de ionização foram posicionadas a 100 cm do ponto focal do equipamento de raios X e foram expostas ao feixe de qualidade de radiação de referência WMV 28. Com cada câmara de ionização posicionada no goniômetro, conforme ilustrado na Figura 4.12 para o Protótipo 1, o ângulo de incidência da radiação variou em torno do eixo central da câmara, em intervalos de 1°, indo de + 10° a -10°. Para visualização do comportamento das câmaras desenvolvidas neste trabalho, nas Figuras 4.13 a 4.16 são apresentados os resultados deste teste para ângulos variando de +10° a -10°.

Das Figuras 4.13 a 4.16 percebe-se que os resultados obtidos estão dentro dos limites recomendados internacionalmente, que é uma variação de até 3 % com relação ao valor medido em 0° (IEC, 1997).

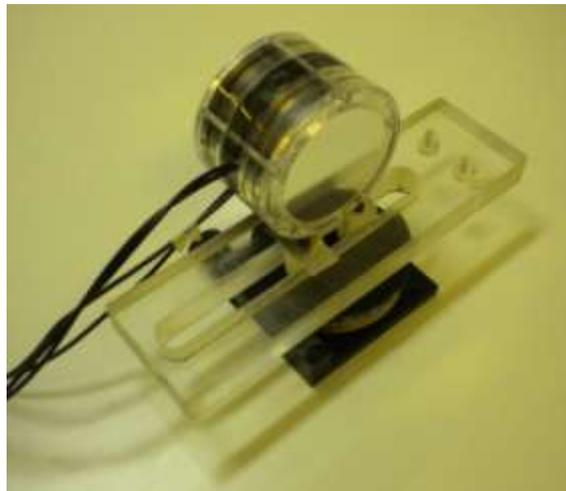


Figura 4.12. Protótipo 1 posicionado no goniômetro para realização do teste de dependência angular

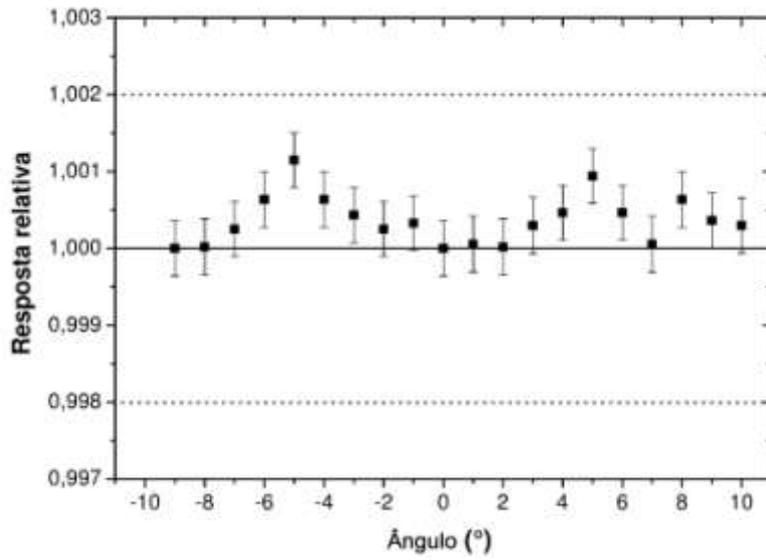


Figura 4.13. Dependência angular da resposta do Protótipo 1 - face de eletrodo coletor de alumínio.

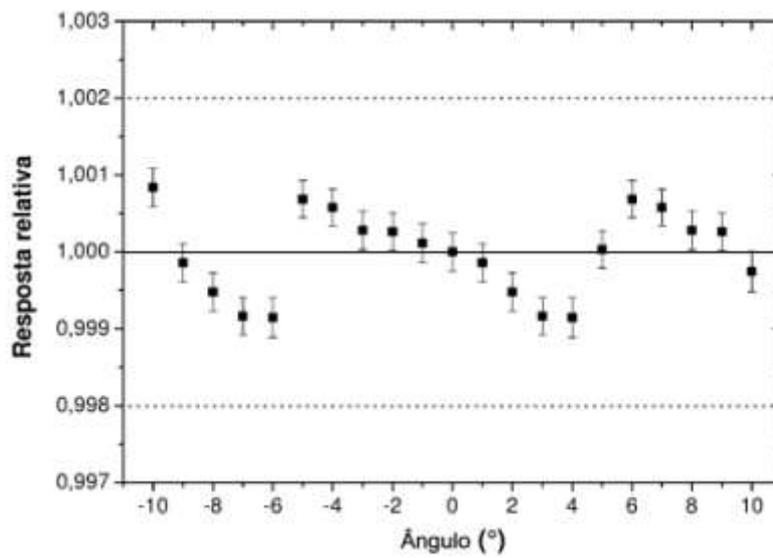


Figura 4.14. Dependência angular da resposta do Protótipo 1 - face de eletrodo coletor de grafite.

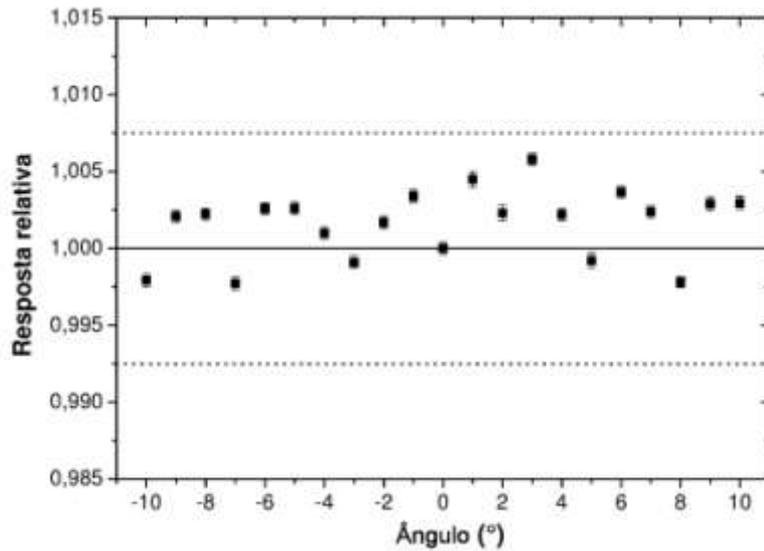


Figura 4.15. Dependência angular da resposta do Protótipo 2.

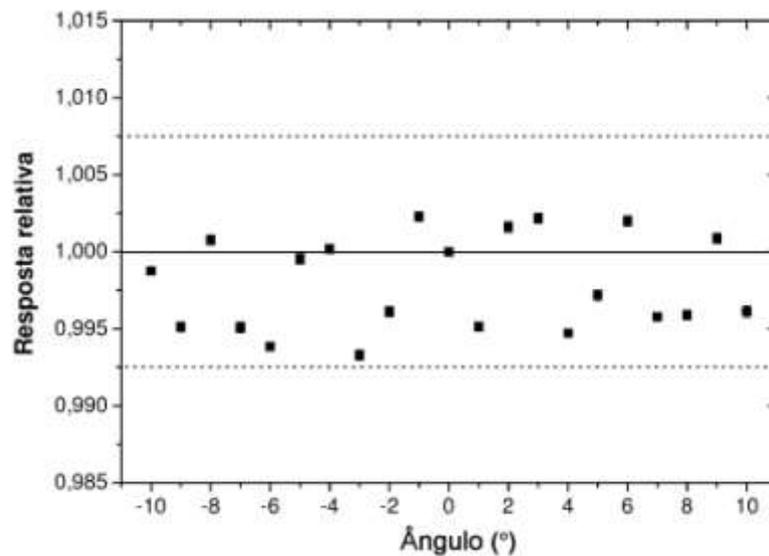


Figura 4.16. Dependência angular da resposta do Protótipo 3. Neste caso as incertezas foram menores que 0,04 %, imperceptíveis no gráfico

Com os resultados apresentados nas Figuras 4.15 e 4.16 nota-se que os valores obtidos para a dependência angular dos Protótipos 2 e 3 são mais dispersos (apresentam maior variação) que os valores obtidos para este mesmo teste com o Protótipo 1 - Figuras 4.13 e 4.14. Isso ocorre devido às características geométricas particulares delas. O Protótipo 1 tem uma janela de entrada com diâmetro maior que

as janelas de entrada dos Protótipos 2 e 3 e, assim, as pequenas variações angulares praticamente não são percebidas por ele. Contudo, todos os resultados obtidos para esse teste estão dentro do previsto em norma.

4.2.6 Dependência energética

A variação da resposta das câmaras de ionização com a energia efetiva do feixe de radiação incidente foi estudada utilizando-se as qualidades de radiação, níveis radiodiagnóstico convencional e mamografia, listadas nas Tabelas 3.1 a 3.3. As câmaras desenvolvidas neste trabalho foram calibradas usando o método da substituição, em relação à câmara de referência Radcal RC6 (para as qualidades de radiação de radiodiagnóstico) e a câmara de referência Radcal RC6M (para as qualidades de radiação de mamografia), tomando como ponto de referência a janela de entrada de cada câmara. Segundo recomendações internacionais (IEC, 1997), a variação da dependência energética deve ser dentro de $\pm 5\%$ com relação à qualidade de radiação de referência.

4.2.6.1 Dependência energética – Qualidades RQR e RQA

Nas Tabelas 4.3 e 4.4 são apresentados os coeficientes de calibração entre as câmaras desenvolvidas neste trabalho com a câmara padrão RC6, para as qualidades RQR e RQA. As Tabelas 4.3 e 4.4 também mostram os valores dos fatores de correção normalizados para as qualidades de referência RQR 5 e RQA 5. Os fatores de correção são obtidos pela razão entre as medições nas qualidades e a qualidade de referência; neste caso a RQR 5 e a RQA 5.

Tabela 4.3. Coeficientes de calibração e fatores de correção do Protótipo 1 para as qualidades de diagnóstico RQR e RQA

Qualidade da radiação	Protótipo 1			
	Eletrodo coletor de alumínio		Eletrodo coletor de grafite	
	Coeficiente de calibração ($\times 10^6$ Gy/C)	Fator de correção	Coeficiente de calibração ($\times 10^6$ Gy/C)	Fator de correção
Feixes diretos				
RQR 3	$1,845 \pm 0,014$	$1,026 \pm 0,011$	$4,824 \pm 0,038$	$1,035 \pm 0,011$
RQR 5	$1,798 \pm 0,014$	$1,000 \pm 0,011$	$4,661 \pm 0,036$	$1,000 \pm 0,011$
RQR 8	$1,848 \pm 0,014$	$1,027 \pm 0,011$	$4,424 \pm 0,034$	$0,949 \pm 0,011$
RQR 10	$2,004 \pm 0,014$	$1,114 \pm 0,012$	$4,095 \pm 0,032$	$0,879 \pm 0,010$
Feixes atenuados				
RQA 3	$1,684 \pm 0,014$	$0,934 \pm 0,012$	$4,822 \pm 0,045$	$1,128 \pm 0,015$
RQA 5	$1,802 \pm 0,016$	$1,000 \pm 0,013$	$4,276 \pm 0,039$	$1,000 \pm 0,013$
RQA 8	$2,157 \pm 0,017$	$1,197 \pm 0,014$	$3,993 \pm 0,034$	$0,934 \pm 0,012$
RQA 10	$2,657 \pm 0,021$	$1,475 \pm 0,017$	$3,773 \pm 0,030$	$0,882 \pm 0,011$

Tabela 4.4. Coeficientes de calibração e fatores de correção dos Protótipos 2 e 3 para as qualidades de diagnóstico RQR e RQA

Qualidade da radiação	Protótipo 2		Protótipo 3	
	Coeficiente de calibração ($\times 10^6$ Gy/C)	Fator de correção	Coeficiente de calibração ($\times 10^6$ Gy/C)	Fator de correção
	Feixes diretos			
RQR 3	$3,984 \pm 0,031$	$1,024 \pm 0,011$	$2,786 \pm 0,028$	$1,046 \pm 0,015$
RQR 5	$3,890 \pm 0,030$	$1,000 \pm 0,011$	$2,662 \pm 0,026$	$1,000 \pm 0,014$
RQR 8	$3,802 \pm 0,037$	$0,977 \pm 0,014$	$2,540 \pm 0,024$	$0,954 \pm 0,014$
RQR 10	$3,705 \pm 0,037$	$0,952 \pm 0,012$	$2,527 \pm 0,024$	$0,949 \pm 0,013$
Feixes atenuados				
RQA 3	$3,858 \pm 0,033$	$1,059 \pm 0,013$	$2,390 \pm 0,025$	$1,075 \pm 0,016$
RQA 5	$3,644 \pm 0,032$	$1,000 \pm 0,012$	$2,224 \pm 0,023$	$1,000 \pm 0,015$
RQA 8	$3,555 \pm 0,029$	$0,976 \pm 0,012$	$2,411 \pm 0,024$	$1,084 \pm 0,016$
RQA 10	$3,615 \pm 0,028$	$0,992 \pm 0,012$	$2,777 \pm 0,027$	$1,249 \pm 0,018$

As Figuras 4.17 a 4.22 apresentam os resultados do teste da dependência energética das câmaras de ionização para as qualidades RQR e RQA. Percebe-se que, para a qualidade de radiação RQR 10 (CSR de 6,57 mmAl), o Protótipo 1 apresentou dependência energética de 11,4 % (face com eletrodo coletor de alumínio) e 12,1 % (face com eletrodo coletor de grafite). Para as qualidades de radiação RQA, a dependência energética foi sempre maior que $\pm 5\%$. Dos resultados obtidos nota-se que o Protótipo 1 apresenta alta dependência energética em feixes de radiação caracterizados por camadas semirredutoras acima de 3,8 mmAl.

As Figuras 4.18 e 4.19 apresentam os resultados deste teste para o Protótipo 2. Nota-se que este protótipo de câmara de ionização apresentou dependência energética dentro da variação recomendada, exceto para a qualidade de radiação RQA 3 (CSR de 3,8 mmAl). Já o Protótipo 3 apresenta dependência energética acentuada para feixes de qualidade RQA, conforme a Figura 4.22.

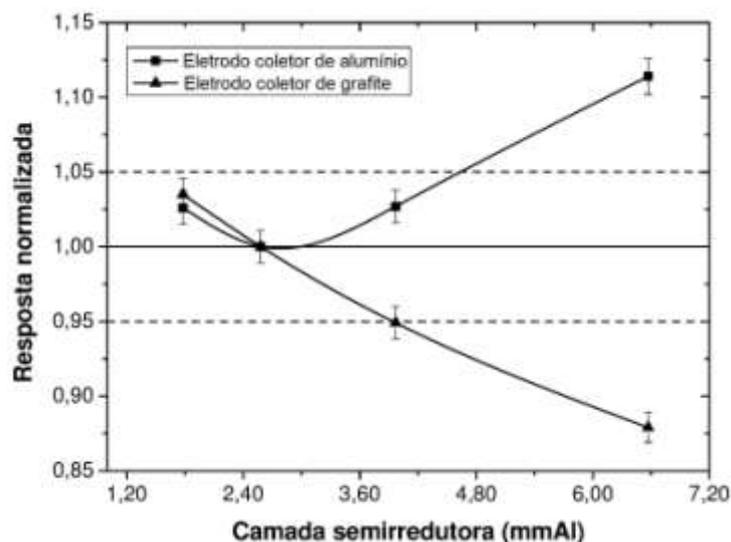


Figura 4.17. Dependência energética do Protótipo 1 para as qualidades de radiodiagnóstico RQR, com as respostas normalizadas para a qualidade RQR 5. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)

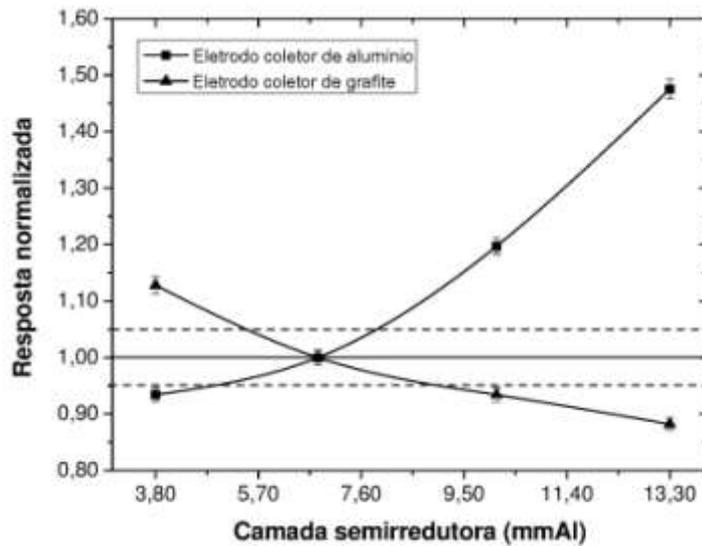


Figura 4.18. Dependência energética do Protótipo 1 para as qualidades de radiodiagnóstico RQA, com as respostas normalizadas para a qualidade RQA 5. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)

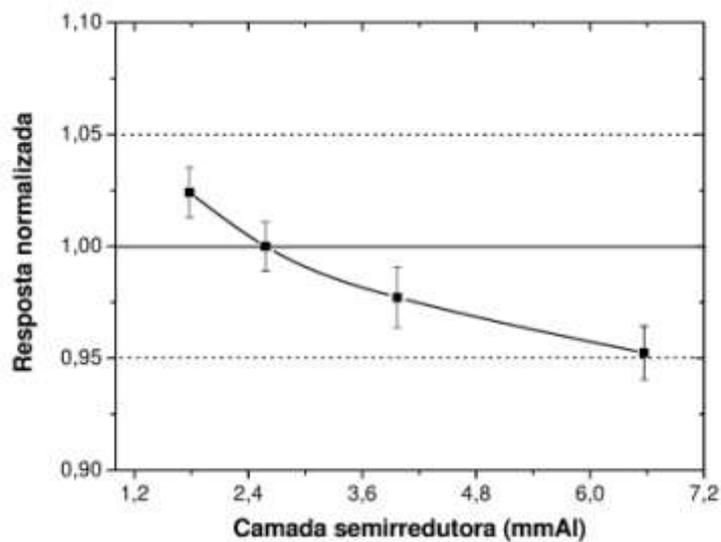


Figura 4.19. Dependência energética do Protótipo 2 para as qualidades de radiodiagnóstico RQR, com as respostas normalizadas para a qualidade RQR 5. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)

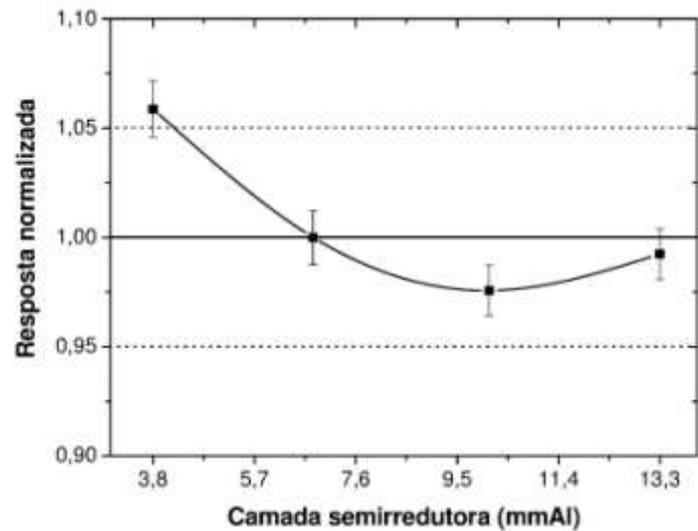


Figura 4.20. Dependência energética do Protótipo 2 para as qualidades de radiodiagnóstico RQA, com as respostas normalizadas para a qualidade RQA 5. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)

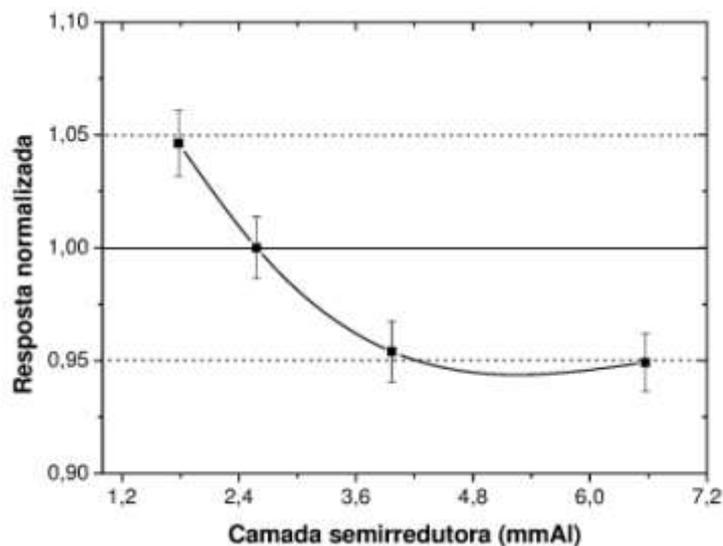


Figura 4.21. Dependência energética do Protótipo 3 para as qualidades de radiodiagnóstico RQR, com as respostas normalizadas para a qualidade RQR 5. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)

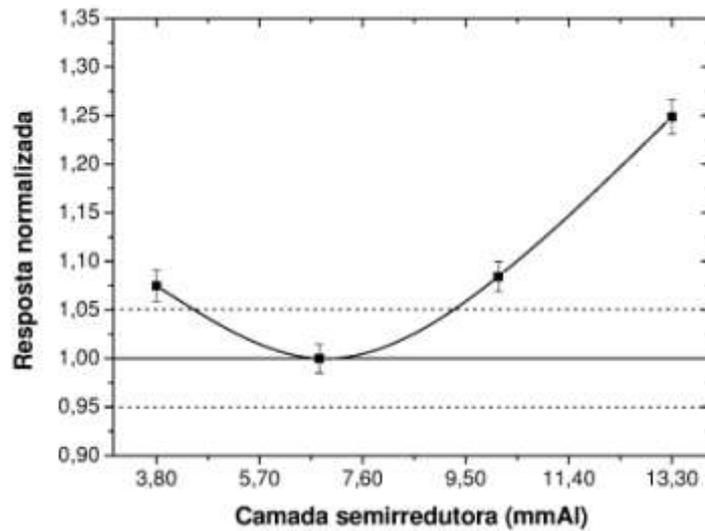


Figura 4.22. Dependência energética do Protótipo 3 para as qualidades de radiodiagnóstico RQA, com as respostas normalizadas para a qualidade RQA 5. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)

4.2.6.2 Dependência energética – Qualidades WMV e WMH

Nas Tabelas 4.5 e 4.6 são apresentados os coeficientes de calibração entre as câmaras desenvolvidas neste trabalho com a câmara padrão RC6M, para as qualidades WMV e WMH. As Tabelas 4.5 e 4.6 apresentam os valores dos fatores de correção normalizados para as qualidades de referência de mamografia WMV 28 e WMH 28.

Tabela 4.5. Coeficientes de calibração e fatores de correção do Protótipo 1 para as qualidades de mamografia WMV e WMH

Qualidade da radiação	Protótipo 1			
	Eletrodo coletor de alumínio		Eletrodo coletor de grafite	
	Coeficiente de calibração ($\times 10^6$ Gy/C)	Fator de correção	Coeficiente de calibração ($\times 10^6$ Gy/C)	Fator de correção
Feixes diretos				
WMV 25	$2,632 \pm 0,026$	$1,012 \pm 0,014$	$4,411 \pm 0,043$	$0,996 \pm 0,014$
WMV 28	$2,602 \pm 0,025$	$1,000 \pm 0,014$	$4,427 \pm 0,043$	$1,000 \pm 0,014$
WMV 30	$2,569 \pm 0,025$	$0,987 \pm 0,014$	$4,453 \pm 0,043$	$1,006 \pm 0,014$
WMV 35	$2,510 \pm 0,024$	$0,965 \pm 0,013$	$4,476 \pm 0,043$	$1,011 \pm 0,014$
Feixes atenuados				
WMH 25	$2,314 \pm 0,073$	$1,030 \pm 0,014$	$4,499 \pm 0,141$	$0,980 \pm 0,039$
WMH 28	$2,246 \pm 0,054$	$1,000 \pm 0,034$	$4,593 \pm 0,111$	$1,000 \pm 0,034$
WMH 30	$2,186 \pm 0,046$	$0,973 \pm 0,031$	$4,621 \pm 0,098$	$1,006 \pm 0,032$
WMH 35	$2,036 \pm 0,029$	$0,907 \pm 0,025$	$4,677 \pm 0,066$	$1,018 \pm 0,028$

Tabela 4.6. Coeficientes de calibração e fatores de correção do Protótipo 2 e do Protótipo 3 para as qualidades de mamografia WMV e WMH

Qualidade da radiação	Protótipo 2		Protótipo 3	
	Coeficiente de calibração ($\times 10^6$ Gy/C)	Fator de correção	Coeficiente de calibração ($\times 10^6$ Gy/C)	Fator de correção
	Feixes diretos			
WMV 25	$4,021 \pm 0,039$	$0,987 \pm 0,014$	$3,819 \pm 0,037$	$1,001 \pm 0,014$
WMV 28	$4,076 \pm 0,039$	$1,000 \pm 0,014$	$3,817 \pm 0,037$	$1,000 \pm 0,014$
WMV 30	$4,059 \pm 0,039$	$0,996 \pm 0,014$	$3,796 \pm 0,037$	$0,994 \pm 0,014$
WMV 35	$4,072 \pm 0,039$	$0,999 \pm 0,014$	$3,706 \pm 0,036$	$0,971 \pm 0,013$
Feixes atenuados				
WMH 25	$4,061 \pm 0,134$	$1,008 \pm 0,041$	$3,738 \pm 0,123$	$1,040 \pm 0,042$
WMH 28	$4,028 \pm 0,094$	$1,000 \pm 0,033$	$3,596 \pm 0,084$	$1,000 \pm 0,033$
WMH 30	$4,047 \pm 0,082$	$1,005 \pm 0,031$	$3,503 \pm 0,071$	$0,974 \pm 0,030$
WMH 35	$4,009 \pm 0,057$	$0,995 \pm 0,027$	$3,182 \pm 0,045$	$0,885 \pm 0,024$

As Figuras 4.23 a 4.28 apresentam os resultados do teste da dependência energética das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho para as qualidades WMV e WMH, respectivamente (Tabela 3.2). Percebe-se que, para os feixes diretos de mamografia, todas as câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho estão dentro dos limites recomendados em norma (IEC, 1997), sendo que o melhor resultado foi apresentado pelo Protótipo 2 neste caso, que apresentou uma dependência energética de apenas 1,3 %.

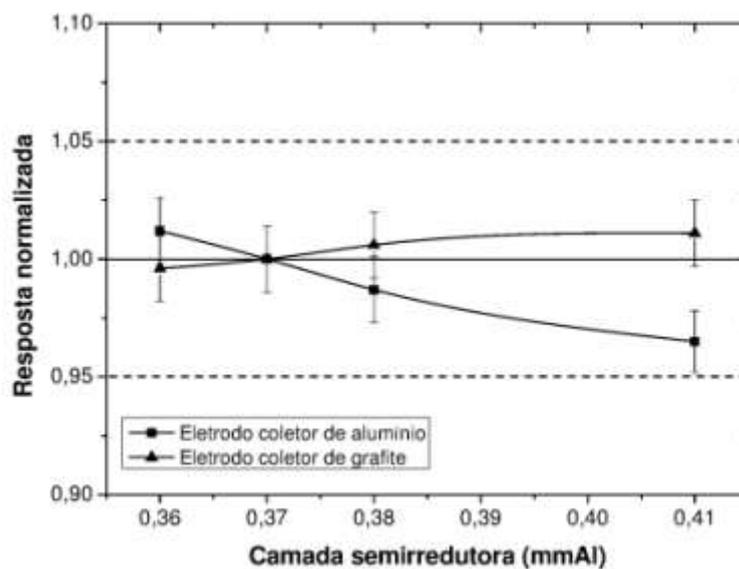


Figura 4.23. Dependência energética do Protótipo 1 para as qualidades WMV, com as respostas normalizadas para a qualidade WMV 28. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)

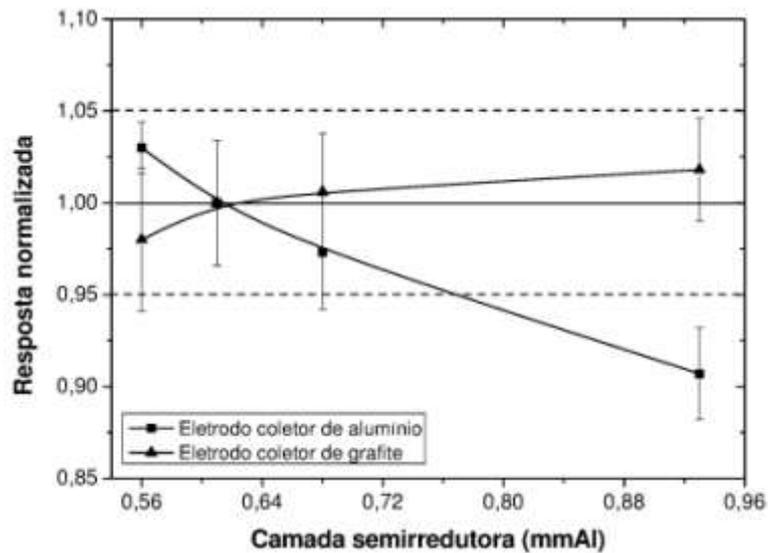


Figura 4.24. Dependência energética do Protótipo 1 para as qualidades WMH, com as respostas normalizadas para a qualidade WMH 28. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)

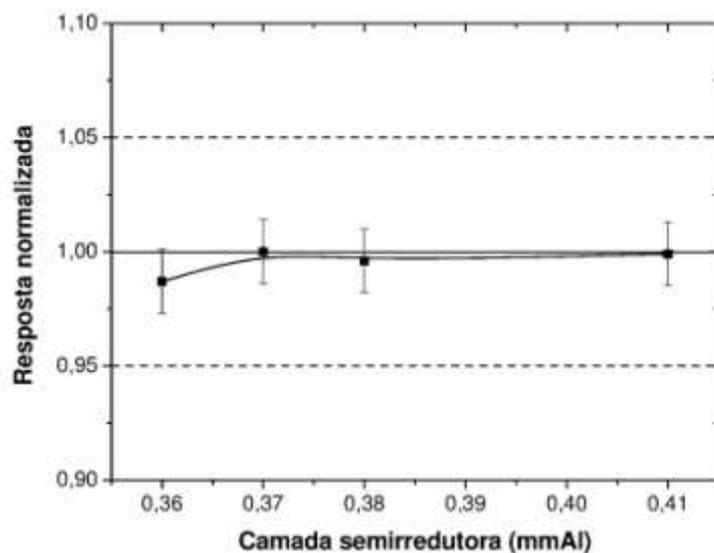


Figura 4.25. Dependência energética do Protótipo 2 para as qualidades WMV, com as respostas normalizadas para a qualidade WMV 28. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)

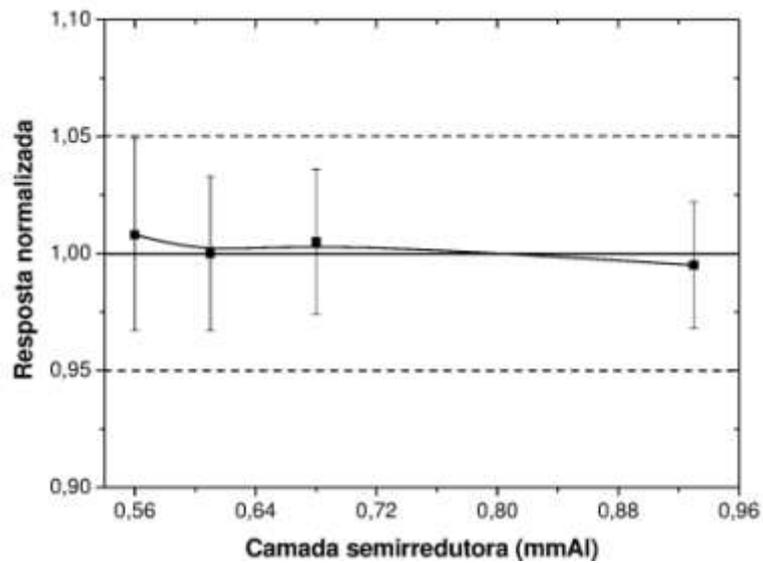


Figura 4.26. Dependência energética do Protótipo 2 para as qualidades WMH, com as respostas normalizadas para a qualidade WMH 28. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)

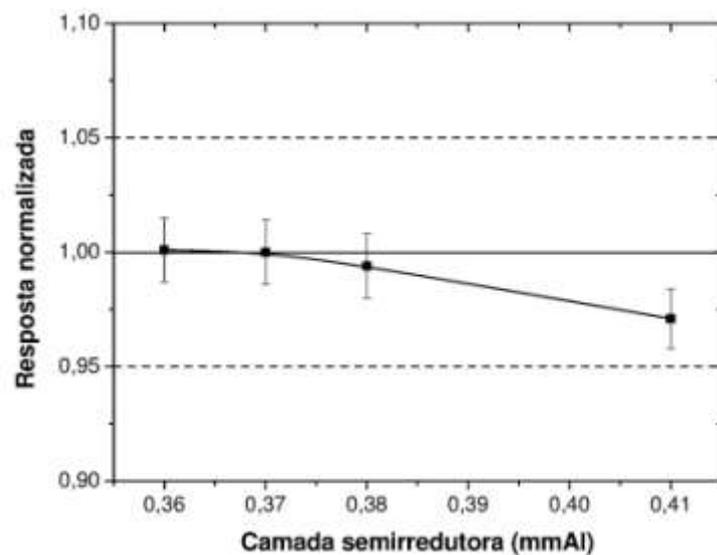


Figura 4.27. Dependência energética do Protótipo 3 para as qualidades WMV, com as respostas normalizadas para a qualidade WMV 28. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)

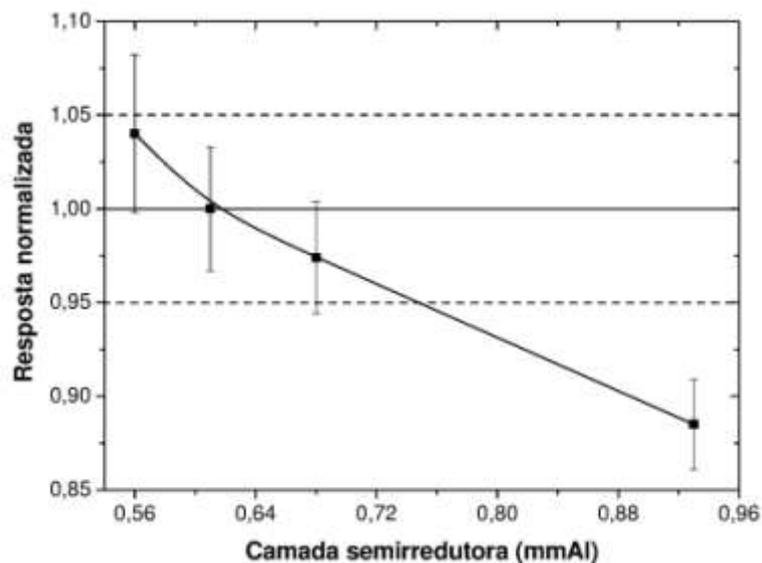


Figura 4.28. Dependência energética do Protótipo 3 para as qualidades WMH, com as respostas normalizadas para a qualidade WMH 28. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)

Percebe-se que, para o Protótipo 1 na face com eletrodo coletor de alumínio e para o Protótipo 3, a dependência energética em feixes atenuados foi maior que 5 %, para a qualidade WMH 35. Isto não é problema, pois o intervalo de valores da camada semirredutora para mamografia ocorre entre 0,25 e 0,65 mmAl (IAEA, 2007), ou seja, entre as qualidades de radiação WMH 25 e WMH 30. Neste intervalo, todas as câmaras têm o comportamento previsto em norma.

4.2.6.3 Dependência energética – Qualidades WAV e WAH

Nas Tabelas 4.7 e 4.8 são apresentados os coeficientes de calibração entre as câmaras desenvolvidas neste trabalho com a câmara padrão RC6M, para as qualidades WAV e WAH. As Tabelas 4.7 e 4.8 também apresentam os valores dos fatores de correção normalizados para as qualidades de referência de mamografia WAV 28 e WAH 28, definidas da Tabela 3.3.

Tabela 4.7. Coeficientes de calibração e fatores de correção do Protótipo 1 para as qualidades de mamografia WAV e WAH

Qualidade da radiação	Protótipo 1			
	Eletrodo coletor de alumínio		Eletrodo coletor de grafite	
	Coeficiente de calibração ($\times 10^6$ Gy/C)	Fator de correção	Coeficiente de calibração ($\times 10^6$ Gy/C)	Fator de correção
Feixes diretos				
WAV 25	$2,682 \pm 0,026$	$1,028 \pm 0,014$	$4,652 \pm 0,045$	$0,997 \pm 0,014$
WAV 28	$2,610 \pm 0,025$	$1,000 \pm 0,014$	$4,667 \pm 0,045$	$1,000 \pm 0,014$
WAV 30	$2,538 \pm 0,024$	$0,972 \pm 0,014$	$4,680 \pm 0,045$	$1,003 \pm 0,014$
WAV 35	$2,391 \pm 0,023$	$0,916 \pm 0,013$	$4,698 \pm 0,046$	$1,007 \pm 0,014$
Feixes atenuados				
WAH 25	$2,179 \pm 0,028$	$1,049 \pm 0,014$	$4,741 \pm 0,060$	$0,990 \pm 0,016$
WAH 28	$2,077 \pm 0,022$	$1,000 \pm 0,015$	$4,786 \pm 0,051$	$1,000 \pm 0,015$
WAH 30	$2,030 \pm 0,021$	$0,977 \pm 0,015$	$4,819 \pm 0,050$	$1,007 \pm 0,015$
WAH 35	$1,945 \pm 0,019$	$0,936 \pm 0,014$	$4,840 \pm 0,048$	$1,011 \pm 0,015$

Tabela 4.8. Coeficientes de calibração e fatores de correção do Protótipo 2 e do Protótipo 3 para as qualidades de mamografia WAV e WAH

Qualidade da radiação	Protótipo 2		Protótipo 3	
	Coeficiente de calibração ($\times 10^6$ Gy/C)	Fator de correção	Coeficiente de calibração ($\times 10^6$ Gy/C)	Fator de correção
	Feixes diretos			
WAV 25	$3,905 \pm 0,038$	$1,001 \pm 0,014$	$3,619 \pm 0,035$	$1,021 \pm 0,014$
WAV 28	$3,899 \pm 0,038$	$1,000 \pm 0,014$	$3,544 \pm 0,034$	$1,000 \pm 0,014$
WAV 30	$3,914 \pm 0,038$	$1,004 \pm 0,014$	$3,514 \pm 0,034$	$0,992 \pm 0,014$
WAV 35	$3,928 \pm 0,038$	$1,007 \pm 0,014$	$3,407 \pm 0,033$	$0,961 \pm 0,013$
Feixes atenuados				
WAH 25	$4,025 \pm 0,055$	$1,009 \pm 0,018$	$3,486 \pm 0,048$	$1,048 \pm 0,018$
WAH 28	$3,991 \pm 0,043$	$1,000 \pm 0,015$	$3,326 \pm 0,036$	$1,000 \pm 0,015$
WAH 30	$4,003 \pm 0,041$	$1,003 \pm 0,015$	$3,257 \pm 0,034$	$0,979 \pm 0,015$
WAH 35	$3,978 \pm 0,039$	$0,997 \pm 0,015$	$3,056 \pm 0,030$	$0,919 \pm 0,014$

As Figuras 4.29 a 4.30 apresentam os resultados do teste da dependência energética das câmaras de ionização para as qualidades WAV e WAH, respectivamente. A face com eletrodo coletor de grafite do Protótipo 1 tem dependência energética adequada para o intervalo de energia de mamografia, tanto

para os feixes diretos quanto para os feixes atenuados, como pode ser visto nas Figuras 4.29 e 4.30. Percebe-se que, para as qualidades WAV 35 e WAH 35, a face com eletrodo coletor de alumínio do Protótipo 1 apresenta dependência energética acima da tolerância recomendada em norma (IEC, 1997).

Nas Figuras 4.31 e 4.32 percebe-se que o Protótipo 2 apresentou dependência energética com variação muito pequena, menor que 1,0 %, tanto para os feixes diretos quanto para os feixes atenuados.

O Protótipo 3 apresenta dependência energética dentro dos limites previstos para as qualidades WAV, conforme visto na Figura 4.33. Contudo, este protótipo apresenta comportamento semelhante à face com eletrodo coletor de alumínio do Protótipo 1 apenas para a qualidade WAH 35, conforme Figura 4.34. Como foi citado anteriormente, isso não interfere no desempenho das câmaras, pois, o intervalo de CSR para mamografia é abaixo do valor de CSR para a qualidade WAV 35 e WAH 35. Contudo, para essas câmaras serem usadas como padrão de laboratório, este comportamento seria uma limitação.

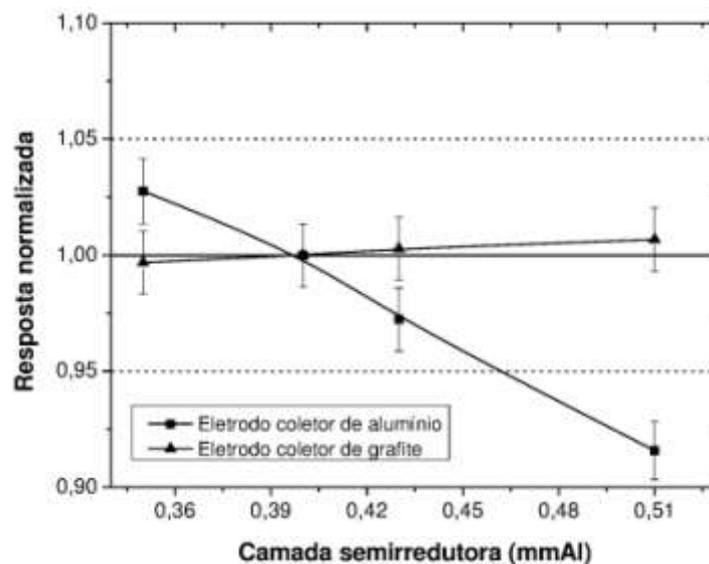


Figura 4.29. Dependência energética do Protótipo 1 para as qualidades WAV, com as respostas normalizadas para a qualidade WAV 28. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)

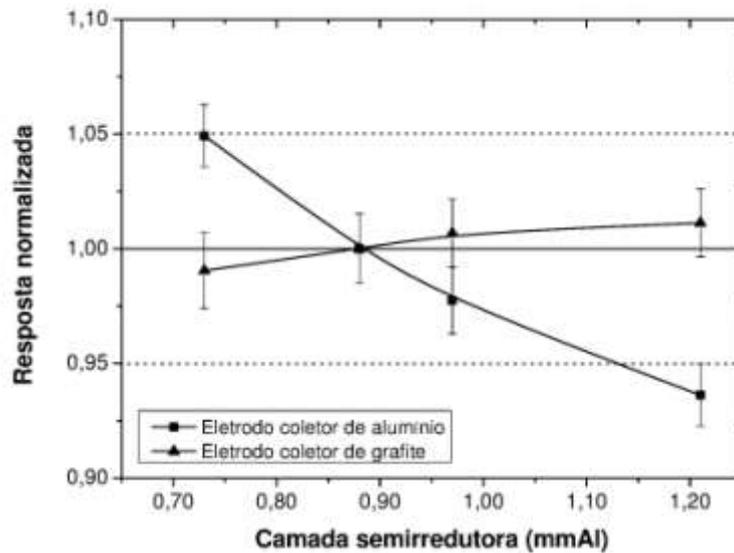


Figura 4.30. Dependência energética do Protótipo 1 para as qualidades WAH, com as respostas normalizadas para a qualidade WAH 28. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)

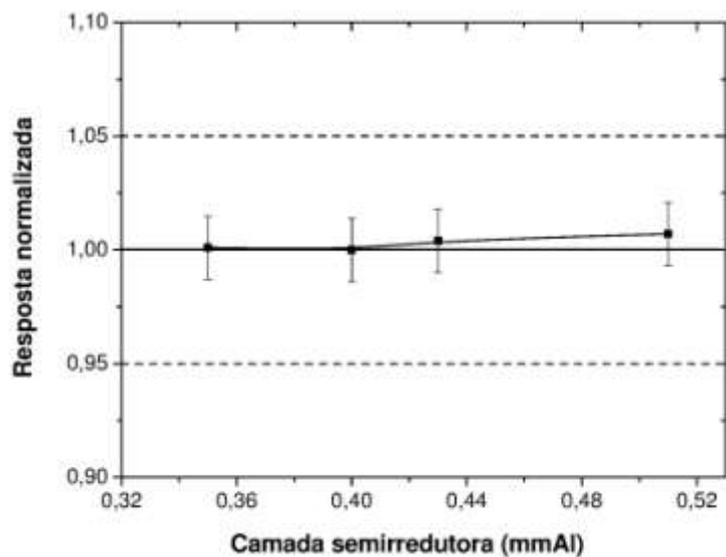


Figura 4.31. Dependência energética do Protótipo 2 para as qualidades WAV, com as respostas normalizadas para a qualidade WAV 28. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)

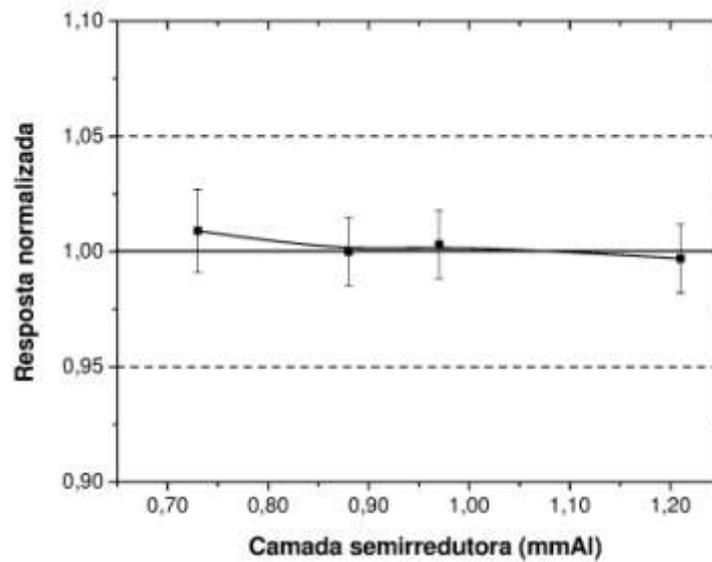


Figura 4.32. Dependência energética do Protótipo 2 para as qualidades WAH, com as respostas normalizadas para a qualidade WAH 28. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)

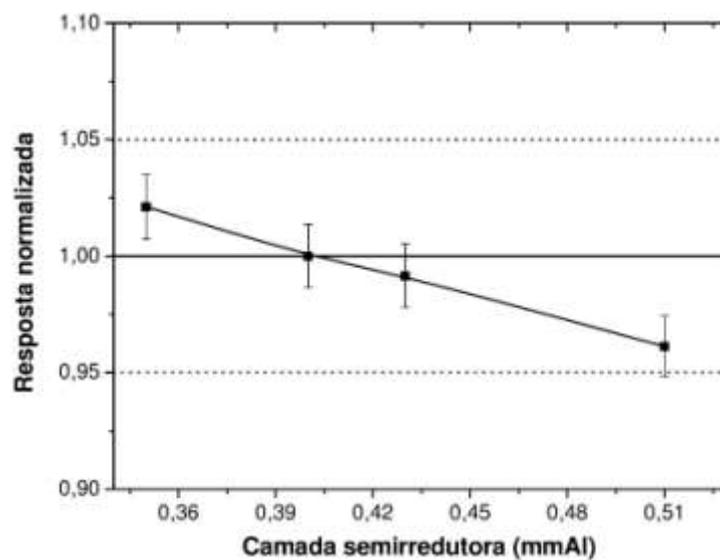


Figura 4.33. Dependência energética do Protótipo 3 para as qualidades WAV, com as respostas normalizadas para a qualidade WAV 28. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)

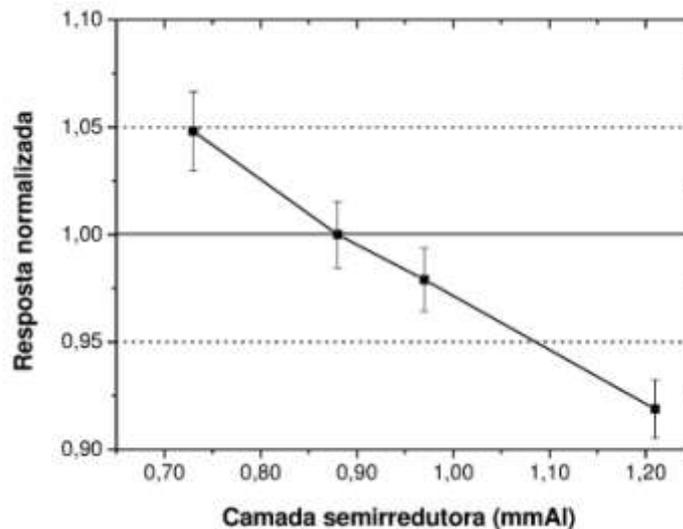


Figura 4.34. Dependência energética do Protótipo 3 para as qualidades WAH, com as respostas normalizadas para a qualidade WAH 28. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados (IEC, 1997)

Os resultados do teste de dependência energética (Figuras 4.23 a 4.34) mostram que o Protótipo 2 é o que apresenta resultados com menor variação com a mudança da energia do feixe de raios X incidente. Os testes não contemplam camadas semirredutoras menores que 0,36 mmAl, pois valores de camada semirredutora menores que 0,36 mmAl não estão estabelecidos no LCI.

4.2.6.4 Sistema Tandem

Um sistema Tandem é um método simples utilizado para verificação periódica da energia efetiva do feixe de radiação X em programas de controle de qualidade de sistemas dosimétricos (COSTA & CALDAS, 2008; SILVA & CALDAS, 2011), que substitui o procedimento convencional de medições para determinação das camadas semirredutoras. Para tanto, é necessário conhecer a dependência energética de detectores com características similares e obter a razão entre as respostas de ambos.

Neste trabalho, um sistema Tandem foi estabelecido com o Protótipo 1, que é formado por duas câmaras de ionização semelhantes, mas com eletrodos coletores de

materiais diferentes, o que significa que terão dependências energéticas diferentes. Os fatores Tandem, f , foram calculados por:

$$f = \frac{c_{\text{grafite}}}{c_{\text{alumínio}}}$$

onde c_{grafite} é o coeficiente de calibração obtido para a face com eletrodo coletor de grafite e $c_{\text{alumínio}}$ é o coeficiente de calibração obtido para a face com eletrodo coletor de alumínio. Os fatores Tandem são apresentados nas Tabelas 4.9 a 4.11, para as qualidades de radiação que foram aplicadas neste trabalho.

Tabela 4.9. Fatores Tandem obtidos para o Protótipo 1 nas qualidades de diagnóstico RQR e RQA

Qualidade da radiação	Fator Tandem
Feixes diretos	
RQR 3	2,615 ± 0,029
RQR 5	2,592 ± 0,028
RQR 8	2,394 ± 0,026
RQR 10	2,044 ± 0,022
Feixes atenuados	
RQA 3	2,864 ± 0,036
RQA 5	2,373 ± 0,030
RQA 8	1,851 ± 0,022
RQA 10	1,420 ± 0,016

Tabela 4.10. Fatores Tandem obtidos para o Protótipo 1 nas qualidades de mamografia WMV e WMH

Qualidade da radiação	Fator Tandem
Feixes diretos	
WMV 25	1,676 ± 0,023
WMV 28	1,702 ± 0,023
WMV 30	1,733 ± 0,024
WMV 35	1,783 ± 0,024
Feixes atenuados	
WMH 25	1,944 ± 0,086
WMH 28	2,045 ± 0,070
WMH 30	2,114 ± 0,063
WMH 35	2,297 ± 0,046

Tabela 4.11. Fatores Tandem obtidos para o Protótipo 1 nas qualidades de mamografia WAV e WAH

Qualidade da radiação	Fator Tandem
Feixes diretos	
WAV 25	1,734 ± 0,024
WAV 28	1,788 ± 0,024
WAV 30	1,844 ± 0,025
WAV 35	1,965 ± 0,027
Feixes atenuados	
WAH 25	2,175 ± 0,039
WAH 28	2,304 ± 0,035
WAH 30	2,374 ± 0,034
WAH 35	2,489 ± 0,035

Com os fatores Tandem é possível construir uma curva em função das camadas semirredutoras relacionadas às qualidades de radiação. As curvas Tandem são apresentadas nas Figuras 4.35 a 4.40.

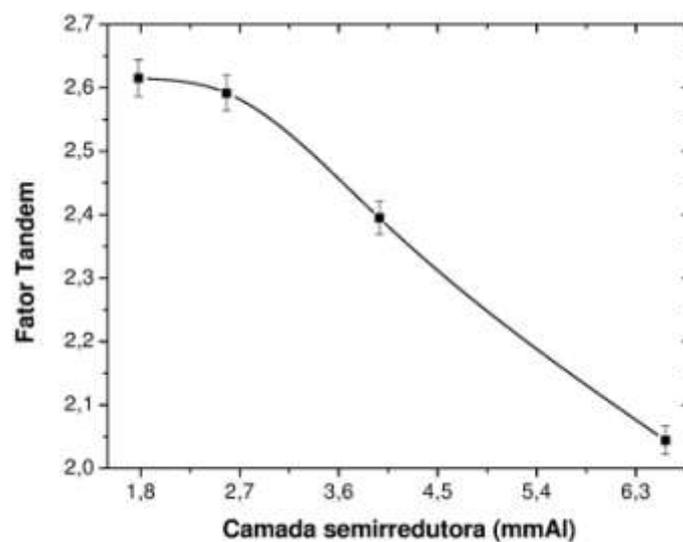


Figura 4.35. Curva Tandem obtida com o Protótipo 1 para as qualidades RQR

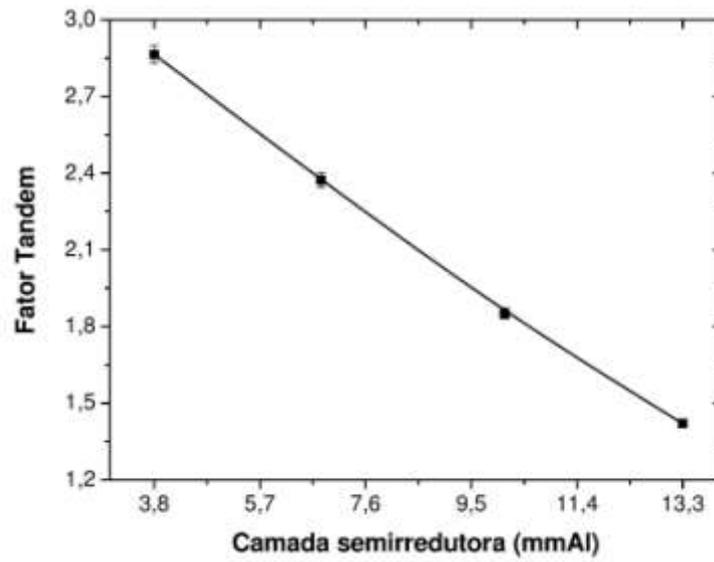


Figura 4.36. Curva Tandem obtida com o Protótipo 1 para as qualidades RQA

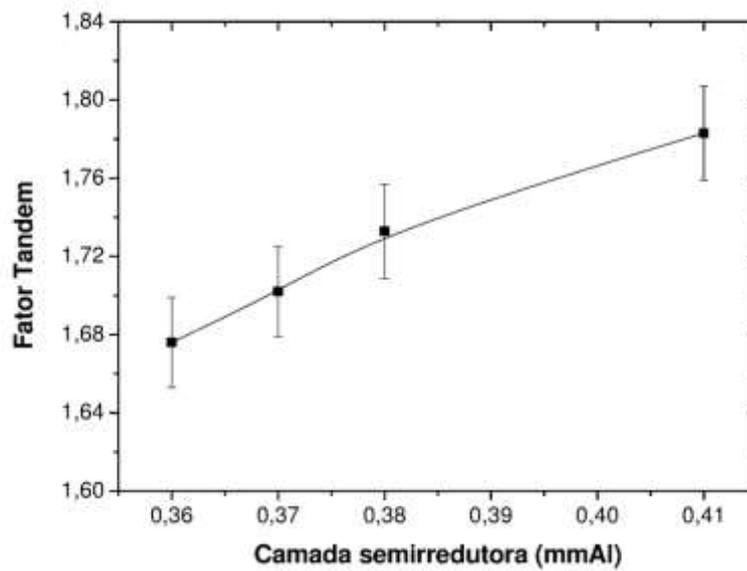


Figura 4.37. Curva Tandem obtida com o Protótipo 1 para as qualidades WMV

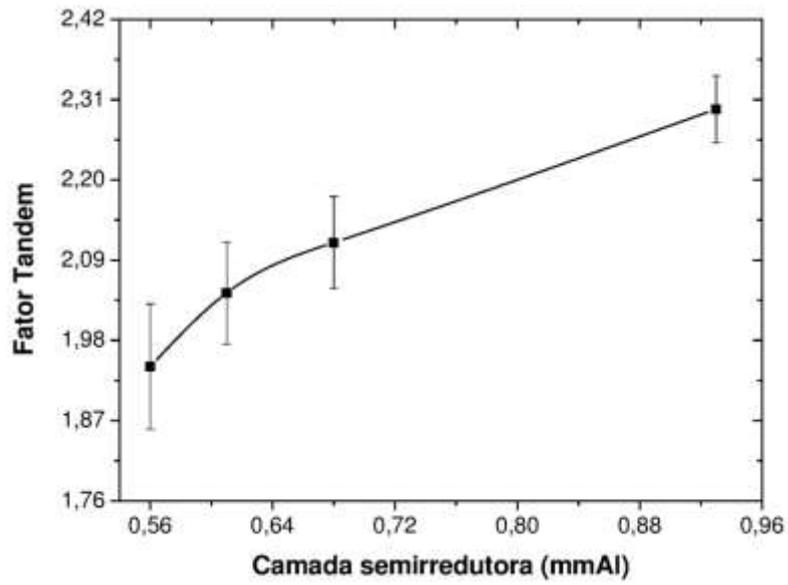


Figura 4.38. Curva Tandem obtida com o Protótipo 1 para as qualidades WMH

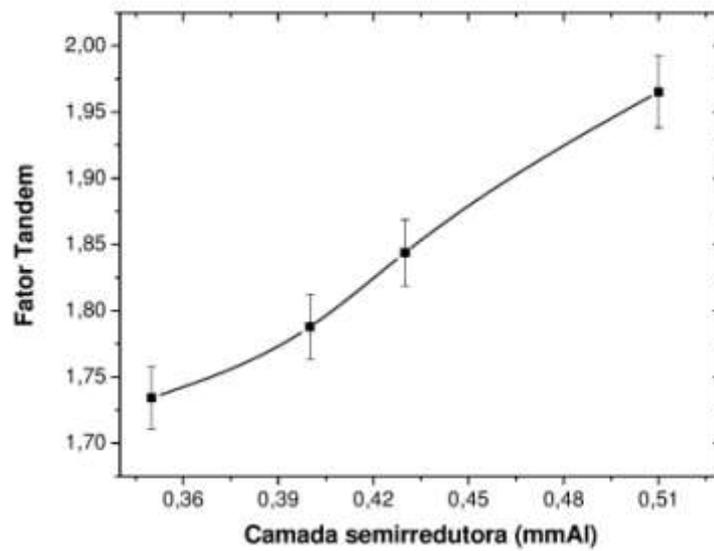


Figura 4.39. Curva Tandem obtida com o Protótipo 1 para as qualidades WAV

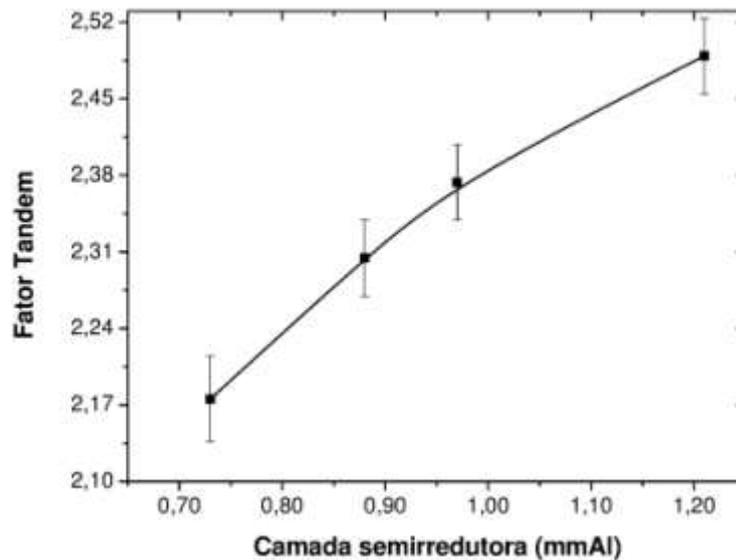


Figura 4.40. Curva Tandem obtida com o Protótipo 1 para as qualidades WAH

Observa-se que as curvas Tandem obtidas com o Protótipo 1 apresentam inclinação adequada para diferenciar valores próximos de camada semirredutora, tanto para os feixes diretos quanto para os feixes atenuados, mostrando sua utilidade e aplicação em programas de controle de qualidade de câmaras de ionização. Isto é observado tanto para as qualidades de radiodiagnóstico convencional quanto para as qualidades de mamografia.

4.2.6.5 Constância do fator Tandem ao longo do tempo

Para avaliação da estabilidade dos fatores Tandem ao longo do tempo, foi realizado o teste da dependência energética durante o tempo de desenvolvimento deste trabalho, num período de seis meses. Os resultados obtidos estão apresentados nas Figuras de 4.41 a 4.46.

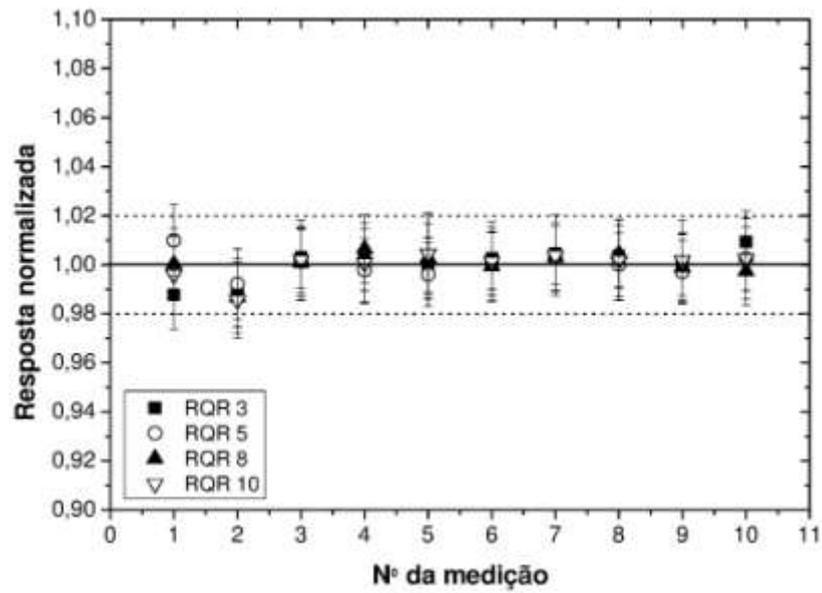


Figura 4.41. Constância do fator Tandem do Protótipo 1 para as qualidades RQR

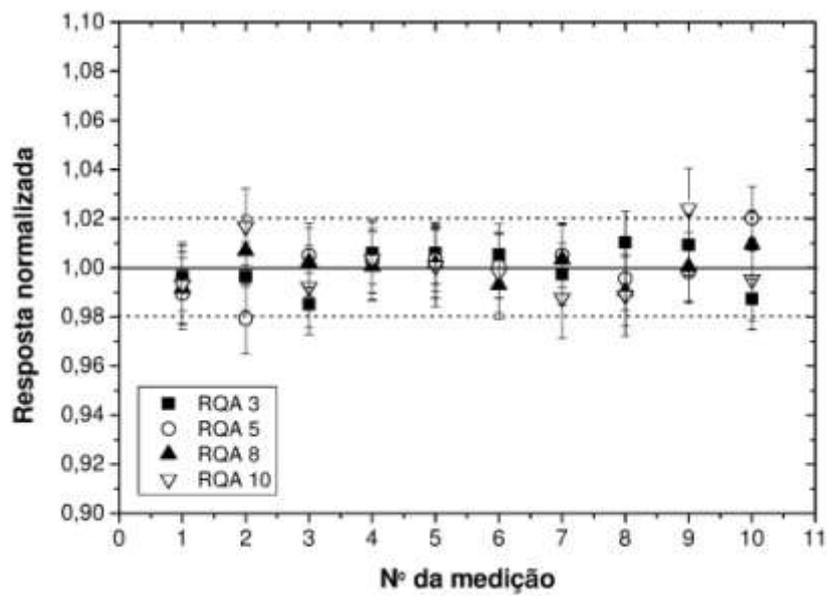


Figura 4.42. Constância do fator Tandem do Protótipo 1 para as qualidades RQA

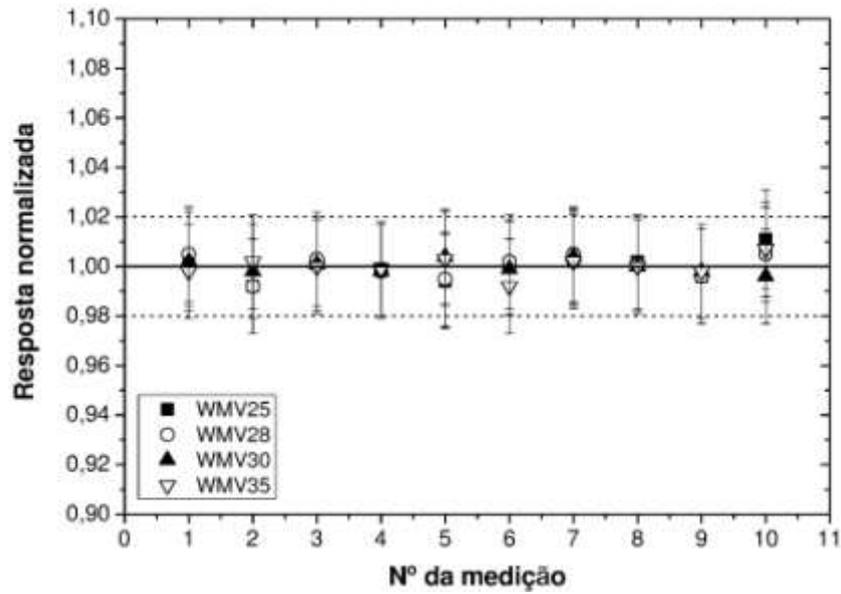


Figura 4.43. Constância do fator Tandem do Protótipo 1 para as qualidades WMV

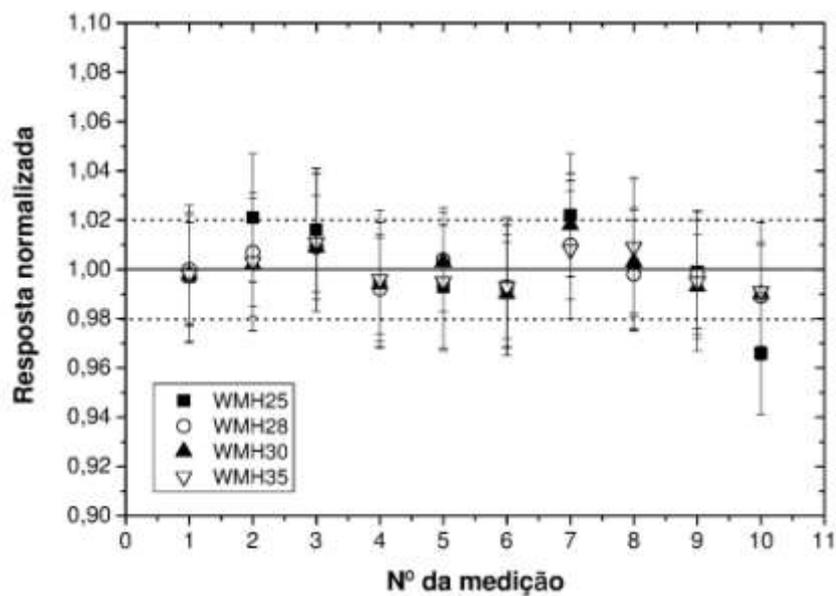


Figura 4.44. Constância do fator Tandem do Protótipo 1 para as qualidades WMH

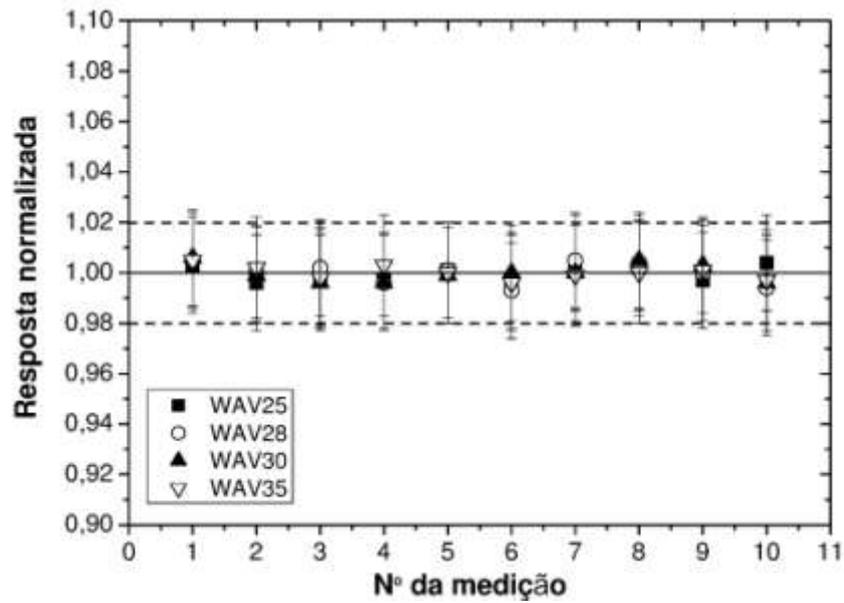


Figura 4.45. Constância do fator Tandem do Protótipo 1 para as qualidades WAV

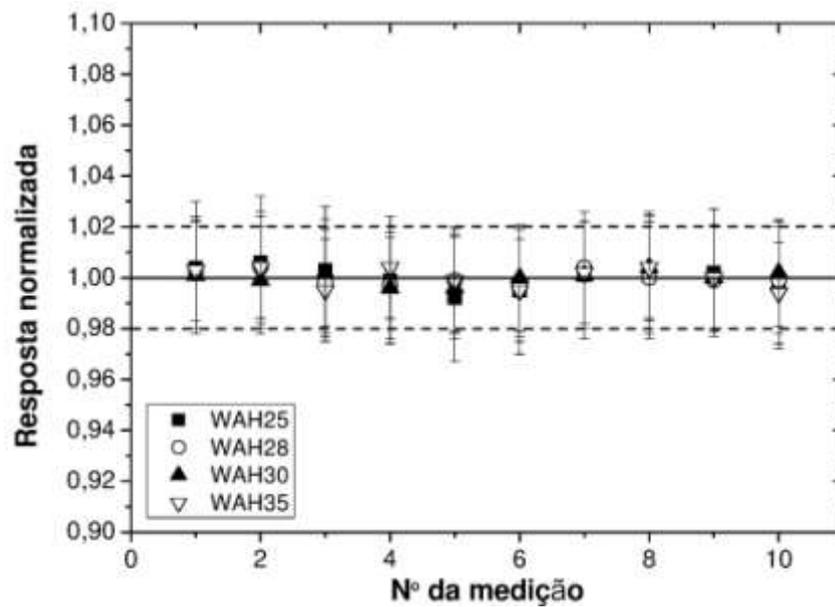


Figura 4.46. Constância do fator Tandem do Protótipo 1 para as qualidades WAH

Das Figuras 4.41 a 4.46 percebe-se que a máxima variação no fator Tandem ao longo do tempo foi de 2,0 %, com exceção para as qualidades WMH 25 e WMH 30, que apresentaram variação maior que 2,0 %.

4.3 Testes de estabilidade

A seguir serão apresentados os testes de estabilidade das câmaras de ionização que foram desenvolvidas neste trabalho. Para tanto, serão apresentadas as condições experimentais aplicadas e os níveis de variação da resposta das câmaras em relação ao estabelecido em normas internacionais.

4.3.1 Estabilidade da resposta em curto prazo

Na avaliação da estabilidade da resposta em curto prazo, ou repetibilidade, as câmaras de ionização foram irradiadas com a fonte de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$, posicionada junto às câmaras de ionização com o uso dos suportes especiais de acrílico desenvolvidos, como apresentado na Figura 4.47 para o Protótipo 1.



Figura 4.47. Fonte de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ posicionada sobre uma das faces do Protótipo 1 com o uso do suporte de acrílico desenvolvido

As câmaras foram polarizadas com a tensão de +300 V e, cada vez, a carga foi coletada num intervalo de tempo de 30 s. Na Tabela 4.12 são apresentadas as maiores variações no estudo de repetibilidade da resposta das câmaras de ionização. Este valor deve ser menor que 3,0 % e percebe-se que todas as câmaras desenvolvidas apresentaram valores máximos de variação abaixo do limite recomendado (IEC, 1997).

Tabela 4.12. Repetibilidade da resposta das câmaras de ionização desenvolvidas (%)

Protótipo 1		Protótipo 2	Protótipo 3
Eletrodo coletor			
Alumínio	Grafite		
0,05	0,08	0,04	0,04

4.3.2 Estabilidade da resposta em longo prazo

Para o teste de estabilidade em longo prazo, foram utilizados os resultados do teste de repetibilidade. Os testes foram realizados mensalmente, durante um período de nove meses para o Protótipo 1 e de seis meses para os Protótipos 2 e 3. Os valores médios das dez medições sucessivas do teste de repetibilidade foram considerados ao longo do tempo e estão apresentados nas Figuras 4.48 a 4.50. Os limites recomendados de variação da resposta deste tipo de teste são de $\pm 2\%$ (IEC, 1997). Como se pode observar, todos os resultados foram satisfatórios.

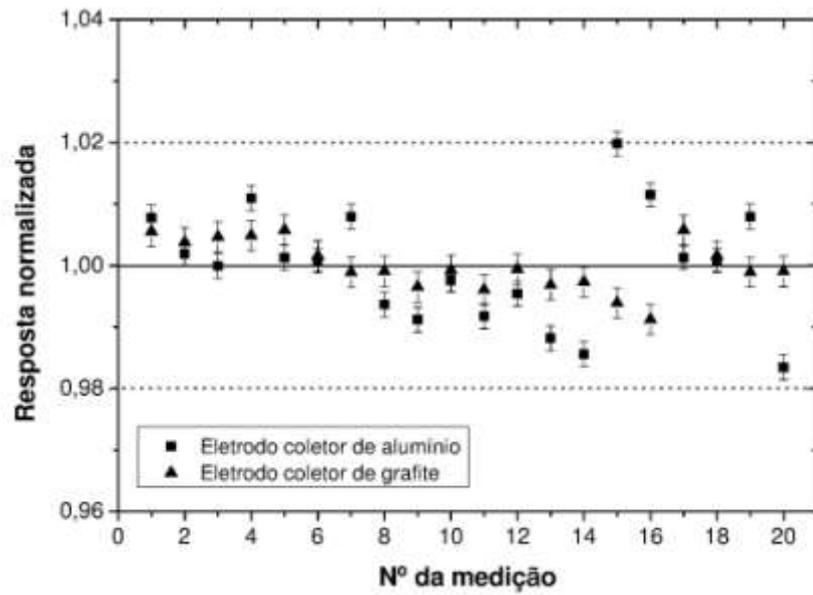


Figura 4.48. Estabilidade da resposta em longo prazo para o Protótipo 1. As linhas pontilhadas representam o limite recomendado

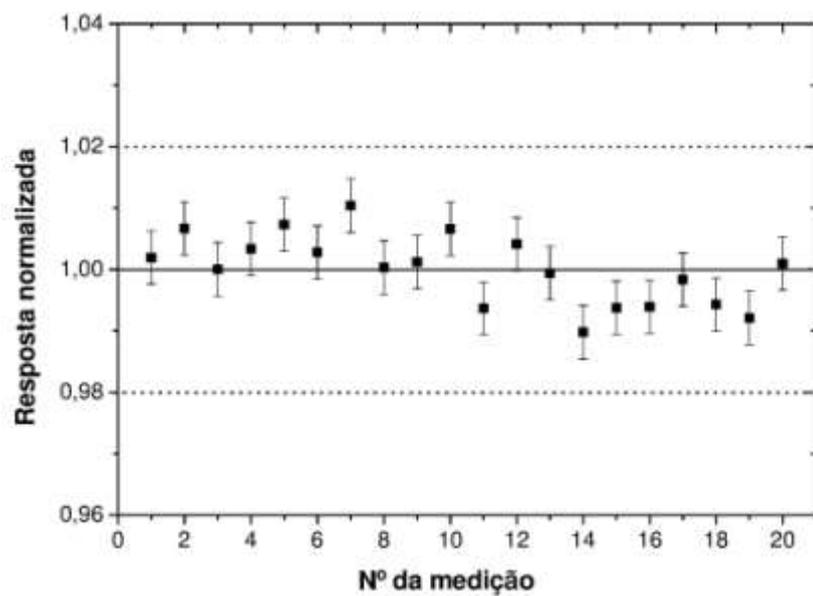


Figura 4.49. Estabilidade da resposta em longo prazo para o Protótipo 2. As linhas pontilhadas representam o limite recomendado.

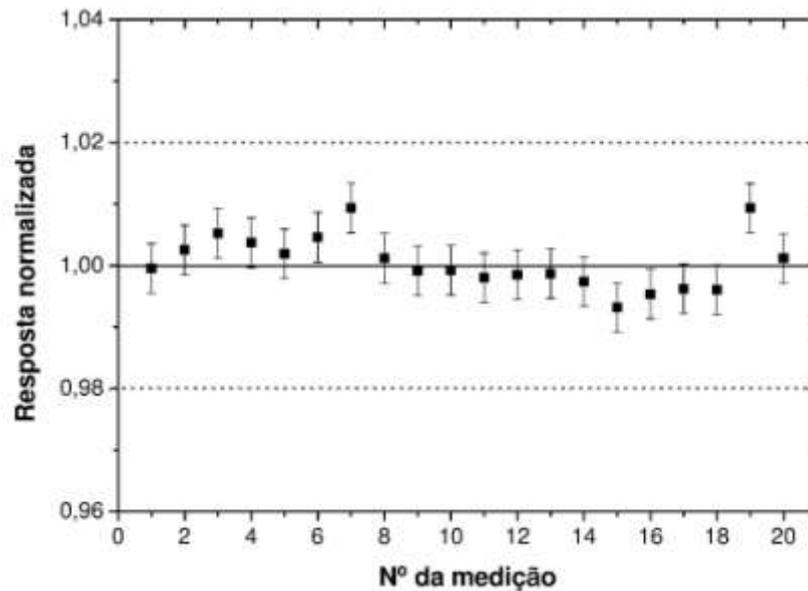


Figura 4.50. Estabilidade da resposta em longo prazo para o Protótipo 3. As linhas pontilhadas representam o limite recomendado.

4.3.3 Tempo de estabilização

O teste de verificação do tempo de estabilização de cada câmara de ionização mostra o tempo mínimo necessário para o detector alcançar o equilíbrio com as condições de temperatura, pressão e umidade do ambiente, após ser polarizada (IAEA, 2009a). Para isto, as câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho foram polarizadas com a tensão de +300 V e, após intervalos de tempo de 15 min, 30 min, 45 min e 1 h, o valor da corrente foi medido.

Para este teste foi usada a fonte de controle de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$, posicionada a 1,0 mm da janela de entrada das câmaras de ionização com o suporte de acrílico. Os resultados obtidos estão na Tabela 4.13. Pode-se notar que esses resultados satisfazem às recomendações (IEC, 1997), com maior variação de 1,1 % para o Protótipo 1 na face com eletrodo coletor de alumínio, para um intervalo de tempo de 15 min.

Tabela 4.13. Tempo de estabilização da resposta das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho, utilizando-se a fonte de controle de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$

Tempo (min)	Protótipo 1 Eletrodo coletor		Protótipo 2	Protótipo 3
	Alumínio	Grafite		
	Corrente de ionização (pA)			
15	27,588 ± 0,013	32,403 ± 0,013	49,188 ± 0,013	51,456 ± 0,013
30	27,285 ± 0,006	32,434 ± 0,006	49,192 ± 0,006	51,429 ± 0,006
45	27,436 ± 0,003	32,418 ± 0,004	49,211 ± 0,004	51,390 ± 0,006
60	27,293 ± 0,002	32,432 ± 0,003	49,209 ± 0,003	51,396 ± 0,003

Na Tabela 4.13 observa-se que os valores da corrente de ionização obtidos com o Protótipo 1, para a face com eletrodo coletor de grafite, são maiores que os obtidos para a face com eletrodo coletor de alumínio. Este comportamento é diferente daquele observado nos testes anteriores de Saturação e Linearidade, nos quais a resposta da face com eletrodo coletor de alumínio apresenta resposta maior que a de face com eletrodo coletor de grafite. Esta mudança será alvo de estudos posteriores; contudo, vale observar que para o teste de Tempo de estabilização, os Protótipos foram irradiados com a fonte de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$, diferente dos testes anteriores onde os Protótipos foram irradiados com raios X.

4.3.4 Corrente de fuga

O teste da corrente de fuga antes e após a irradiação foi usado para avaliar a influência da corrente de fuga na resposta das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho. Foram feitas medições 20 min antes e depois das irradiações dos três Protótipos. A Tabela 4.14 apresenta os resultados para o teste da corrente de fuga antes e após as irradiações.

A maior variação na corrente de fuga antes das irradiações obtida foi 0,07 % (eletrodo coletor de alumínio do Protótipo 1) da corrente medida na condição de menor taxa de kerma no ar à qual as câmaras foram submetidas (0,47 mGy/min). Para a corrente de fuga depois das irradiações, a maior variação encontrada foi de 0,54 %, para o Protótipo 3. Os valores apresentados na Tabela 4.14 estão abaixo do valor mínimo recomendado internacionalmente para este teste, que é de 5 % (IEC, 1997).

Tabela 4.14. Teste da corrente de fuga antes das irradiações para as câmaras desenvolvidas neste trabalho

Câmara	Variação na corrente de fuga antes das irradiações (%)	Variação na corrente de fuga depois das irradiações (%)
Protótipo 1	Alumínio	0,07
	Grafite	0,33
Protótipo 2	0,02	0,25
Protótipo 3	0,03	0,54

4.4 Aplicação dos protótipos desenvolvidos no controle de qualidade de mamógrafos

Nos mamógrafos, o arranjo experimental básico para os testes foi o recomendado pela IAEA (IAEA, 2011): a câmara de ionização centralizada no campo de raios X e alinhada lateralmente no suporte de mama, e o centro do volume sensível da câmara localizado a 50 mm da borda do suporte da mama. Para facilitar o manuseio e posicionamento das câmaras de ionização utilizadas neste trabalho, elas foram acopladas a um tripé. Este arranjo é apresentado na Figura 4.51 para o Protótipo 2, com a câmara de ionização posicionada no mamógrafo convencional GE Senograph DMR plus .

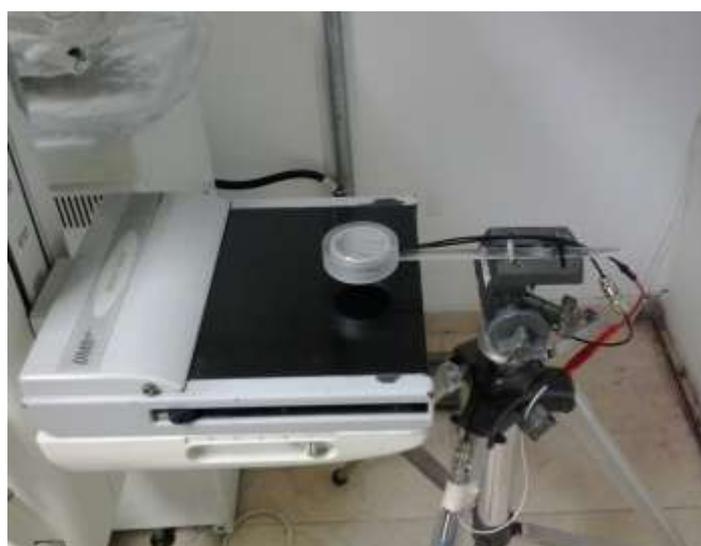


Figura 4.51. Exemplo do arranjo experimental para as medições nos mamógrafos: Câmara de ionização posicionada no mamógrafo convencional GE Senograph DMR plus

Para as medições com o mamógrafo Philips VMI (LCI), a distância do centro do volume sensível das câmaras com relação à borda do suporte de mama foi de 60 mm, no lugar dos 50 mm recomendado pela norma. Esta mudança foi necessária porque Corrêa e colaboradores (CORRÊA et al., 2013) fizeram um mapeamento do campo usando dosímetros termoluminescentes e descobriram que a região de maior incidência de radiação fica em torno de 60 mm com relação à borda do suporte, como já informado.

4.4.1 Repetibilidade da taxa de kerma no ar

Na realização deste teste, não foi usado o compressor de mama, como ilustrado na Figura 4.51 e as câmaras de ionização foram irradiadas no modo manual, com combinação anodo/filtro de Mo/Mo. Como o Protótipo 1 tem dimensões grandes, não foi usado com as tensões de 25 kVp e 28 kVp, que foram as tensões utilizadas neste trabalho para mamas pequenas e médias (equivalentes a um objeto simulador de acrílico de 2 cm e 4,5 cm).

Nas Tabelas 4.15 a 4.18 estão apresentados os valores da repetibilidade da taxa de kerma no ar determinados com as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho para o mamógrafo GE Senograph DMR *plus*, da UNIFESP.

Nas Tabelas 4.19 a 4.22 estão apresentados os valores da repetibilidade da taxa de kerma no ar determinados com as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho para o mamógrafo Philips VMI, do LCI.

Tabela 4.15. Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida para as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho, na tensão de 25 kVp
(Equipamento GE Senograph DMR plus)

Produto corrente-tempo (mAs)	Radcal 10X5-6M	Protótipo 1		Protótipo 2	Protótipo 3
		Eletrodo coletor			
		Alumínio	Grafite		
20	0,09	--	--	0,47	0,14
40	0,03	--	--	0,15	0,03
80	0,02	--	--	0,50	0,12

Tabela 4.16. Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida para as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho, na tensão de 28 kVp
(Equipamento GE Senograph DMR plus)

Produto corrente-tempo (mAs)	Radcal 10X5-6M	Protótipo 1		Protótipo 2	Protótipo 3
		Eletrodo coletor			
		Alumínio	Grafite		
20	0,10	--	--	0,05	0,09
40	0,08	--	--	0,17	0,09
80	0,02	--	--	0,27	0,06

Tabela 4.17. Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida para as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho, na tensão de 30 kVp
(Equipamento GE Senograph DMR plus)

Produto corrente-tempo (mAs)	Radcal 10X5-6M	Protótipo 1		Protótipo 2	Protótipo 3
		Eletrodo coletor			
		Alumínio	Grafite		
20	0,09	0,10	0,11	0,04	0,07
40	0,13	0,14	0,08	0,07	0,08
80	0,05	0,11	0,01	0,37	0,19

Tabela 4.18. Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida para as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho, na tensão de 35 kVp (Equipamento GE Senograph DMR *plus*)

Produto corrente-tempo (mAs)	Radcal 10X5-6M	Protótipo 1		Protótipo 2	Protótipo 3
		Eletrodo coletor			
		Alumínio	Grafite		
20	0,13	0,12	0,05	0,09	0,09
40	0,03	0,03	0,05	0,09	0,04
80	0,03	0,03	0,06	0,09	0,03

Tabela 4.19. Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida para as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho, na tensão de 25 kVp (Equipamento Philips VMI)

Produto corrente-tempo (mAs)	Radcal 10X5-6M	Protótipo 1		Protótipo 2	Protótipo 3
		Eletrodo coletor			
		Alumínio	Grafite		
20	0,58	--	--	0,31	0,44
40	0,15	--	--	0,67	0,10
80	0,17	--	--	0,10	0,24

Tabela 4.20 Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida para as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho, na tensão de 28 kVp (Equipamento Philips VMI)

Produto corrente-tempo (mAs)	Radcal 10X5-6M	Protótipo 1		Protótipo 2	Protótipo 3
		Eletrodo coletor			
		Alumínio	Grafite		
20	0,24	--	--	0,53	0,31
40	0,33	--	--	0,11	0,13
80	0,29	--	--	0,07	0,13

Tabela 4.21. Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida para as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho, na tensão de 30 kVp (Equipamento Philips VMI)

Produto corrente-tempo (mAs)	Radcal 10X5-6M	Protótipo 1		Protótipo 2	Protótipo 3
		Eletrodo coletor			
		Alumínio	Grafite		
20	0,14	0,58	0,50	1,17	0,99
40	0,37	0,09	0,13	0,34	0,21
80	0,14	0,26	0,17	0,09	0,02

Tabela 4.22. Repetibilidade da taxa de kerma no ar (%) obtida para as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho, na tensão de 35 kVp (Equipamento Philips VMI)

Produto corrente-tempo (mAs)	Radcal 10X5-6M	Protótipo 1		Protótipo 2	Protótipo 3
		Eletrodo coletor			
		Alumínio	Grafite		
20	0,60	0,74	0,52	0,55	0,75
40	0,31	0,31	0,31	0,27	0,09
80	0,31	0,11	0,13	0,17	0,08

Percebe-se que todas as câmaras testadas apresentaram valores para este teste abaixo do limite recomendado, que é de 5 %, para os dois equipamentos testados. O maior valor da repetibilidade foi de 1,17 %, para o Protótipo 2 no equipamento Philips VMI na tensão de 30 kVp, conforme a Tabela 4.21. Esta diferença na repetibilidade para 20 mAs ocorreu devido a flutuações na rede elétrica no início das medições.

4.4.2 Linearidade da taxa de kerma no ar

Com os resultados do teste de repetibilidade da taxa de kerma no ar foi verificada a linearidade da taxa de kerma no ar (L), que deve variar com o aumento do produto corrente-tempo. Além da linearidade da taxa de kerma no ar, pode-se estimar o rendimento do equipamento, definido como a razão entre o kerma no ar e o produto corrente tempo (IAEA, 2009b). Segundo recomendações da IAEA, os valores obtidos

para o teste de linearidade devem ser menores que 10 % e o rendimento normalizado maior que 30 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ a 1 m, na tensão de 28 kVp.

Nas Tabelas 4.23 a 4.26 são apresentados os resultados do teste de linearidade da taxa de kerma no ar e o rendimento, com as câmaras de ionização estudadas neste trabalho, para o equipamento GE Senograph DMR *plus*.

Nas Tabelas 4.27 a 4.30 são apresentados os resultados do teste de linearidade da taxa de kerma no ar e o rendimento, com as câmaras de ionização estudadas neste trabalho para o equipamento Philips VMI.

Tabela 4.23. Linearidade (%) e rendimento normalizado ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ a 1 m) medido com as câmaras de ionização estudadas neste trabalho para a tensão de 25 kVp (Equipamento GE Senograph DMR *plus*)

^a Linearidade (L)	Radcal 10X5-6M	Protótipo 1		Protótipo 2	Protótipo 3
		Eletrodo coletor			
		Alumínio	Grafite		
L ₁	0,36	--	--	0,52	0,46
L ₂	0,22	--	--	0,51	0,15
Rendimento Normalizado	31,45 ± 0,01	--	--	33,87 ± 0,03	31,60 ± 0,02

^a L₁ é a linearidade obtida com a relação entre 20 mAs e 40 mAs. L₂ é a linearidade obtida com a relação entre 40 mAs e 80 mAs. Esta relação está definida no item 3.2.3.1.

Tabela 4.24. Linearidade (%) e rendimento normalizado ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ a 1 m) medido com as câmaras de ionização estudadas neste trabalho para a tensão de 28 kVp (Equipamento GE Senograph DMR *plus*)

Linearidade (L)	Radcal 10X5- 6M	Protótipo 1		Protótipo 2	Protótipo 3
		Eletrodo coletor			
		Alumínio	Grafite		
L ₁	0,29	--	--	0,09	0,30
L ₂	0,21	--	--	0,21	0,13
Rendimento Normalizado	44,97 ± 0,02	--	--	47,86 ± 0,07	45,53 ± 0,04

Tabela 4.25. Linearidade (%) e rendimento normalizado ($\mu\text{Gy/mAs}$ a 1 m) medido com as câmaras de ionização estudadas neste trabalho para a tensão de 30 kVp (Equipamento GE Senograph DMR *plus*)

Linearidade (L)	Radcal 10X5-6M	Protótipo 1		Protótipo 2	Protótipo 3
		Eletrodo coletor			
		Alumínio	Grafite		
L ₁	0,29	0,36	0,33	0,25	0,24
L ₂	0,12	0,22	0,21	0,17	0,17
Rendimento Normalizado	55,11 ± 0,06	48,63 ± 0,03	51,85 ± 0,01	57,41 ± 0,01	55,53 ± 0,03

Tabela 4.26. Linearidade (%) e rendimento normalizado ($\mu\text{Gy/mAs}$ a 1 m) medido com as câmaras de ionização estudadas neste trabalho para a tensão de 35 kVp (Equipamento GE Senograph DMR *plus*)

Linearidade (L)	Radcal 10X5-6M	Protótipo 1		Protótipo 2	Protótipo 3
		Eletrodo coletor			
		Alumínio	Grafite		
L ₁	0,10	0,21	0,17	0,09	0,24
L ₂	0,07	0,08	0,13	0,08	0,09
Rendimento Normalizado	82,80 ± 0,02	72,85 ± 0,02	78,12 ± 0,01	85,81 ± 0,08	82,05 ± 0,05

Tabela 4.27. Linearidade (%) e rendimento normalizado ($\mu\text{Gy/mAs}$ a 1 m) medido com as câmaras de ionização estudadas neste trabalho para a tensão de 25 kVp (Equipamento Philips VMI)

Linearidade (L)	Radcal 10X5-6M	Protótipo 1		Protótipo 2	Protótipo 3
		Eletrodo coletor			
		Alumínio	Grafite		
L ₁	0,38	--	--	0,34	0,26
L ₂	0,40	--	--	0,46	0,40
Rendimento Normalizado	29,61 ± 0,07	--	--	29,99 ± 0,03	31,67 ± 0,06

Tabela 4.28. Linearidade (%) e rendimento normalizado ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ a 1 m) medido com as câmaras de ionização estudadas neste trabalho para a tensão de 28 kVp (Equipamento Philips VMI)

Linearidade (L)	Radcal 10X5-6M	Protótipo 1		Protótipo 2	Protótipo 3
		Eletrodo coletor			
		Alumínio	Grafite		
L ₁	0,29	--	--	0,17	0,59
L ₂	0,21	--	--	0,29	0,31
Rendimento Normalizado	42,44 ± 0,04	--	--	43,50 ± 0,02	46,01 ± 0,04

Tabela 4.29. Linearidade (%) e rendimento normalizado ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ a 1 m) medido com as câmaras de ionização estudadas neste trabalho para a tensão de 30 kVp (Equipamento Philips VMI)

Linearidade (L)	Radcal 10X5-6M	Protótipo 1		Protótipo 2	Protótipo 3
		Eletrodo coletor			
		Alumínio	Grafite		
L ₁	0,36	0,14	0,31	0,52	0,82
L ₂	0,25	0,44	0,29	0,24	1,04
Rendimento Normalizado	52,76 ± 0,05	56,17 ± 0,02	58,04 ± 0,01	53,71 ± 0,04	56,54 ± 0,05

Tabela 4.30. Linearidade (%) e rendimento normalizado ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ a 1 m) medido com as câmaras de ionização estudadas neste trabalho para a tensão de 35 kVp (Equipamento Philips VMI)

Linearidade (L)	Radcal 10X5-6M	Protótipo 1		Protótipo 2	Protótipo 3
		Eletrodo coletor			
		Alumínio	Grafite		
L ₁	0,47	0,60	0,07	0,52	0,30
L ₂	0,34	0,15	0,55	0,43	0,30
Rendimento Normalizado	79,84 ± 0,01	84,64 ± 0,02	87,83 ± 0,02	81,63 ± 0,03	87,11 ± 0,04

Observa-se que as câmaras estudadas neste trabalho apresentam resposta adequada para o teste de linearidade da taxa de kerma no ar nos mamógrafos testados. A maior variação da linearidade da taxa de kerma utilizando o equipamento GE Senograph foi de 0,52 % para o Protótipo 2, conforme a Tabela 4.23. No caso do equipamento Philips VMI, a maior variação foi de 1,04 %, conforme a Tabela 4.29.

Na Tabela 4.27 são apresentados alguns valores para o rendimento normalizado que são menores do que é requerido em norma. Isso pode ter ocorrido por flutuação na rede elétrica do laboratório. Contudo, para avaliação deste teste são considerados os resultados referentes à tensão de 28 kVp (IAEA, 2009b).

4.4.3 Kerma no ar incidente na superfície do objeto simulador

A grandeza kerma no ar incidente (K_i) foi obtida utilizando o arranjo experimental ilustrado na Figura 4.52. Inicialmente, foi escolhido o modo automático de exposição e, com o objeto simulador comprimido usando a bandeja de compressão, seguia-se a irradiação. Após o procedimento no modo automático de exposição, o objeto simulador foi retirado e substituído pelas câmaras de ionização, posicionadas de forma que a superfície da câmara ficasse à mesma altura do objeto simulador, conforme a Figura 4.53. Foram utilizados objetos simuladores com alturas de 20 mm, 45 mm, 60 mm e 80 mm, para simular mamas pequenas, médias e grandes (IAEA, 2011).

As câmaras de ionização foram irradiadas com a bandeja de compressão imediatamente acima da superfície da câmara e no modo manual de exposição. Assim, no modo manual de exposição, foi colocada a técnica mais próxima da obtida no modo automático.

Durante os experimentos com o equipamento Philips VMI, percebeu-se que este equipamento determinava a mesma técnica para os objetos simuladores de 60 mm e de 80 mm. Assim, ele não distingue modos de técnica automática para mamas espessas, com relação à espessura de objeto simulador para essas espessuras de

mama. Para realizar o teste do kerma no ar incidente para os objetos simuladores com essas espessuras, as técnicas manuais obtidas para os outros dois mamógrafos foram repetidas neste equipamento.

No caso do equipamento GE Diamond do Hospital Pérola Byington, foram feitas medições do kerma no ar incidente utilizando o Protótipo 3. Não houve nenhum critério específico para escolha desta câmara para esses testes. Por falta de tempo hábil, não foram usadas as outras câmaras de ionização nem foram feitos os testes de repetibilidade e linearidade do kerma no ar para esse equipamento.

Nos resultados apresentados para este teste do kerma no ar incidente na superfície do objeto simulador, os valores do produto corrente-tempo apresentados pela técnica manual são os valores exatos obtidos no modo automático de exposição ou são valores aproximados daqueles determinados pelos mamógrafos.

Nas Tabelas 4.31 a 4.34 são apresentados os resultados obtidos para a determinação do K_i para o mamógrafo GE Senograph DMR *plus*. Nas Tabelas 4.35 a 4.38 são apresentados os resultados obtidos para cálculo do K_i para o mamógrafo Philips VMI. Os resultados obtidos com o mamógrafo GE Diamond são apresentados na Tabela 4.39.

Os valores de K_i apresentados nas Tabelas 4.31 a 4.36 foram normalizados pelo produto corrente-tempo (mAs), de acordo com o recomendado no protocolo TRS 457 da IAEA (IAEA, 2007).

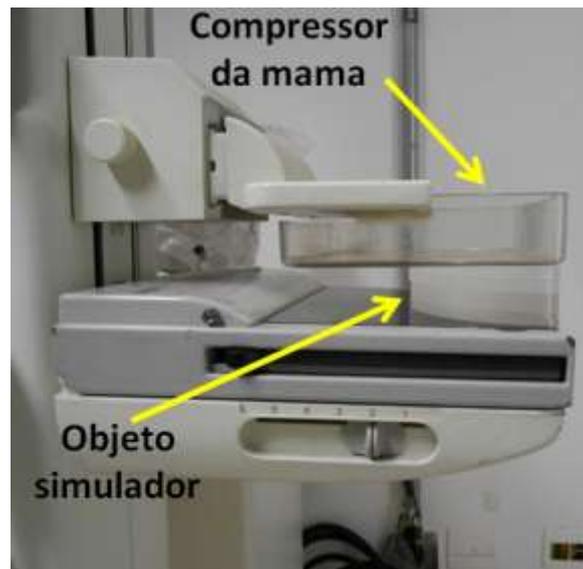


Figura 4.52. Arranjo experimental para obtenção da técnica automática de exposição com objeto simulador comprimido posicionado no mamógrafo convencional GE Senograph DMR *plus*



Figura 4.53. Arranjo experimental para obtenção do kerma incidente substituindo o objeto simulador pela câmara de ionização posicionada no mamógrafo convencional GE Senograph DMR *plus*

Tabela 4.31. Valores do K_i obtidos pelas câmaras usadas neste trabalho para o objeto simulador com altura de 20 mm (Equipamento GE Senograph DMR *plus*)

Câmara	Técnica	Anodo/Filtro	K_i (mGy)
Radcal 10X5-6M	25 kV; 20,0 mAs	Mo/Mo	$1,253 \pm 0,061$
Protótipo 2	25 kV; 20,0 mAs	Mo/Mo	$1,229 \pm 0,012$
Protótipo 3	25 kV; 20,0 mAs	Mo/Mo	$1,287 \pm 0,013$

Tabela 4.32. Valores do K_i obtidos pelas câmaras usadas neste trabalho para o objeto simulador com altura de 45 mm (Equipamento GE Senograph DMR *plus*)

Câmara	Técnica	Anodo/Filtro	K_i (mGy)
Radcal 10X5-6M	28 kV; 100,0 mAs	Mo/Mo	$9,505 \pm 0,010$
Protótipo 2	28 kV; 100,0 mAs	Mo/Mo	$10,071 \pm 0,098$
Protótipo 3	28 kV; 100,0 mAs	Mo/Mo	$9,836 \pm 0,095$

Tabela 4.33. Valores do K_i obtidos pelas câmaras usadas neste trabalho para o objeto simulador com altura de 60 mm (Equipamento GE Senograph DMR *plus*)

Câmara	Técnica	Anodo/Filtro	K_i (mGy)	
Radcal 10X5-6M	30 kV, 125,0 mAs	Mo/Rh	$12,737 \pm 0,013$	
Protótipo 1	Alumínio	30 kV, 125,0 mAs	Mo/Rh	$14,388 \pm 0,139$
	Grafite	30 kV, 125,0 mAs	Mo/Rh	$13,918 \pm 0,137$
Protótipo 2	30 kV, 125,0 mAs	Mo/Rh	$13,416 \pm 0,130$	
Protótipo 3	30 kV, 125,0 mAs	Mo/Rh	$13,350 \pm 0,129$	

Tabela 4.34. Valores do K_i obtidos pelas câmaras usadas neste trabalho para o objeto simulador com altura de 80 mm (Equipamento GE Senograph DMR *plus*)

Câmara	Técnica	Anodo/Filtro	K_i (mGy)	
Radcal 10X5-6M	32 kV, 200,0 mAs	Rh/Rh	$25,490 \pm 0,026$	
Protótipo 1	Alumínio	32 kV, 200,0 mAs	Rh/Rh	$29,317 \pm 0,284$
	Grafite	32 kV, 200,0 mAs	Rh/Rh	$27,394 \pm 0,268$
Protótipo 2	32 kV, 200,0 mAs	Rh/Rh	$26,770 \pm 0,258$	
Protótipo 3	32 kV, 200,0 mAs	Rh/Rh	$26,437 \pm 0,225$	

Tabela 4.35. Valores do K_i obtidos pelas câmaras usadas neste trabalho para o objeto simulador com altura de 20 mm (Equipamento Philips VMI)

Câmara	Técnica	Anodo/Filtro	K_i (mGy)
Radcal 10X5-6M	22 kV; 35,0 mAs	Mo/Mo	$1,328 \pm 0,068$
Protótipo 2	23 kV; 35,0 mAs	Mo/Mo	$1,520 \pm 0,015$
Protótipo 3	23 kV; 35,0 mAs	Mo/Mo	$1,621 \pm 0,013$

Tabela 4.36. Valores do K_i obtidos pelas câmaras usadas neste trabalho para o objeto simulador com altura de 45 mm (Equipamento Philips VMI)

Câmara	Técnica	Anodo/Filtro	K_i (mGy)
Radcal 10X5-6M	28 kV; 118,0 mAs	Mo/Mo	$11,256 \pm 0,012$
Protótipo 2	28 kV; 118,0 mAs	Mo/Mo	$11,555 \pm 0,113$
Protótipo 3	28 kV; 118,0 mAs	Mo/Mo	$12,367 \pm 0,122$

Tabela 4.37. Valores do K_i obtidos pelas câmaras usadas neste trabalho para o objeto simulador com altura de 60 mm (Equipamento Philips VMI)

Câmara	Técnica	Anodo/Filtro	K_i (mGy)
Radcal 10X5-6M	30 kV, 125,0 mAs	Mo/Rh	$14,195 \pm 0,014$
Protótipo 1	Alumínio	30 kV, 125,0 mAs	$15,845 \pm 0,154$
	Grafite	30 kV, 125,0 mAs	$15,372 \pm 0,150$
Protótipo 2	30 kV, 125,0 mAs	Mo/Rh	$14,837 \pm 0,144$
Protótipo 3	30 kV, 125,0 mAs	Mo/Rh	$16,117 \pm 0,161$

Tabela 4.38. Valores do K_i obtidos pelas câmaras usadas neste trabalho para o objeto simulador com altura de 80 mm (Equipamento Philips VMI)

Câmara	Técnica	Anodo/Filtro	K_i (mGy)
Radcal 10X5-6M	32 kV, 175,0 mAs	Mo/Rh	$25,997 \pm 0,026$
Protótipo 1	Alumínio	32 kV, 175,0 mAs	$28,891 \pm 0,280$
	Grafite	32 kV, 175,0 mAs	$27,786 \pm 0,269$
Protótipo 2	32 kV, 175,0 mAs	Mo/Rh	$27,198 \pm 0,263$
Protótipo 3	32 kV, 175,0 mAs	Mo/Rh	$29,493 \pm 0,285$

Tabela 4.39. Valores do K_i obtidos com o Protótipo 3 para diferentes espessuras de objeto simulador (Equipamento GE Diamond)

Espessura (mm)	Técnica	Anodo/Filtro	K_i (mGy)
20	25 kV; 16,0 mAs	Mo/Mo	$1,397 \pm 0,014$
45	27 kV; 80,0 mAs	Mo/Mo	$9,705 \pm 0,094$
60	29 kV; 100,0 mAs	Mo/Rh	$11,746 \pm 0,117$
80	32 kV; 175,0 mAs	Mo/Rh	$29,905 \pm 0,288$

Nas Tabelas 4.31 a 4.38 percebe-se que o valor do K_i medido com as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho apresenta diferença máxima de 18,1 %, para as medições no mamógrafo Philips VMI para o objeto simulador de altura 20 mm, conforme a Tabela 4.35. Essa variação pode ser devido à diferença na tensão aplicada no tubo, que foi de 22 kV para as medições com a câmara Radcal 10X5-6M e 23 kV para o Protótipo 2 e 3. As tensões foram diferentes, porque antes da utilização de cada câmara foram feitas irradiações no modo automático de exposição, resultando em diferentes parâmetros de kV e mAs. Sem a diferença na tensão aplicada, a diferença máxima foi de 11,9 %, conforme a Tabela 4.37.

Com os resultados obtidos neste teste é possível calcular a Dose Glandular Média (D_G). Mas para isso, é ainda necessária a determinação da camada semirredutora.

4.4.4 Determinação da Camada Semirredutora

Para a determinação da camada semirredutora, o compressor de mama foi localizado a 20 cm de distância entre o foco do tubo de raios X e a câmara de ionização, com o seu volume sensível inteiramente dentro do campo de radiação. Várias folhas de 0,1 mm de alumínio de alta pureza (99,99 %) foram utilizadas para se estimar os valores da camada semirredutora em cada caso; estas folhas foram colocadas sobre o compressor de mama, como apresentado na Figura 4.54. As câmaras de ionização foram posicionadas à altura de 4,5 cm com relação ao suporte da mama. Todas as câmaras de ionização foram irradiadas no modo manual, nas técnicas obtidas para o cálculo do K_i .



Figura 4.54. Arranjo experimental para determinação da camada semirredutora com as folhas de alumínio e a câmara de ionização posicionadas no mamógrafo convencional GE Senograph DMR *plus*

As Tabelas 4.40, 4.41 e 4.42 apresentam os resultados da determinação da camada semirredutora obtidos com os equipamentos GE Senograph, Philips VMI e GE Diamond, respectivamente. As incertezas foram estimadas e todas foram menores que 0,01 %.

Tabela 4.40. Resultados das medições da CSR usando a câmara de referência e as câmaras desenvolvidas neste trabalho (Equipamento GE Senograph DMR *plus*)

Tensão no tubo (kVp)	CSR (mmAl)					
	Radcal 10X5-6M	Prot. 1		Prot. 2	Prot. 3	Intervalo da CSR
		Eletrodo coletor de alumínio	Eletrodo coletor de grafite			
25	0,33	--	--	0,33	0,33	$0,28 \leq \text{CSR} \leq 0,37$
28	0,37	--	--	0,36	0,37	$0,31 \leq \text{CSR} \leq 0,40$
30	0,44	0,46	0,42	0,43	0,45	$0,33 \leq \text{CSR} \leq 0,49$
32	0,48	0,53	0,46	0,48	0,50	$0,35 \leq \text{CSR} \leq 0,54$

Tabela 4.41. Resultados das medições da CSR usando a câmara de referência e as câmaras desenvolvidas neste trabalho (Equipamento Philips VMI)

Tensão no tubo (kVp)	CSR (mmAl)					
	Radcal 10X5-6M	Prot. 1		Prot. 2	Prot. 3	Intervalo da CSR
		Eletrodo coletor de alumínio	Eletrodo coletor de grafite			
22	0,29	--	--	--	--	$0,25 \leq \text{CSR} \leq 0,34$
23	--	--	--	0,31	0,30	$0,26 \leq \text{CSR} \leq 0,35$
28	0,37	--	--	0,37	0,38	$0,31 \leq \text{CSR} \leq 0,40$
30	0,43	0,46	0,42	0,43	0,44	$0,33 \leq \text{CSR} \leq 0,49$
32	0,45	0,48	0,43	0,45	0,46	$0,35 \leq \text{CSR} \leq 0,51$

Tabela 4.42. Resultados das medições da CSR com o Protótipo 3 (Equipamento GE Diamond)

Tensão no tubo (kVp)	CSR (mmAl)	Intervalo da CSR
25	0,29	$0,28 \leq \text{CSR} \leq 0,37$
27	0,33	$0,30 \leq \text{CSR} \leq 0,39$
29	0,41	$0,32 \leq \text{CSR} \leq 0,48$
32	0,44	$0,35 \leq \text{CSR} \leq 0,51$

Nas Figuras 4.55, 4.56 e 4.57 são apresentadas as relações entre as camadas semirredutoras com os valores do K_i obtidos com as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho. Percebe-se que as maiores diferenças entre os comportamentos das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho com relação à câmara padrão Radcal 10X5-6M ocorrem para camadas semirredutoras acima de 0,40 mmAl.

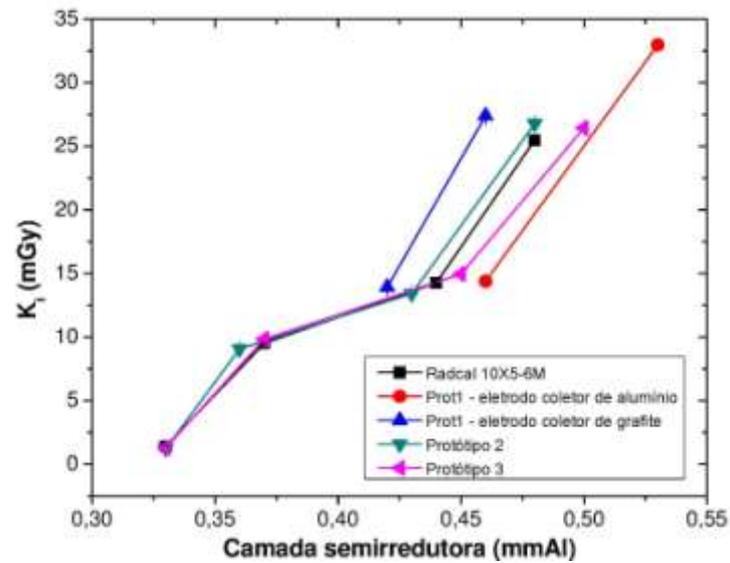


Figura 4.55. Relação entre os valores de K_1 e as camadas semirredutoras, para o mamógrafo GE Senograph DMR *plus*. As incertezas foram menores que 0,05 %, imperceptíveis no gráfico

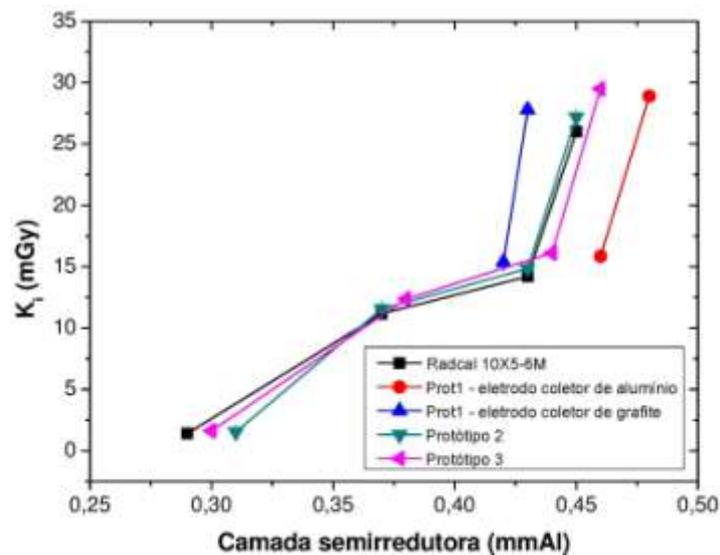


Figura 4.56. Relação entre os valores de K_1 e as camadas semirredutoras, para o mamógrafo Philips VMI. As incertezas foram menores que 0,05 %, imperceptíveis no gráfico

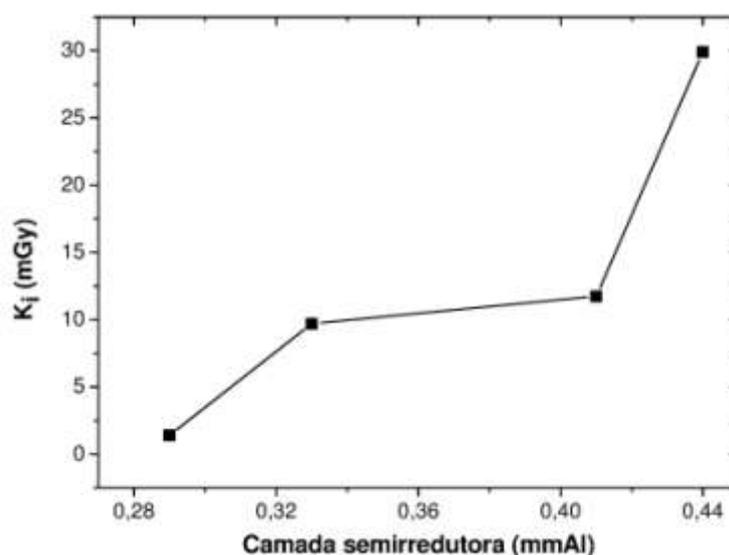


Figura 4.57. Relação entre os valores de K_i e as camadas semirredutoras, para o mamógrafo GE Diamond. As incertezas foram menores que 0,05 %, imperceptíveis no gráfico

4.4.5 Determinação da Dose Glandular Média

A dose glandular média (D_G) foi determinada utilizando-se os valores de kerma no ar incidente na superfície do objeto simulador (K_i) e da camada semirredutora (CSR). Além desses valores, foram utilizados os fatores de correção apresentados nas Tabelas 4.43 e 4.44. Esses fatores de correção são obtidos no documento IAEA HHS 17 (IAEA, 2011). Os termos g , c e s estão definidos no item 3.2.3.4.

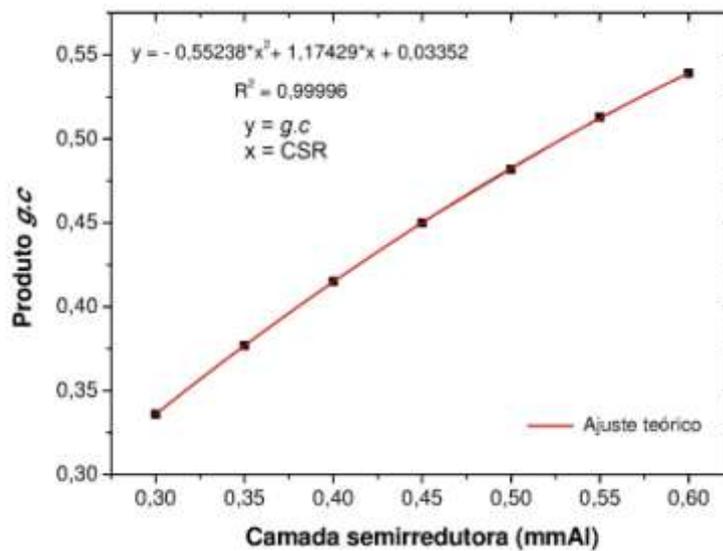
Tabela 4.43. Valores dos produtos entre os fatores de conversão g e c para diferentes espessuras do objeto simulador de PMMA (adaptação de IAEA, 2011)

Espessura do objeto simulador (mm)	Produto dos fatores g e c						
	CSR (mmAl)						
	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
20	0,336	0,377	0,415	0,450	0,482	0,513	0,539
45	0,172	0,196	0,218	0,242	0,269	0,297	0,321
60	0,133	0,151	0,168	0,187	0,203	0,230	0,253
80	0,097	0,110	0,124	0,136	0,150	0,169	0,188

Tabela 4.44. Fatores s para diferentes combinações anodo/filtro (adaptação de IAEA, 2011)

Anodo/Filtro	Fator s
Mo/Mo	1,000
Mo/Rh	1,017
Rh/Rh	1,061

Os valores obtidos para as camadas semirredutoras nos testes com as câmaras de ionização deste trabalho são diferentes dos fornecidos na Tabela 4.43. Assim, foi necessário determinar os valores dos produtos $g.c$ para as CSR encontradas por meio de interpolação com método gráfico, utilizando o programa computacional Origin® 8. Nas Figuras 4.58 a 4.61 são apresentados os gráficos construídos e as respectivas equações estimadas com os coeficientes de correlação entre as grandezas.

Figura 4.58. Curva obtida para cálculo do produto $g.c$ em função da CSR para objeto simulador de 20 mm de espessura

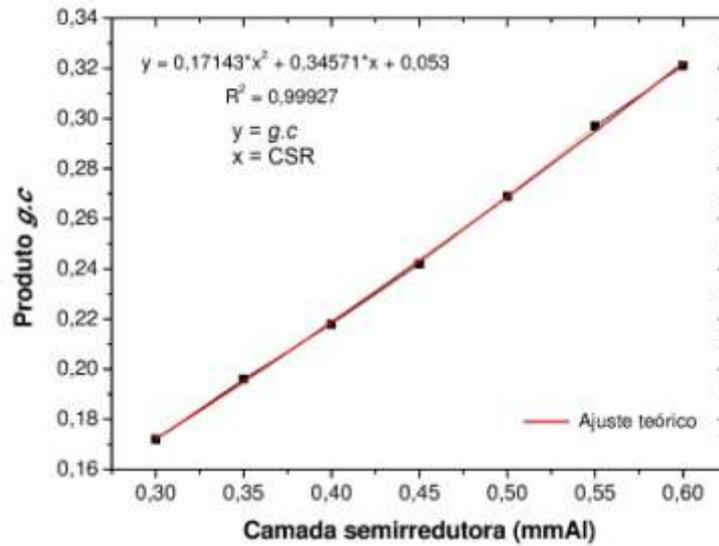


Figura 4.59. Curva obtida para cálculo do produto g.c em função da CSR para objeto simulador de 45 mm de espessura

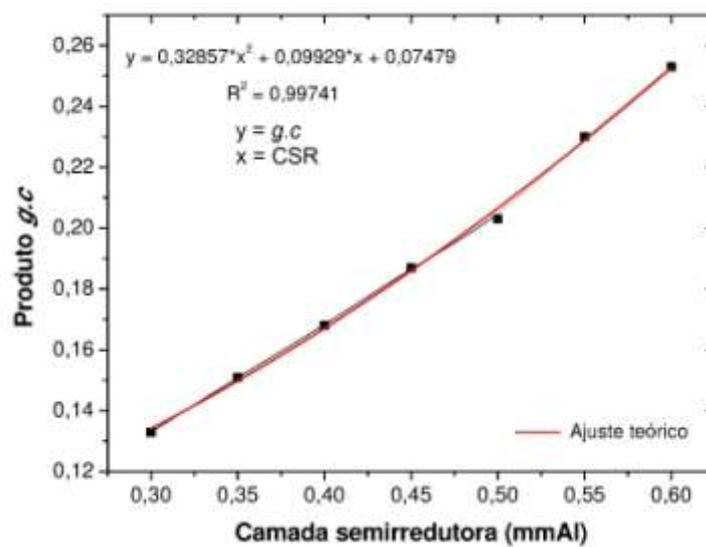


Figura 4.60. Curva obtida para cálculo do produto g.c em função da CSR para objeto simulador de 60 mm de espessura

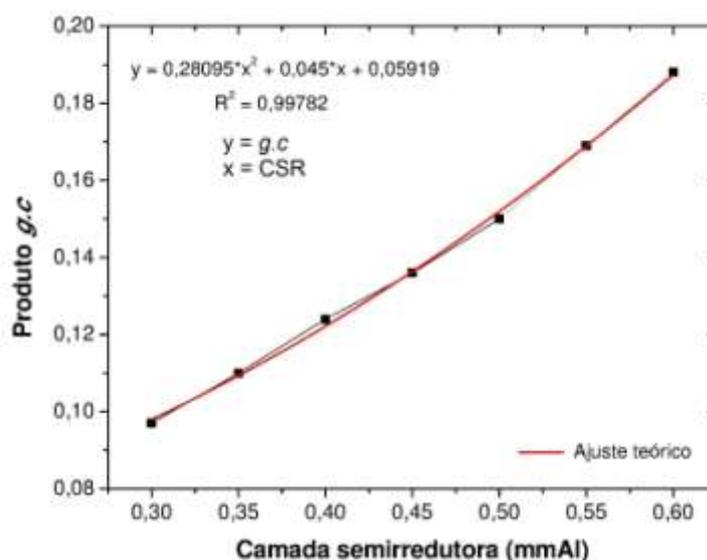


Figura 4.61. Curva obtida para cálculo do produto $g.c$ em função da CSR para objeto simulador de 80 mm de espessura

A seguir, são apresentados os valores do produto $g.c$, obtidos para as camadas semirredutoras calculadas a partir das medições com as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho. As Tabelas 4.45 a 4.47 apresentam os resultados obtidos com os equipamentos GE Senograph DMR *plus*, Philips VMI e GE Diamond.

Tabela 4.45. Valores dos produtos $g.c$ (Equipamento GE Senograph DMR *plus*)

Espessura do objeto simulador (mm)	Produto $g.c$				
	Radcal 10X5-6M	Protótipo 1		Protótipo 2	Protótipo 3
		Eletrodo coletor de alumínio	Eletrodo coletor de grafite		
20	0,360	--	--	0,361	0,365
45	0,202	--	--	0,202	0,204
60	0,181	0,191	0,176	0,179	0,184
80	0,146	0,161	0,140	0,146	0,150

Tabela 4.46. Valores dos produtos g.c (Equipamento Philips VMI)

Espessura do objeto simulador (mm)	Produto g.c				
	Radcal 10X5-6M	Protótipo 1		Protótipo 2	Protótipo 3
		Eletrodo coletor de alumínio	Eletrodo coletor de grafite		
20	0,329	--	--	0,342	0,339
45	0,204	--	--	0,203	0,208
60	0,180	0,191	0,175	0,179	0,182
80	0,135	0,145	0,132	0,135	0,138

Tabela 4.47. Valores dos produtos g.c (Equipamento GE Diamond)

Espessura do objeto simulador (mm)	Produto g.c
20	0,332
45	0,184
60	0,172
80	0,134

Com os valores de todas as grandezas e os fatores de correção, foi calculada a dose glandular média. Os resultados estão apresentados nas Tabelas 4.48 a 4.50, para os mamógrafos utilizados neste trabalho.

Tabela 4.48. Valores estimados para a D_G em função da espessura de objeto simulador (Equipamento GE Senograph DMR *plus*)

Espessura do objeto simulador (mm)	D_G (mGy)				
	Radcal 10X5-6M	Protótipo 1		Protótipo 2	Protótipo 3
		Eletrodo coletor de alumínio	Eletrodo coletor de grafite		
20	0,451 ± 0,025	--	--	0,444 ± 0,004	0,470 ± 0,005
45	1,920 ± 0,002	--	--	2,029 ± 0,020	2,010 ± 0,019
60	2,341 ± 0,002	2,796 ± 0,191	2,496 ± 0,025	2,447 ± 0,024	2,499 ± 0,024
80	3,944 ± 0,004	5,023 ± 0,049	4,079 ± 0,040	4,139 ± 0,040	4,218 ± 0,041

Tabela 4.49. Valores estimados para a D_G em função da espessura de objeto simulador (Equipamento Philips VMI)

Espessura do objeto simulador (mm)	D_G (mGy)				
	Radcal 10X5-6M	Protótipo 1		Protótipo 2	Protótipo 3
		Eletrodo coletor de alumínio	Eletrodo coletor de grafite		
20	$0,437 \pm 0,024$	--	--	$0,519 \pm 0,005$	$0,550 \pm 0,005$
45	$2,296 \pm 0,002$	--	--	$2,347 \pm 0,023$	$2,574 \pm 0,025$
60	$2,592 \pm 0,003$	$3,084 \pm 0,030$	$2,728 \pm 0,027$	$2,695 \pm 0,026$	$2,986 \pm 0,030$
80	$3,729 \pm 0,004$	$4,445 \pm 0,043$	$3,889 \pm 0,038$	$3,907 \pm 0,038$	$4,324 \pm 0,042$

Tabela 4.50. Valores estimados para a D_G em função da espessura de objeto simulador (Equipamento GE Diamond), obtidos com o Protótipo 3

Espessura do objeto simulador (mm)	D_G (mGy)
20	$0,436 \pm 0,005$
45	$1,785 \pm 0,017$
60	$2,057 \pm 0,021$
80	$4,076 \pm 0,039$

De acordo com os níveis aceitáveis para D_G , apresentados na Tabela 4.51, todos os resultados obtidos com as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho são adequados, inclusive a D_G referente à espessura de 80 mm de objeto simulador, que apresenta valores abaixo do máximo recomendado para a espessura de 70 mm (IAEA, 2011). Contudo, de acordo com a Tabela 4.49 o valor da D_G obtido com o Protótipo 3 apresenta valor 3 % maior que o recomendado na Tabela 4.51.

Observando os resultados apresentados na Tabela 4.48 nota-se que a maior variação dos valores calculados para D_G com as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho foi de 6,5 %, para o equipamento GE Senograph DMR *plus*, na espessura de 80 mm de objeto simulador. Para o equipamento Philips VMI, essa variação máxima foi de 20,5 %, na espessura de 20 mm de objeto simulador, conforme a Tabela 4.49.

Na análise dos resultados da determinação da D_G , os resultados obtidos com a face com eletrodo coletor de alumínio do Protótipo 1 não são utilizados como parâmetro de cálculo de dose, pois este material como eletrodo coletor não é recomendado para dosimetria de feixe, mas apenas no uso em sistema Tandem.

Tabela 4.51. Níveis aceitáveis para D_G de acordo com a recomendação IAEA HHS 17 (IAEA, 2011)

Espessura de objeto simulador (mm)	D_G (mGy)
20	1,0
45	2,5
60	4,5
70	6,5

5. Conclusões

Os objetivos propostos neste trabalho foram alcançados. Foram desenvolvidas e caracterizadas três câmaras de ionização no LCI/IPEN para aplicação como sistemas de referência em controle de qualidade em equipamentos de mamografia. Foram utilizados materiais de baixo custo na construção dos três protótipos de câmara de ionização deste trabalho. Estes materiais são encontrados facilmente no mercado nacional, o que indica uma possibilidade de produção dessas câmaras em maior escala.

As câmaras de ionização desenvolvidas foram submetidas a diversos testes de caracterização e de estabilidade de resposta. Assim, foram determinadas as características das câmaras de ionização: saturação da corrente de ionização, eficiência de coleção de íons, efeito de polaridade, linearidade de resposta, tempo de estabilização, corrente de fuga, dependência angular e dependência energética, repetibilidade e estabilidade em longo prazo. Estes testes foram realizados utilizando a fonte de controle e feixes de radiação X nas qualidades de radiodiagnóstico convencional e mamografia.

Todas as câmaras desenvolvidas apresentaram um desempenho ótimo nos testes citados, com comportamento estabelecido em normas internacionais. Apenas para os testes de dependência energética para feixes de qualidade mais alta (RQR 10 e todas as RQA) o Protótipo 1 apresentou comportamento fora do esperado. Nas qualidades de mamografia WAH 35 e WMH 35 o Protótipo 3 apresentou dependência energética acima dos 5 % recomendados; esse fato também ocorreu para a face com eletrodo coletor de alumínio do Protótipo 1, para essas mesmas qualidades. Contudo, para a aplicação no intervalo de energia de mamografia, esses resultados não impedem a utilização das câmaras desenvolvidas em testes de controle de qualidade em mamógrafos, pois, neste intervalo, todas as câmaras apresentaram desempenho satisfatório.

Como proposto, as câmaras desenvolvidas neste trabalho foram testadas em feixes clínicos de mamografia. Em todos os testes, as câmaras desenvolvidas

apresentaram desempenho satisfatório dentro das recomendações da IAEA. Todas as câmaras desenvolvidas foram adequadas na determinação da repetibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar, bem como na estimativa do rendimento do tubo. Os resultados obtidos para a determinação do kerma no ar indicam que as câmaras desenvolvidas apresentaram ótimo desempenho. Percebeu-se também que o ótimo desempenho das câmaras de ionização desenvolvidas foi comprovado na determinação das camadas semirredutoras, possibilitando a estimativa da dose glandular média, que é o parâmetro de maior interesse na dosimetria, que faz parte programa de controle de qualidade em mamografia.

Referências

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

ANVISA, AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. **Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico**. Portaria federal Nº 453, de 1 de junho de 1998.

ANVISA, AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. **Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança**. Brasília: Ministério da Saúde, 2005.

ATTIX, F. H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. Weinheim: WILEY-VCH Verlag GmbH & Co, 2004.

BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Programa Nacional de Qualidade em Mamografia**. Portaria federal Nº 531, de 26 de março de 2012.

BURCH, A.; GOODMAN, D. A. A pilot survey of radiation doses received in the United Kingdom Breast Screening Programme. **British Journal of Radiology**, v. 71, pp. 517-527, 1998.

BURLIN, T. E. A general theory of cavity ionization. **The British Journal of Radiology**, v. 39, pp. 727-734, 1966.

BUSHONG, S. C. **Ciência Radiológica para Tecnólogos. Física, Biologia e Proteção**. 9 ed. São Paulo: Elsevier editora, 2010.

CEMBER, H.; JOHNSON, T. E. **Introduction to Health Physics**. 4th. ed. New York: McGraw-Hill Companies, 2009.

COLETTI, J. G.; PEARSON, D. W.; DeWERD, L. A. Mammography exposure standard: Design and characterization of free-air ionization chamber. **Review of Scientific Instruments**, v.66, n. 3, pp. 2574-2577, 1995

CORRÊA, E. L. **METODOLOGIA DE CONTROLE DE QUALIDADE E IMPLANTAÇÃO DE CAMPOS PADRÕES DE RADIAÇÃO X, NÍVEL 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**. Artigo aceito para publicação. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.radphyschem.2013.03.010>

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.

DAS, I. J.; AKBER, S. F. Ion recombination and polarity effect of ionization chambers in kilovoltage x-ray exposure measurements. **Medical Physics**, v. 25, n. 9, pp. 1751-1757, 1998.

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.

DIAS, S. K.; CALDAS, L. V. E. Development of an extrapolation chamber for the calibration of beta-ray applicators. **IEEE Transactions in Nuclear Science**, v. 45, pp. 1666-1669, 1998.

GELEIJNS, J., BROERSE, J. J., ZWEERS, D., ZOETELIEF, J. General ion recombination for ionization chambers used under irradiation conditions relevant for diagnostic radiology. **Medical Physics**, v. 22, n. 1, pp. 17-22, 1995.

GERBI, B. J., KHAN, F. M. The polarity effect for commercially available plane-parallel ionization chambers. **Medical Physics**, v.14, n. 2, pp. 210-215, 1987.

GUERRA, A. B. **ESTABELECIMENTO E CONTROLE DE QUALIDADE DE FEIXES PADRÕES DE RADIAÇÃO X PARA CALIBRAÇÃO DE INSTRUMENTOS, NÍVEL MAMOGRAFIA**. Tese (Doutorado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. Universidade de São Paulo: São Paulo, 2001.

HAIDER, J. A.; SKARSGARD, L. D.; LAM, G. K Y. A general cavity theory. **Physics in Medicine and Biology**, v. 42, pp. 491-500, 1997.

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. **Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water**. IAEA, Vienna, 2000 (IAEA TRS-398).

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Radiation Oncology Physics: a Handbook for Teachers and Students**. Austria: IAEA, 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. **Calibration of Reference Dosimeters for External Beam Radiotherapy**. Austria: IAEA, 2009a (IAEA TRS-469).

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

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Quality Assurance Programme for Digital Mammography**. Austria: IAEA, 2011 (IAEA Human Health Series No 17).

IARC, INTERNATIONAL AGENCY FOR RESEARCH ON CANCER. **World Cancer Report 2008**. WHO, Genève, 2008.

ICRP, INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. Annals of the ICRP 37 (2007), pp. 1–332 (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. **Medical Electrical Equipment - Dosimeters with Ionization Chambers and/or Semi-conductor Detectors as Used in X-ray Diagnostic Imaging**. IEC, Genève, 1997 (IEC 61674).

IEC, INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical diagnostic X-ray equipment. Radiation conditions for use in the determination of characteristics**. 2nd ed. IEC, Genève, 2005 (IEC 61267).

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

INCA, INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **O que é o câncer?** Disponível em: http://www.inca.gov.br/conteudo_view.asp?id=322. Acesso em 12 de abril de 2013.

INCA, INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Estimativa 2012: incidência de câncer no Brasil**. Rio de Janeiro: INCA, 2011.

INMETRO, INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, QUALIDADE E TECNOLOGIA. **Vocabulário Internacional de Metrologia: conceitos fundamentais e gerais de termos associados**. INMETRO, Duque de Caxias, 2012.

ISO, INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **X and Gamma Reference Radiation for Calibrating Dosemeters and Doserate Meters and for Determining their Response as a Function of Photon Energy - Part 2: Dosimetry for Radiation Protection over the Energy Ranges 8 keV to 1,3 MeV and 4 MeV to 9 MeV**. ISO, Genève, 1997 (ISO 4037-2).

JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. **The Physics of Radiology**. 4th. ed. Springfield: Charles C. Thomas Publisher, 1983.

- KNOLL, G. F. **Radiation Detection and Measurement**. 2 ed. New York: Wiley, 1989.
- LEE, L.; STICKLAND, V.; WILSON, R.; EVANS, A. **Fundamentals of Mammography**. 2nd. ed. London: Churchill Livingstone, 2003.
- MAIA, A. F.; CALDAS, L. V. E. A new extended-length parallel-plate ionization chamber. **Physics in Medicine and Biology**, v. 50, pp. 3837-3847, 2005.
- MEGHZIFENE, A.; DANCE, D. R.; McLEAN, D.; KRAMER, H-M. Dosimetry in diagnostic radiology. **European Journal of Radiology**, v. 76, pp. 11-14, 2010.
- NYSTROM, U. H.; NAHUM, A. E. A re-examination of the Spencer-Attix cavity integral. **Physics in Medicine and Biology**, v. 37, n. 11, pp. 2143-2146, 1992.
- OLIVEIRA, M. L.; CALDAS, L. V. E. A special mini-extrapolation chamber for calibration of $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ sources. **Physics in Medicine and Biology**, v. 50, pp. 2929-2936, 2005.
- 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.
- PISANO, E. D.; YAFFE, M. J.; KUZMIAK, C. M. **Digital Mammography**. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2004.
- PTB, PHYSIKALISCH-TECHNISCHE BUNDESANSTALT. **Mammography qualities based on W-anode and Mo-filtration (W/Mo)**. In www.ptb.de/de/org/6/62/625/pdf/strhlq.pdf. Acesso em: 22 de outubro de 2012.
- RAMSEY, C. R.; SPENCER, K.; OLIVER, A. L. Ionization chamber, electrometer, linear accelerator, field size, and energy dependence of the polarity effect in electron dosimetry. **Medical Physics**, v.26, n. 2, pp. 214-219, 1999.
- RICHARD, S.; SAMEI, E. Quantitative breast tomosynthesis: From detectability to estimability. **Medical Physics**, v. 37, n. 12, pp. 6157-6165, 2010.
- SHANI, G. **Radiation Dosimetry: Instrumentation and Methods**. 2 ed. Boca Raton: CRC Press LLC, 2001.
- 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.
- TAUHATA, L.; SALATI, I.P.A.; PRINZIO, R. Di; PRINZIO, A. R. Di. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. 5ª versão. Rio de Janeiro: IRD/CNEN, 2003.
- TURNER, J. E. **Atoms, Radiation, and Radiation Protection**. 3rd ed. Weinheim: WILEY-VCH Verlag GmbH & Co, 2007.

VIVOLO, V. **DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE REFERÊNCIA PARA DETERMINAÇÃO DO EQUIVALENTE DE DOSE PESSOAL E DA CONSTÂNCIA DE FEIXES DE RADIAÇÃO X**. Tese (Doutorado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. Universidade de São Paulo: São Paulo, 2006.

WICKMAN, G.; HOLMSTRÖM, T. Polarity effect in plane-parallel ionization chambers using air or a dielectric liquid as ionization medium. **Medical Physics**, v.19, n. 3, pp. 637-640, 1992.

WILLIAMS, J. A.; AGARWAL, S. K. Energy-dependent polarity correction factors for four commercial ionization chambers used in electron dosimetry. **Medical Physics**, v.24, n. 5, pp. 785-790, 1997.

WITZANI, J.; BJERKE, H.; BOCHUD, F.; CSETE, I.; DENOZIERE, M.; DE VRIES, W.; ENNOW, K.; GRINDBORG, J. E.; HOURDAKIS, C.; KOSUNEN, A.; KRAMER, H. M.; PERNICKA, F.; SANDER, T. Calibration of dosimeters used in mammography with different X-ray qualities: Euromet Project No. 526. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 108, n. 1, pp. 33-45, 2004.

ZHU, T. C. Small field: dosimetry in electron disequilibrium region. **Journal of Physics: Conference Series**, v. 250, n. 1, pp. 1 – 10, 2010.

Anexo A – Procedimento de calibração de instrumentos utilizando as câmaras de ionização desenvolvidas

A.1 Objetivo

O objetivo deste procedimento é descrever o processo de calibração de câmaras de ionização, utilizados em sistemas de radiodiagnóstico convencional e mamografia, de clientes internos e externos, recebidos no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do IPEN, com as câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho.

A.2 Campo de aplicação

Aplica-se às câmaras de ionização para utilização no intervalo de energia de radiodiagnóstico convencional e mamografia, encaminhadas ao LCI.

Quem? Tecnologista ou Técnico do LCI, estagiários.

Quando? Na data de calibração dos instrumentos, conforme agenda do LCI.

Onde? No Laboratório de Calibração com Radiação X, nível radiodiagnóstico convencional e mamografia.

A.3 Procedimento

A.3.1 Condições e recursos necessários

- Tecnologista, técnico ou estagiário com conhecimentos em proteção radiológica;
- Sistema de Radiação X, Pantak /Seifert, ISOVOLT 160 HS;
- Câmara monitora PTW, modelo 34014;
- Roda de filtros PTW FILTER WHELL;

- Câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho;
- Cabo para conexão das câmaras de ionização ao eletrômetro;
- Eletrômetro UNIDOS-E conectado à câmara monitora;
- Eletrômetro UNIDOS conectado a uma das câmaras de ionização desenvolvida neste trabalho;
- Arranjos e suportes para posicionamento dos instrumentos de referência e sob calibração;
- Microcomputador com impressora;
- Instrumentos para monitoramento das condições ambientais: sistema de ar-condicionado e desumidificador;
- Monitores das condições ambientais: higrômetro, termômetro e barômetro;
- Instrumento do cliente;
- Planilhas eletrônicas para realização dos cálculos necessários para a emissão do certificado de calibração;
- Documento modelo para a emissão de certificados.

A.3.2 Descrição das atividades

- Ligar o sistema de ar-condicionado e o desumidificador para estabilizar as condições ambientais do laboratório que contém o equipamento de raios X com no mínimo 24 h antes de começar as medições;
- Iniciar as atividades quando a umidade estiver entre 50 % e 60 % e a temperatura entre 20 °C e 24 °C;
- Ligar o sistema de monitoramento do feixe (câmara monitora + eletrômetro UNIDOS E) com no mínimo 24 h antes de começar as medições;
- Verificar se o colimador do campo de radiação utilizado é o de diâmetro interno de 50,7 mm;
- Posicionar a câmara de ionização desenvolvida neste trabalho, escolhida para o procedimento, à distância de calibração (100 cm) e conectá-la ao eletrômetro UNIDOS;
- Polarizar a câmara de ionização com a tensão de +300 V;

- Fazer o teste de fuga de corrente pré-irradiação durante 20 min após a polarização da câmara de ionização.
- Na ausência de corrente de fuga, proceder a calibração. Caso aconteça a corrente de fuga, deve-se desligar o sistema câmara de ionização e eletrômetro, limpar os conectores com lenço de papel e álcool isopropílico. Religar o sistema câmara de ionização e eletrômetro. Caso a fuga persista, tratar a câmara de ionização e o cabo de conexão com sílica e o eletrômetro no forno por 2 dias.
- Selecionar no computador a posição SEM FILTRO na roda de filtros;
- Posicionar os filtros de 0,07 mmMo na posição SEM FILTRO usando fita crepe;
- Programar no sistema de radiação X os parâmetros das qualidades de radiodiagnóstico convencional e mamografia desejados;
- Pré-irradiar a câmara de ionização com feixes de raios X descritos na qualidade de referência WMV 28, com o eletrômetro em modo carga, durante 3 min, coletando a carga a cada 15 s;
- Realizar 10 medições de carga a cada 15 segundos nas qualidades de radiação para mamografia WMV;
- Inserir os dados na planilha de calibração para as câmaras desenvolvidas, de onde serão determinadas as taxas de kerma no ar, com a utilização do fator de calibração para a qualidade de radiação em questão;
- Posicionar o instrumento a ser calibrado no sistema de irradiação;
- Ligar o instrumento a ser calibrado, já posicionado para estabilização;
- Efetuar uma pré-irradiação na qualidade a ser utilizada para identificar a escala de calibração do instrumento, se necessário;
- Realizar 10 medições de carga, em intervalos de 15 segundos, e inserir na planilha específica para calibração do instrumento;
- Na planilha será determinado um fator de calibração para o instrumento calibrado que será informado no certificado de calibração.

A.3.3 Considerações especiais

Este procedimento é para uso das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho nos intervalos de energia das qualidades de radiodiagnóstico e mamografia, feixes diretos e atenuados, estabelecidos no LCI.

Anexo B – Procedimento para testes de controle de qualidade em mamógrafos com as câmaras de ionização desenvolvidas

B.1 Objetivo

O objetivo deste procedimento é descrever a sistemática dos testes de controle de qualidade em mamógrafos com as câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho.

B.2 Campo de aplicação

Aplica-se aos testes de controle de qualidade em mamógrafos nos quais são necessárias as câmaras de ionização: repetibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar, rendimento do tubo, kerma no ar incidente, camadas semirredutoras e doses glandulares médias.

Quem? Físico Médico ou Tecnólogo em Radiologia.

Quando? De acordo com as especificações nacionais da frequência de realização dos testes.

Onde? Nos hospitais e clínicas que realizam exames mamográficos.

B.3 Procedimento

B.3.1 Condições e recursos necessários

- Físico Médico ou Tecnólogo em Radiologia que trabalhe com mamografia;
- Mamógrafo do hospital ou clínica;
- Câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho;
- Eletrômetro UNIDOS;

- Cabo para conexão das câmaras de ionização ao eletrômetro;
- Microcomputador;
- Instrumentos para monitoramento das condições ambientais disponíveis no hospital ou clínica: sistema de ar-condicionado e desumidificador;
- Monitores das condições ambientais, caso existam no hospital ou clínica: higrômetro, termômetro e barômetro;
- Tripé para posicionamento das câmaras nos mamógrafos;
- Objetos simuladores com diversas espessuras;
- Folhas de alumínio de 0,1 mm de espessura com 99,99 % de pureza;
- Trena;
- Planilhas eletrônicas para realização dos cálculos necessários para a emissão dos resultados dos testes;

B.3.2 Descrição das atividades

B.3.2.1. Arranjo geral

- Verificar as condições ambientais da sala de exames antes de iniciar os testes, caso seja possível;
- Posicionar a câmara no tripé;
- Conectar a câmara de ionização ao eletrômetro UNIDOS;
- Polarizar a câmara de ionização com a tensão de +300 V;
- Aguardar 15 min no modo corrente, antes de proceder as irradiações, para verificar se há fuga de corrente;
- Registrar na planilha o nome do hospital ou clínica, detalhes do mamógrafo, data, hora, condições de temperatura e pressão e testes que serão realizados.
- Deverá ser programado no eletrômetro UNIDOS um intervalo de tempo de 10 s, para coletar toda a carga referente a cada exposição;
- Cada medição em cada teste deverá ser repetida 3 vezes, no mínimo.

B.3.2.2. Kerma no ar incidente na superfície do objeto simulador

- Selecionar o modo automático de exposição;
- Posicionar, sobre o suporte para mama, o objeto simulador de 20 mm, pressionando-o com o compressor de mama;
- Fazer uma exposição e registrar na planilha a técnica obtida no modo automático de exposição;
- Descomprimir o objeto simulador, retirá-lo e substituí-lo pela câmara de ionização;
- Com o tripé, posicionar a câmara de ionização no suporte da mama de forma que a janela de entrada esteja à mesma altura da superfície do objeto simulador;
- Com o auxílio da trena, localizar a câmara de ionização a 5 cm da borda do suporte de mama, centralizado lateralmente;
- Aproximar a bandeja de compressão o mais próximo possível da janela de entrada da câmara de ionização;
- Selecionar o modo manual de exposição do mamógrafo e selecionar a mesma técnica obtida no modo automático;
- Caso não seja possível selecionar os mesmos parâmetros, escolher os mais próximos possíveis;
- No modo manual, proceder a irradiação e registrar o valor de carga obtido na planilha;
- Refazer esses passos para outras espessuras de objeto simulador.

B.3.2.3. Camada semirredutora

- Posicionar a câmara de ionização no suporte da mama de forma que a janela de entrada fique a 45 mm acima dele;
- Centralizar a câmara de ionização lateralmente;
- Fixar o compressor da mama a 20 cm do suporte da mama;
- Selecionar o modo manual de exposição e programar a técnica obtida para o valor do kerma incidente para a espessura de 20 mm de objeto simulador;
- Fazer uma exposição e registrar o valor na planilha. Esse será o valor M_0 ;

- Colocar uma espessura de 0,2 mm Al sobre o compressor da mama, de forma a cobrir todo o volume sensível da câmara de ionização;
- Fazer uma irradiação com a mesma técnica e registrar o valor na planilha;
- Repetir o mesmo procedimento para outras espessuras de Al: 0,3 mm Al, 0,4 mm Al, 0,5 mm Al e 0,6 mm Al;
- Na planilha, determinar a espessura que fornece resposta imediatamente acima de $M_0/2$ e a espessura que fornece respostas imediatamente abaixo de $M_0/2$;
- Calcular o valor da camada semirredutora (CSR) e o intervalo de tolerância utilizando a equação descrita no item 3.2.3.3 desta tese;
- Proceder da mesma maneira para os valores obtidos do kerma incidente para as outras espessuras de objeto simulador.

B.3.2.4. Dose glandular média

- Com os resultados dos itens B.3.2.2 e B.3.2.3, calcula-se a dose glandular média;
- Os coeficientes e fatores de conversão devem estar previamente inseridos na planilha;
- Maiores detalhes são encontrados nos itens 3.2.3.4 e 4.3.5 desta tese.

B.3.2.5. Repetibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar, e rendimento

- Posicionar a câmara de ionização no suporte da mama de forma que a janela de entrada fique a 45 mm acima dele;
- Centralizar a câmara de ionização lateralmente;
- Retirar o compressor da mama;
- Selecionar o modo manual de exposição e programar o valor de kVp e a combinação anodo/filtro obtido para a espessura de 20 mm de objeto simulador;
- Variar o valor do produto corrente-tempo (mAs). Por exemplo: 20 mAs, 40 mAs e 80 mAs;
- Registrar os valores obtidos na planilha;

- Proceder da mesma maneira para os valores de kVp e combinação anodo/filtro obtidos para outras espessuras de objeto simulador;
- Os cálculos necessários para a repetibilidade, linearidade da taxa de kerma no ar e rendimento já devem estar inseridos na planilha;
- Maiores detalhes são encontrados nos itens 3.2.3.1, 4.3.1 e 4.3.2 desta tese.

B.3.3 Considerações especiais

Este procedimento é para uso das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho em mamógrafos convencionais.

Anexo C – Lista de artigos publicados em periódicos decorrentes desta tese

C.1 Publicações em periódicos internacionais

1. **SILVA, J. O.**, NONATO, F. B. C., CALDAS, L. V. E. Characterization tests of a homemade ionization chamber in mammography standard radiation beams. **Radiation Physics and Chemistry, Article in press.**
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.radphyschem.2013.03.009>
2. **SILVA, J. O.**, CORRÊA, E. L., VIVOLO, V., POTIENS, M. P. A., CALDAS, L. V. E. Quality Control Tests in a Mammographic Unit Using a Homemade Ionization Chamber. **IEEE Transactions on Nuclear Science**, v. 60, issue 2, pp. 708 – 711, 2013.
3. **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, p.1424 - 1428, 2012.
4. **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, p.2534 - 2538, 2012.
5. **SILVA, J. O.**, CALDAS, L. V. E. Establishment of a Tandem Ionization Chamber System in Standard Mammography Beams. **Radioprotecção (S. João da Talha)**, v.2, p.125 - 132, 2012.

C.2 Publicação em periódico nacional

1. **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, p.27 - 30, 2011.

C.3 Resumo expandido publicado em anais de congressos

1. **SILVA, J. O.** ; CALDAS, L. V. E. . A tandem system for quality control in mammography beams. In: International Symposium on Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry, 2010, Viena. **Book of Extended Synopses**. Viena: IAEA, 2010. v. 1. p. 403-104.

C.4 Resumos publicados em anais de congressos

1. **SILVA, J. O.**, CALDAS, L. V. E. Stability Study of Ionization Chambers in Standard Mammography Radiation Beams. In: 13th International Congress of the International Radiation Protection Association - IRPA13, 2012, Glasgow. **IRPA13 Abstracts**, 2012.
2. **SILVA, J. O.**, CALDAS, L. V. E. Characterization of a New Ionization Chamber in Radiotherapy Beams: Angular Dependence and Variation with Distance. In: 18th INTERNATIONAL CONFERENCE ON MEDICAL PHYSICS, 2011, Porto Alegre. São Paulo: **Associação Brasileira de Física Médica**, 2011. p. 130-130.
3. **SILVA, J. O.**, CALDAS, L. V. E. Characterization of a New Ionization Chamber in Radiotherapy Beams: Angular Dependence and Variation with Distance. In: 18th International Conference on Medical Physics, 2011, Porto Alegre. **PROCEEDINGS OF ICMP 2011**, 2011.
4. **SILVA, J. O.** ; CALDAS, L. V. E. . Aplicação de um sistema tandem de câmaras de ionização em feixes padronizados de mamografia. In: International Joint Conference RADIO 2011, 2011, Recife. **Livro de resumos**. Recife: Sociedade Brasileira de Proteção Radiológica, 2011. p. 57-57.
5. VIVOLO, V., NEVES, L. P., PERINI, A. P., **SILVA, J. O.**, LUCENA, R. F., POTIENS, M. P. A., CALDAS, L. V. E. Evaluation of the voltage quantities measured with different noninvasive meters for quality control at a Calibration Laboratory. In: IRRMA 8 - Industrial Radiation and Radioisotope Measurement Applications, 2011, Kansas City. **Schedule and Abstract Book**, 2011.

Anexo D – Estimativa do custo de confecção das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho

Com base no levantamento feito por Vivolo (VIVOLO, 2006), será apresentado na Tabela D.1 e D.2 o custo estimado de confecção das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho. Na Tabela D.1 é apresentado o custo estimado de confecção do Protótipo 1 e na Tabela D.2 é apresentado o custo estimado de confecção dos Protótipos 2 e 3. Os valores, expressos em moeda nacional, são considerados os mesmos da época de confecção dos protótipos.

Tabela D.1. Estimativa do custo de confecção do Protótipo 1

Item	Custo (R\$)
Peças usinadas de acrílico, incluindo a haste de alumínio e mão de obra	550,00
Mylar® para janelas de entrada (20 cm ²)	5,00
Folha de alumínio para o eletrodo coletor de alumínio (5 cm ²)	1,00
Spray de grafite Aerodag G® para os anéis de guarda e eletrodo coletor de grafite (300 g)	50,00
Parafuso de alumínio (10 peças, com 5 mm de diâmetro)	2,00
Cabo coaxial RG 174 (1 m)	5,00
Conector pino banana miniatura (02 peças)	6,00
Conector BNC fêmea para cabo (02 peças)	20,00
Total	639,00

Tabela D.2. Estimativa do custo de confecção dos Protótipos 2 e 3

Item	Custo (R\$)
Valor do tarugo de acrílico (70 mm de diâmetro e 1 m de comprimento)	910,00
Mão de obra da usinagem das peças de acrílico dos dois protótipos	490,00
Mylar® para janelas de entrada (20 cm ²)	5,00
Spray de grafite Aerodag G® para os anéis de guarda e eletrodo coletor de grafite (300 g)	50,00
Cabo coaxial RG 174 (1 m)	5,00
Conector pino banana miniatura (02 peças)	6,00
Conector BNC fêmea para cabo (02 peças)	20,00
Filme plástico transparente para o eletrodo coletor do Protótipo 3	1,50
Total	1487,50

No caso do Protótipo 1, o custo da matéria-prima (acrílico) apresentado na Tabela D.1 está incluso no valor da usinagem das peças. A oficina contratada dispõe de fabricação própria de acrílico.

Para os Protótipos 2 e 3, o tarugo de acrílico adquirido não foi totalmente usado na fabricação das peças dos protótipos. Foi necessário comprar a quantidade especificada na Tabela D.2, porque não foi encontrado este produto em dimensões menores.

Nesta estimativa de custo de construção destas câmaras não está incluído o valor da bolsa de doutorado recebida pelo autor desta tese ao longo do desenvolvimento da mesma.