AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

CARACTERIZAÇÃO DE UMA CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE AR-LIVRE EM FEIXES DIRETOS DE RAIOS X UTILIZADOS EM MAMOGRAFIA

MATEUS HILÁRIO DE LIMA

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

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

São Paulo
2014

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

CARACTERIZAÇÃO DE UMA CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE AR-LIVRE EM FEIXES DIRETOS DE RAIOS X UTILIZADOS EM MAMOGRAFIA

MATEUS HILÁRIO DE LIMA

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

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

Versão Original
Versão Original disponível no IPEN

São Paulo
2014

Em memória de Isabel, Juca, Adinosar e Benedita.

Meus queridos avós.

Agradecimentos

À Dra. Linda V. E. Caldas, pela orientação e pelo carinho que possibilitaram a conclusão desse trabalho.

À Dra. Maria da Penha Albuquerque Potiens e ao Dr. Vítor Vivolo, pelas ajudas prestadas durante o desenvolvimento do projeto.

Ao Sr. Marcos Xavier e ao Sr. Claudinei Cescon, pela atenção concendida, pelas importantes sugestões oferecidas e ajuda na resolução de problemas eletrônicos encontrados ao longo do caminho.

Aos funcionários do GMR – IPEN, pela disposição em me ajudar sempre que foi preciso e pelos momentos de descontração no *coffee break*.

À Donata Zanin, pelo auxílio prestado principalmente nas questões burocráticas que surgiram ao longo do trabalho.

Aos companheiros de "bandejão" Tallyson Alvarenga e Felipe Cintra, que além de serem ótimas companhias no almoço, se tornaram grandes amigos.

À amiga Camila Trindade, pelas conversas descontraídas e também pelas dificuldades compartilhadas durante esse tempo.

Ao amigo Eduardo Corrêa, que além da amizade concedida, mostrou-se sempre disposto a ajudar-me no laboratório e em discussões sobre o projeto.

Aos amigos do IPEN: Brianna Bosch, Daniela Groppo, Fernanda Nonato, Maíra Yoshizumi, Lúcio Neves, Ana Paula Perini, Gustavo Villa, Patricia Antônio, Jonas Silva, Cristiane Honda, Willian Damatto, Christianne Cavinato, Nathalia Almeida, Lucas Rodrigues, Yklys Rodrigues, Maíra Nunes, Rodrigo Sanchez, Tatiane Nascimento, Iberê Ribeiro, Elaine Wirney, Lilian Kuahara, Adélia Kakoi, Anna Raquel e Maria Eugênia.

Aos amigos do IFUSP: Camila Melo, Denise Nersissian, Micaela Ribeiro, Renato Doro, Tânia Furquim e Thamiris Reina.

Aos amigos: Adrielle Cristina, Denise Figueiredo, Augusto Martins, Carol Enge, Rosalia Caya, Derick Douglas, Roger Miguel, André Matos e Vítor Matos.

À Sabrina, ao André e ao João que foram minha família em São Paulo e me acolheram da melhor forma possível.

À madrinha Rosa e ao Tio Lasino, por terem contribuído de diversas formas para a minha formação.

À Izabel Matos e ao Aparício Teles, pela amizade e carinho demonstrados ao longo dos anos.

À minha irmã Leandra, ao meu irmão Vinícius e à minha cunhada Sarah pelas noites repletas de "trucadas"! Sem vocês tudo seria mais difícil.

À minha tia Valdirene Maria pelo carinho de mãe e por estar sempre disposta a ouvir minhas lamentações e ambições.

À minha namorada Izabela Matos, por fazer tudo parecer mais fácil e por estar sempre ao meu lado nas dificuldades encontradas pelo caminho.

Aos meus queridos pais, Osmar Gonçalves de Lima e Leila Cristina da Silva Lima, por sempre me motivarem e renovarem minhas forças.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, na pessoa do Sr. Superintendente Dr. José Carlos Bressiani, por propiciar toda a estrutura necessária para o andamento do projeto.

À Comissão Nacional de Energia Nuclear, pela concessão da bolsa de Mestrado.

À Fundação de Apoio à Pesquisa do Estado de São Paulo e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, no Projeto INCT em Metrologia das Radiações na Medicina, pelos auxílios a viagens para participação de congressos científicos.

“A vida sem ciência é uma espécie de morte”

Sócrates

Caracterização de uma câmara de ionização de ar-livre em feixes diretos de raios X utilizados em mamografia

Mateus Hilário de Lima

RESUMO

Neste trabalho foram realizados testes de estabilidade e de caracterização de uma câmara de ionização de ar-livre com cilindros concêntricos da marca Victoreen, modelo 481. Os testes foram feitos utilizando feixes diretos de mamografia como uma contribuição para a implantação desta câmara como sistema padrão primário para a grandeza kerma no ar. Os testes de caracterização realizados foram: curva de saturação, eficiência de coleção de íons, efeito de polaridade, linearidade da resposta com a taxa de kerma no ar e linearidade da resposta com a variação volumétrica. O teste de eficiência de coleção de íons possibilitou a determinação do fator de correção para recombinação iônica. A maioria dos testes realizados esteve em conformidade com os limites estabelecidos por normas internacionais. Foram obtidos os fatores de correção para atenuação de fótons no ar para as qualidades de mamografia com filtros de alumínio e molibdênio. Foram determinados também os fatores de correção para transmissão e espalhamento de fótons nas bordas do diafragma para as qualidades de mamografia com filtro de alumínio e para a qualidade padrão de mamografia com filtro de molibdênio.

Characterization of a free-air ionization chamber in direct X-ray beams as used in mammography

Mateus Hilário de Lima

ABSTRACT

At this work stability and characterization tests were undertaken on a Victoreen free-air ionization chamber, model 481. The tests were realized using direct X-ray beams as a contribuition for its establishment as a primary standard system of the quantity air kerma. The characterization tests were: saturation curve, ion collection efficiency, polarity effect, response linearity with the air kerma rate and response linearity with the chamber volume variation. The ion collection efficiency allowed the determination of the ion recombination factor. Most of the test results showed agreement with the limits established by international standards. Furthermore, the air attenuation factors for the mammography beams with aluminum and molybdenum filters were obtained. The factors for photon transmission and scattering at the diaphragm edges were also determined for mammography beams with aluminum filter and for the standard beam with molybdenum filter.

Sumário

Agradecimentos ii

Resumo v

Abstract vi

Lista de Figuras x

Lista de Tabelas xiii

1. Introdução 1

1.1. Objetivos 3

2. Fundamentação teórica 5

2.1. Produção de raios X 5

2.1.1 Raios X de freamento 6

2.1.2 Raios X característicos 7

2.2. Interação da radiação eletromagnética com a matéria 7

2.2.1. Efeito Fotoelétrico 7

2.2.2. Efeito Compton 8

2.2.3. Produção de Pares 8

2.3. Grandezas e unidades 9

2.3.1. Exposição 9

2.3.2. Kerma no ar 9

2.3.3. Dose Absorvida 10

2.4. Calibração de detectores 10

2.5. Câmaras de ionização de ar-livre 11

2.5.1. Câmara de ionização de ar-livre convencional 12

2.5.2. Câmara de ionização de ar-livre com cilindros concêntricos 13

2.6. Fatores de correção 15

2.6.1. Atenuação de fótons no ar 16

2.6.2. Transmissão e espalhamento de fótons no diafragma 18

2.6.3. Perda de elétrons 20

2.6.4. Espalhamento e fluorescência 20

2.6.5. Recombinação iônica 21

2.7. Método de Monte Carlo 21
2.8. Normas e Recomendações 23
2.8.1. Norma IEC 61674 23
2.8.2. Norma IEC 60731 24
2.8.3. Código de Prática TRS 457 24
3. Materiais e Métodos 25
3.1. Câmara de ionização de ar-livre 25
3.2. Qualidades de radiação 27
3.3. Arranjo experimental 28
3.4. Sistema padrão secundário de mamografia 29
3.5. Testes de estabilidade 29
3.5.1. Estabilidade em curto e longo prazos 30
3.5.2. Corrente de fuga 30
3.5.3. Tempo de estabilização 31
3.6. Testes de caracterização 31
3.6.1. Curva de saturação 31
3.6.2. Eficiência de coleção de íons e efeitos de polaridade 31
3.6.3. Linearidade da resposta com a taxa de kerma no ar 32
3.6.5. Linearidade da resposta com a variação volumétrica 32
3.7. Simulações de Monte Carlo 33
3.7.1. Modelagem computacional da câmara de ionização de ar-livre 33
3.7.2. Simulação e validação dos feixes de mamografia 36
3.7.3. Determinação dos fatores de correção 36
3.8. Correção da resposta para condições ambientais de referência 37
3.9. Cálculo de incertezas 38
4. Resultados e discussão 39
4.1. Testes de estabilidade 39
4.1.1. Estabilidade em curto e longo prazos 39
4.1.2. Corrente de fuga 41
4.1.3. Tempo de estabilização 41
4.2. Testes de caracterização 42
4.2.1. Curva de saturação 42

4.2.2. Eficiência de coleção de íons 44
4.2.3. Efeito de polaridade 44
4.2.4. Linearidade da resposta com a taxa de kerma no ar 46
4.2.5. Linearidade da resposta com a variação volumétrica 46
4.3. Simulações de Monte Carlo 48
4.3.1. Modelagem dos feixes de raios X 49
4.3.2. Validação dos espectros de mamografia 54
4.3.3. Fator de correção para atenuação de fótons no ar 56
4.3.4. Fator de correção para transmissão e espalhamento no diafragma 61
4.4. Elaboração de um procedimento de utilização da câmara de ionização de ar-livre . 63
5. Conclusões 64
Apêndice A – Procedimento de utilização da câmara de ionização de ar-livre 66
Referências 74

Lista de Figuras

2.1. Radiografia feita em 1985 da mão da Sra. Anna Bertha Ludwig, esposa de Roentgen (OKUNO & YOSHIMURA, 2010). Ela está exposta no Deutsches Museum, na Alemanha. 6

2.2. Representação esquemática da interação de um fóton e um elétron por efeito Compton. Na imagem, hv é a energia do fóton incidente, hv' é a energia do fóton espalhado, Φ e θ são os ângulos em que o elétron e o fóton são espalhados, respectivamente. 8

2.3. Representação esquemática de uma câmara de ionização de ar-livre convencional. Adaptado de (BURNS & BÜERMANN, 2009). 12

2.4. Esquema representativo de uma câmara de ionização de ar-livre com cilindros concêntricos exibindo seus elementos principais 14

2.5. Esquema simplificado do volume sensível de uma câmara de ionização de ar-livre na posição colapsada, onde R1 e R2 são as regiões onde ocorrem as interações dos fótons com o ar 15

2.6. Esquema simplificado do volume sensível de uma câmara de ionização de ar-livre na posição expandida, onde R1, R2 e R3 são as regiões onde ocorrem as interações dos fótons com o ar 15

2.7. Representação esquemática do método utilizado para a determinação experimental do fator de correção para atenuação de fótons no ar. A imagem mostra o posicionamento da câmara na primeira medição e na segunda medição. 17

2.8. A imagem ilustra a transmissão e o espalhamento de fótons ocorrido nas bordas do diafragma da câmara de ionização de ar-livre. 19

3.1. Câmara de ionização de ar-livre Victoreen, modelo 481, sem a blindagem, na posição colapsada. 26

3.2. Câmara de ionização de ar-livre com a blindagem. Na imagem é possível observar os parafusos micrométricos fixados nas hastes. 26

3.3. Eletrômetro Keithley, modelo 6517A, que foi utilizado também como fonte de alta tensão para a câmara. 27

3.4. a) Alinhamento do eixo central do feixe de radiação com o eixo central do volume sensível; b) Alinhamento da janela de entrada com o laser a 1 m do ponto focal 28

3.5. Câmara de ionização de placas paralelas utilizada como sistema padrão secundário em mamografia no LCI e sua capa de proteção. 29

3.6. Esquema da geometria utilizada na modelagem da câmara por meio de um corte transversal. 34

3.7. a) Modelagem do cilindro da câmara de ionização de ar-livre mostrando o eletrodo coletor
b) Modelagem do pistão da câmara de ionização de ar-livre 34

4.1. Teste de estabilidade em longo prazo para a câmara de ionização de ar-livre. As linhas pontilhadas mostram os limites estabelecidos pela norma IEC 61674 (IEC, 1997), enquanto as linhas tracejadas mostram os limites recomendados pela norma de radioterapia IEC 60731 (IEC, 2001). Todas as respostas foram normalizadas para o valor médio das medições no período. 40

4.2. Curva de saturação da câmara de ionização de ar-livre na posição colapsada. O feixe utilizado foi o WAV 28, a uma distância de 1 m do ponto focal. 43

4.3. Curva de saturação da câmara de ionização de ar-livre na posição expandida. O feixe utilizado foi o WAV 28, a uma distância de 1 m do ponto focal. 43

4.4. Curva de saturação obtida para tensões nas duas polaridades, utilizando o feixe padrão de mamografia WMV 28, com a câmara na posição colapsada. A incerteza máxima associada aos dados é menor que 0,5 % e não pode ser visualizada no gráfico. 45

4.5. Linearidade da resposta da câmara de ionização de ar-livre exposta ao feixe WMV 28. As incertezas obtidas foram inferiores a 1,0%, não visíveis no gráfico 46

4.6. Linearidade da resposta com a variação do comprimento do volume sensível da câmara de ionização utilizando o feixe padrão de mamografia WMV 28. As incertezas obtidas foram inferiores a 0,5%, não visíveis no gráfico 47

4.7. Geometria do feixe, utilizada para simulação de todas as qualidades de radiação, visualizada num plano transversal. 49

4.8. Espectro simulado para a qualidade WAV 25, utilizando os dados experimentais de Corrêa (CORRÊA, 2010). 50

4.9. Espectro simulado para a qualidade WAV 28, utilizando os dados experimentais de Corrêa (CORRÊA, 2010). 50

4.10. Espectro simulado para a qualidade WAV 30, utilizando os dados experimentais de Corrêa (CORRÊA, 2010). 51

4.11. Espectro simulado para a qualidade WAV 35, utilizando os dados experimentais de Corrêa (CORRÊA, 2010). 51

4.12. Espectro simulado para a qualidade WMV 25, utilizando os dados experimentais de Corrêa (CORRÊA, 2010). 52

4.13. Espectro simulado para a qualidade WMV 28, utilizando os dados experimentais de Corrêa (CORRÊA, 2010). 52

4.14. Espectro simulado para a qualidade WMV 30, utilizando os dados experimentais de Corrêa (CORRÊA, 2010). 53

4.15. Espectro simulado para a qualidade WMV 35, utilizando os dados experimentais de Corrêa (CORRÊA, 2010). 53

4.16. Esquema do arranjo utilizado na simulação de Monte Carlo para a determinação das camadas semirredutoras dos feixes WAV 28 e WMV 28. 54

4.17. Curva de atenuação utilizada para obtenção da camada semirredutora da qualidade padrão de mamografia com filtro de alumínio (WAV 28). 55

4.18. Curva de atenuação utilizada para obtenção da camada semirredutora da qualidade padrão de mamografia com filtro de molibdênio (WMV 28). 55

4.19. Curvas de atenuação para as qualidades de mamografia que utilizam filtros de molibdênio (WMV), obtidas pelo método de Monte Carlo. A incerteza de cada ponto é inferior a 0,1%, não sendo visualizada no gráfico 57

4.20. Curvas de atenuação para as qualidades de mamografia que utilizam filtros de alumínio (WAV), obtidas pelo método de Monte Carlo. A incerteza de cada ponto é inferior a 0,1%, não sendo visualizada no gráfico. 58

A.1. Câmara de ionização de ar-livre parcialmente desmontada, mostrando o componente metálico responsável pelo contato entre duas as estruturas. 73

Lista de Tabelas

2.1. Principais *tallies* com especificações dos resultados e das unidades fornecidas 23

3.1. Parâmetros técnicos das qualidades de mamografia com filtro de alumínio. Corrente no tubo de raios X: 10 mA 27

3.2. Parâmetros técnicos das qualidades de mamografia com filtro de molibdênio. Corrente no tubo de raios X: 10 mA..... 28

3.3 Dimensões principais da câmara de ionização de ar-livre utilizadas na sua modelagem 35

4.1. Corrente obtida em diferentes intervalos de tempo para o teste do tempo de estabilização da câmara de ionização de ar-livre..... 41

4.2. Eficiência na coleção de íons e fatores de correção para recombinação iônica para tensões diferentes..... 44

4.3. Efeito de polaridade da câmara de ionização de ar-livre com cilindros concêntricos. As medições foram feitas a uma distância de 1 m do ponto focal, utilizando a qualidade de radiação WMV 28. 45

4.4. Determinação da grandeza kerma no ar em diferentes posições do volume sensível com ΔL igual a 1. O feixe utilizado foi o padrão de mamografia WMV 28 e o tempo de medição igual a 30 s. 48

4.5. Camadas semirredutoras (CSR) obtidas por meio da simulação computacional dos feixes padrões de mamografia: WAV 28 e WMV 28 56

4.6. Comparação das camadas semirredutoras das qualidades padrões de mamografia: WAV 28 e WMV 28 56

4.7. Coeficiente de atenuação mássico médio para as qualidades de mamografia com filtro de alumínio 58

4.8. Coeficiente de atenuação mássico médio para as qualidades de mamografia com filtro de molibdênio..... 59

4.9. Fator de correção para atenuação de fótons no ar para as qualidades de mamografia com filtro de alumínio..... 59

4.10. Fator de correção para atenuação de fótons no ar para as qualidades de mamografia com filtro de molibdênio 59

4.11. Comparação entre os resultados obtidos para o fator de correção para atenuação de fótons no ar no IPEN e no laboratório padrão primário alemão PTB 60

4.12. Comparação entre os resultados obtidos para o fator de correção para atenuação de fótons no ar no LCI/IPEN e no LNMRI/IRD (OLIVEIRA, 2010)..... 61

4.13. Fator de correção para transmissão e espalhamento de fótons no diafragma para as qualidades de mamografia..... 62

4.14. Comparação do fator de correção para transmissão e espalhamento nas bordas do diafragma com os obtidos para as câmaras de ar-livre do PTB e do BIPM..... 62

A.1. Principais dimensões encontradas na câmara de ionização de ar-livre Victoreen, modelo 481..... 67

A.2. Fatores de correção para atenuação de fótons no ar para as qualidades de mamografia com filtração adicional de alumínio e molibdênio 68

A.3. Fatores de correção para transmissão e espalhamento nas bordas do diafragma para as qualidades de mamografia com filtração adicional de alumínio e para a qualidade padrão com filtração adicional de molibdênio 68

A.4. Fatores de correção para recombinação iônica para diferentes tensões 69

A.5. Valores das constantes utilizadas na Equação A.2..... 71

A.6. Valores das variáveis utilizadas na Equação A.2 71

Capítulo 1

Introdução

O câncer de mama é o segundo tipo com maior incidência no mundo e o mais frequente entre as mulheres. Estima-se que em 2014 o número de novos casos será de 57.120, sendo que a maioria delas é diagnosticada em estágios avançados (INCA, 2013). No Brasil, as estratégias utilizadas no rastreamento do câncer de mama são: exame clínico anual em mulheres com idade acima de 40 anos e um exame mamográfico a cada dois anos para mulheres entre 50 e 69 anos. Associada à eficácia na detecção precoce do câncer de mama está a implementação de um programa de controle de qualidade nos mamógrafos, que inclui uma série de testes que devem ser realizados periodicamente. Isso torna necessário que os detectores de radiação utilizados nos testes estejam devidamente calibrados, para obtenção de resultados confiáveis.

A Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) define o termo "Garantia da Qualidade" como "o rigor com que um resultado de um dado procedimento se aproxima de um valor ideal, livre de todos os erros e artifícios" (IAEA, 1996).

A obtenção da garantia de qualidade em metrologia das radiações é realizada pelo exercício da rastreabilidade, cujo objetivo é obter a exatidão dentro de um sistema hierárquico. O Vocabulário Internacional de Metrologia (VIM) define rastreabilidade como a "propriedade de um resultado de uma medição por meio da qual ele pode ser relacionado a uma referência através duma cadeia ininterrupta e documentada de calibrações, cada uma contribuindo para a incerteza de medição" (INMETRO, 2012). No topo da cadeia estão as definições de unidades de medição do Sistema Internacional de Unidades (SI). Logo abaixo encontra-se o Bureau Internacional des Poids et Mesures (BIPM), responsável pela guarda dos padrões internacionais de medição e pela disseminação das unidades do SI aos Institutos Nacionais de Metrologia (INM) dos países signatários da Conversão do Metro (IWAHARA, 2001).

Os laboratórios padrões primários (PSDL) são responsáveis por desenvolverem padrões primários para medição de radiação e devem manter uma rede de intercomparação bilateral com os padrões primários do BIPM (IAEA, 2009).

A maioria dos laboratórios primários de metrologia utiliza uma câmara de ionização de ar-livre como padrão primário das grandezas kerma no ar e exposição em feixes de raios X de energias baixas e médias (IAEA, 2007). De modo geral, existem dois tipos de câmaras de ionização de ar-livre: de placas paralelas e de cilindros concêntricos. O primeiro tipo é utilizado em laboratórios como o National Institute of Standards and Technology (NIST), dos Estados Unidos, o National Physical Laboratory (NPL), do Reino Unido (COLETTI et al., 1995) e o Bureau International des Poids et Mesures (BIPM), que é o laboratório responsável pela guarda e manutenção dos padrões internacionais. A câmara de ionização de ar-livre com cilindros concêntricos é utilizada no laboratório Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) da Alemanha, na Agenzia Nacionale per le Nuove Tecnologie, l'Energia e lo Sviluppo Economico Sostenibile (ENEA), da Itália (LAITANO & TONI, 1984), e no Intitute of Nuclear Energy Research (INER), de Taiwan (CHEN et al., 1999).

A câmara de ionização de ar-livre com cilindros concêntricos foi proposta por Attix em 1961 (ATTIX, 1961) e apresenta vantagens em relação à de placas paralelas. A principal vantagem é que a falta de uniformidade do campo elétrico é eliminada, uma vez que sua distorção nas bordas do volume sensível não interfere na obtenção da grandeza.

O princípio de operação da câmara baseia-se no método da subtração, em que duas medições de carga são tomadas e a diferença entre elas é utilizada na determinação da grandeza kerma no ar (BURNS & BÜERMANN, 2009).

No Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), a câmara de ionização de ar-livre é de cilindros concêntricos, da marca Victoreen, modelo 481, e pode ser utilizada em feixes de raios X até 50 kV. A implementação dessa câmara como sistema padrão primário em feixes de raios X de mamografia requer que ela seja caracterizada e que as incertezas envolvidas sejam cuidadosamente determinadas.

Para que a câmara de ionização de ar-livre seja utilizada como um sistema padrão primário é necessária a determinação de diversos fatores de correção. Dentre eles estão os relacionados com: atenuação de fótons no ar entre a janela de entrada e o meio do volume sensível (OLIVEIRA, 2010), perda de elétrons no volume sensível (BURNS,

2001; LIN & CHU, 2006; LAITANO et al, 2005), espalhamento e transmissão de fótons pelas bordas do diafragma (KUROSAWA & TAKATA, 2005; BURNS & KESSLER, 2009; KASHIAN et al., 2012), transmissão pelas paredes do diafragma (DOS SANTOS, 2011), espalhamento (McEWAN, 1982), efeitos de fluorescência (TAKATA & SAKIHARA, 1985), perdas por recombinação (BOUTILLON, 1998) e umidade (NIATEL, 1969). A determinação de alguns desses fatores por métodos experimentais é complicada e geralmente o resultado obtido possui uma incerteza associada relativamente grande quando comparada com os requisitos internacionais. O avanço da tecnologia e o advento do método de Monte Carlo com o surgimento de códigos como MCNP (LOS ALAMOS, 2008), Penélope (SALVAT et al., 2008), EGS4 (NELSON et al., 1985) e outros, possibilitaram a determinação desses fatores de correção com maior facilidade e com uma baixa incerteza.

1.1. Objetivos

O objetivo principal desse trabalho é a caracterização da câmara de ionização de ar-livre com cilindros concêntricos do IPEN como contribuição para a implantação de um padrão primário para a grandeza kerma no ar em feixes de raios X utilizados em mamografia no LCI.

1.1.1. Objetivos específicos

Os objetivos específicos desse trabalho referentes à câmara de ionização de ar-livre são:

1. Realização de testes de estabilidade seguindo as recomendações de normas internacionais;
2. Realização dos seguintes testes de caracterização: curva de saturação, eficiência de coleção de íons, efeito de polaridade, linearidade da resposta com a variação da taxa de kerma no ar e linearidade da resposta com a variação volumétrica;
3. Determinação do fator de correção para atenuação de fótons no ar existente entre a janela de entrada e o centro do volume sensível, utilizando o método de Monte Carlo;
4. Determinação do fator de correção para recombinação iônica;

5. Determinação do fator de correção para transmissão e espalhamento de fótons no diafragma utilizando o método de Monte Carlo;
6. Elaboração de um procedimento de utilização da câmara de ionização de ar-livre em feixes diretos de mamografia.

Capítulo 2

Fundamentos teóricos

Nesse capítulo serão apresentados os tópicos principais necessários para a compreensão desse trabalho. Serão abordados principalmente os temas relacionados ao funcionamento e à utilização de câmaras de ionização de ar-livre como sistemas padrões primários em laboratórios de calibração.

2.1. Produção de raios X

Em 1895, o físico alemão Wilhelm Conrad Roentgen observou a presença de uma radiação eletromagnética de alta penetrabilidade enquanto realizava experimentos com tubos de raios catódicos (LAPP & ANDREWS, 1955). Após uma profunda investigação das propriedades dessa radiação, Roentgen batizou-a como raio X, em referência à incógnita matemática, já que ele não obteve sucesso em descobrir a natureza física dessa radiação.

A impressionante capacidade de atravessar a matéria abriu um leque de possibilidades, principalmente na área de diagnóstico de doenças. A primeira observação da aplicação dos raios X na medicina foi feita pelo próprio Roentgen, que realizou uma radiografia da mão da própria esposa (Figura 2.1).

O impacto causado pela descoberta dos raios X foi tamanho que, em um ano, mais de 1000 artigos haviam sido escritos por cientistas do mundo todo. Em 1901, Wilhelm Roentgen foi agraciado com o Prêmio Nobel de Física.

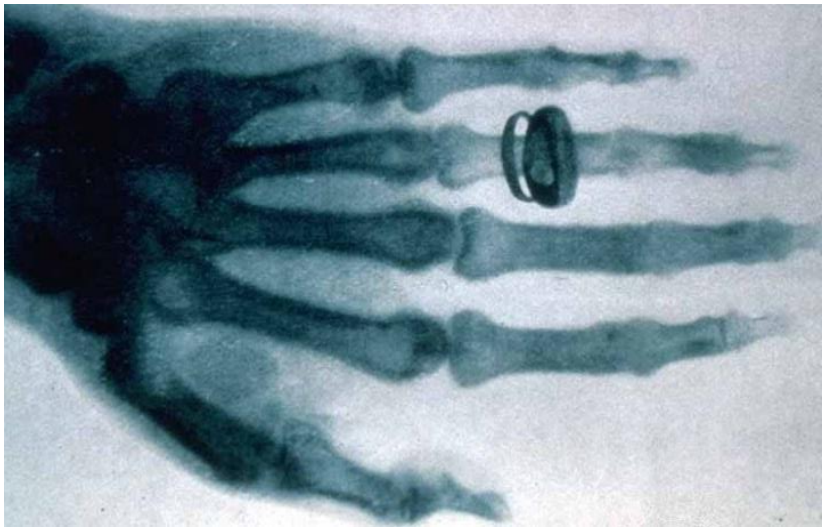

Figura 2.1. Radiografia feita em 1985 da mão da Sra. Anna Bertha Ludwig, esposa de Roentgen (OKUNO & YOSHIMURA, 2010). Ela está exposta no Deutsches Museum, na Alemanha.

Em 1912, o físico alemão Max von Laue estabeleceu que os raios X eram ondas eletromagnéticas com comprimentos de onda inferiores a 1,0 Å (EISBERG & RESNICK, 1979). As propriedades das radiações X e gama são exatamente as mesmas; a distinção é feita pela origem de cada uma delas. Os raios gama são oriundos da desexcitação nuclear, enquanto a radiação X é produzida na eletrosfera (raio X característico) ou pela interação de um elétron com o núcleo atômico (radiação de freamento ou *Bremsstrahlung*).

2.1.1. Raios X de freamento

O tubo de raios X é constituído por uma ampola de vidro preenchida com vácuo e com dois eletrodos dentro. Os elétrons são produzidos por um catodo de tungstênio por meio de emissão termoiônica e acelerados por uma alta diferença de potencial em direção ao anodo (alvo). A interação do elétron com o campo coulombiano do núcleo do átomo alvo faz com que ocorra uma súbita desaceleração do elétron, que implica na perda de energia na forma de radiação eletromagnética. A energia do fóton gerado depende do grau de aproximação do núcleo. Dessa maneira, o espectro energético obtido é contínuo, pois a energia dos fótons pode tomar qualquer valor (OKUNO & YOSHIMURA, 2010).

2.1.2. Raios X característicos

Os raios X característicos são emitidos quando ocorre a transição de elétrons de um nível de energia mais alto para outro de energia mais baixa em camadas mais internas do átomo. Diferentemente dos raios X de freamento, o raio X característico possui um espectro de energia discreto, e por ser característico de cada átomo, funciona como uma "assinatura" do material (OKUNO & YOSHIMURA, 2010).

2.2. Interação da radiação eletromagnética com a matéria

Os principais processos de interação de fótons com a matéria são: efeito fotoelétrico, espalhamento Compton e produção de pares. A predominância de cada interação depende da energia do fóton e do número atômico Z do material absorvedor.

2.2.1. Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico ocorre quando um fóton incidente tem sua energia integralmente absorvida por um átomo do meio. A interação do fóton com um elétron orbital de camadas mais internas resulta na ejeção desse elétron do átomo com energia cinética igual a (SERWAY & JEWETT, 2005):

$$K_e = h\upsilon - E_B \qquad 2.1$$

onde K_e é a energia cinética do elétron ejetado, $h\upsilon$ é a energia do fóton incidente e E_B é a energia de ligação do elétron com o átomo.

Como pode ser visto na Equação 2.1, o efeito fotoelétrico só é possível quando a energia do fóton é superior à energia de ligação do elétron.

O efeito fotoelétrico é predominante para fótons com energias baixas e para elementos de elevado número atômico Z. A direção de saída do elétron também é dependente da energia do fóton incidente. A lacuna deixada pelo elétron ejetado é preenchida por um elétron de uma camada superior, resultando na emissão de um raio X característico (TAUHATA et al, 2013).

2.2.2. Efeito Compton

O efeito Compton, ou espalhamento Compton, ocorre quando um fóton interage com um elétron livre do meio e é espalhado. São considerados elétrons livres aqueles que possuem energia de ligação muito inferior à energia do fóton incidente. Nesse processo, somente parte da energia do fóton pode ser transferida na forma de energia cinética para o elétron (KNOLL, 2000). Assim, o fóton espalhado pode continuar interagindo com a matéria. A Figura 2.2 ilustra o espalhamento.

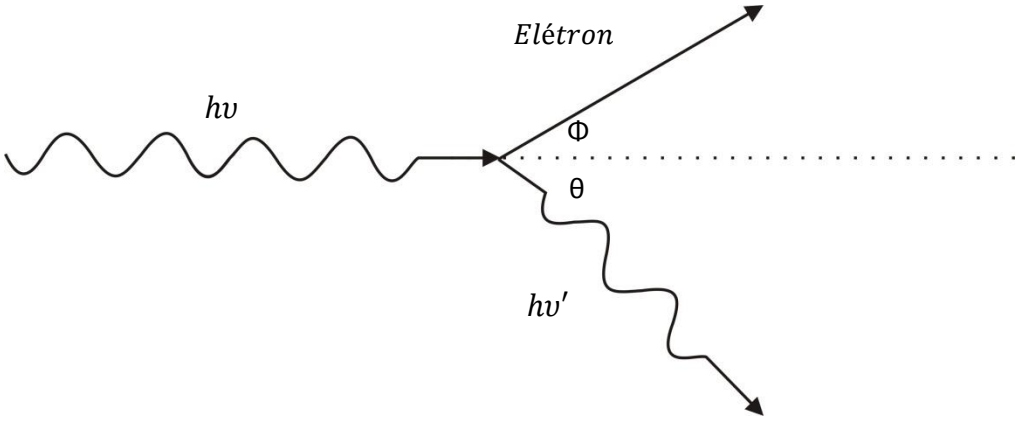

Figura 2.2. Representação esquemática da interação de um fóton e um elétron por efeito Compton. Na imagem, $h\upsilon$ é a energia do fóton incidente, $h\upsilon'$ é a energia do fóton espalhado, Φ e θ são os ângulos em que o elétron e o fóton são espalhados, respectivamente.

2.2.3. Produção de pares

A produção de pares é possível somente para fótons com energia superior a 1,022 MeV, que é duas vezes a energia de repouso do elétron ($2m_ec^2$). Assim, esse efeito só é considerado importante para fótons com energia elevada.

A interação com o campo elétrico nuclear faz com que o fóton dê origem a um par elétron-pósitron. O excesso de energia é distribuído na forma de energia cinética entre as duas partículas recém-formadas. A aniquilação do pósitron com um elétron do meio faz com que dois fótons de 0,511 MeV sejam emitidos.

2.3. Grandezas e Unidades

Nesse tópico serão apresentadas as grandezas e as unidades radiológicas relevantes a esse trabalho, que são: exposição, kerma no ar e dose absorvida.

2.3.1. Exposição

A grandeza exposição é definida como a razão entre dQ e dm, onde dQ é o valor absoluto da carga total de íons de mesmo sinal produzidos num volume de ar seco com massa dm, quando todos os elétrons e pósitrons, produzidos por um feixe de fótons primários, são completamente freados (ICRU, 1998). É dada pela Equação 2.2:

$$X = \frac{dQ}{dm} \qquad 2.2$$

No Sistema Internacional de Unidades (SI) a unidade utilizada para exposição é Coulomb/kilograma (C/kg). A unidade especial Roentgen (R) não é mais utilizada, sendo que 1 R equivale a 2,58 x 10^{-4} C/kg.

2.3.2. Kerma no ar

A grandeza kerma (Kinetic Energy Released per Unit Mass) é o quociente de dE_{tr} por dm, onde dE_{tr} é a soma da energia cinética inicial de todas as partículas carregadas produzidas por radiações indiretamente ionizantes num material de massa dm (ICRU, 1998). Pode ser expressa pela equação 2.3:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \qquad 2.3$$

De acordo com o Sistema Internacional de Unidades (SI) a unidade do kerma é Joule/kilograma (J/kg), também chamada de gray (Gy).

O kerma no ar pode ser 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 (IAEA, 2007).

Existe uma recomendação das comissões internacionais em substituir a grandeza exposição por kerma no ar, já que é a dissipação da energia cinética dos

elétrons secundários que formam as ionizações. A relação entre o kerma no ar e a exposição pode ser expressa pela Equação 2.4 (BURNS & BÜERMANN, 2009):

$$K = \frac{W/e}{(1-g)} X \qquad 2.4$$

onde W/e é a energia média para formação de um par de íons no ar e (1 – g) é a correção média para perdas de energia dos elétrons secundários por radiação de freamento.

2.3.3. Dose absorvida

A grandeza dose absorvida é definida como o quociente de dE_{ab} por dm, onde dE_{ab} é a energia média depositada pela radiação em um material de massa dm, conforme a Equação 2.5 (ICRU, 1998):

$$D = \frac{dE}{dm} \qquad 2.5$$

A unidade de dose absorvida é o gray (Gy), a mesma unidade utilizada para o kerma. Recomenda-se não usar mais a unidade antiga, o rad (radiation absorbed dose), mas às vezes ainda é utilizada em Serviços de Radioterapia, sendo que 1 rad equivale a 10^{-2} Gy (OKUNO & YOSHIMURA, 2010).

Em condições de equilíbrio eletrônico, a dose absorvida no ar pode ser relacionada com a grandeza exposição da seguinte maneira (TAUHATA et al, 2013):

$$D_{ar}(Gy) = 0{,}00876X(R) \qquad 2.6$$

2.4. Calibração de detectores

A calibração de detectores é definida como a determinação quantitativa, sob uma série de condições padrões, da indicação fornecida por um instrumento como uma função do valor real da grandeza que o instrumento pretende medir (IAEA, 2000b). O valor real da grandeza é aquele obtido por meio de um instrumento padrão primário.

Existem duas técnicas recomendadas para calibração de instrumentos: a técnica da substituição e o uso de campos bem conhecidos.

Na técnica da substituição, um instrumento de referência é colocado em um campo de radiação para realização de uma medição e em seguida é substituído pelo instrumento a ser calibrado. É importante observar que os instrumentos devem ocupar a mesma posição no feixe. Depois de todas as correções necessárias, um fator de calibração é obtido pela razão entre o valor obtido pelo instrumento de referência e o valor obtido com o detector a ser calibrado.

O uso de campos de radiação bem conhecidos é mais comum em sistemas que utilizam fontes radioativas para calibração de instrumentos. Nesse caso, é necessário que algumas propriedades do campo de radiação sejam previamente bem conhecidas, como a atividade da fonte, por exemplo. Além disso, uma varredura do campo deve ser realizada para a determinação da taxa de dose em diferentes posições. Assim, basta que o instrumento seja posicionado corretamente no feixe para determinação de um fator de calibração.

2.5. Câmaras de ionização de ar-livre

A câmara de ionização de ar-livre é assim chamada pela ausência de um material na janela de entrada da câmara, fazendo com que os fótons primários e os elétrons secundários interajam somente com o ar (BURNS & BÜERMANN, 2009). A determinação das grandezas kerma no ar e exposição requer a medição de todas as ionizações geradas pela colisão de elétrons secundários provenientes da interação de raios X em uma massa de ar conhecida (ATTIX, 2004). As câmaras de ionização de ar-livre são utilizadas por todos os laboratórios primários do mundo como padrões primários da grandeza exposição, uma vez que permite sua obtenção de forma absoluta.

Ao longo dos anos, diversos tipos de câmaras de ionização de ar-livre foram desenvolvidos em laboratórios ao redor do mundo. No entanto, as mais utilizadas em laboratórios de calibração com alta qualidade metrológica são: a câmara de ionização de ar-livre com placas paralelas (modelo convencional) e a câmara de ionização de ar-livre com cilindros concêntricos (de volume variável).

2.5.1. Câmara de ionização de ar-livre convencional

A maioria das câmaras de ionização de ar-livre utilizadas em laboratórios de calibração é do modelo convencional, de placas paralelas. A Figura 2.3 mostra um esquema desse tipo de câmara. Os elementos principais são: a abertura de entrada no diafragma (r_{ab}) e um par de eletrodos separados por uma distância *d*. Um potencial elétrico é aplicado entre os dois eletrodos e anéis de guarda são utilizados para limitar o volume sensível da câmara (LAITANO & TONI, 1984).

O princípio de operação da câmara de ionização de ar-livre com placas paralelas baseia-se na coleta de todas as cargas geradas por fótons primários em uma massa de ar contida num volume de valor conhecido. O potencial elétrico aplicado entre os eletrodos da câmara deve ser alto suficiente para minimizar as perdas por recombinação. O raio de abertura no diafragma da câmara deve ser muito bem determinado e maior que as dimensões do ponto focal. Além disso, uma abertura no fundo da câmara precisa ser grande o suficiente para permitir que o feixe saia da câmara sem sofrer interações com a parede posterior.

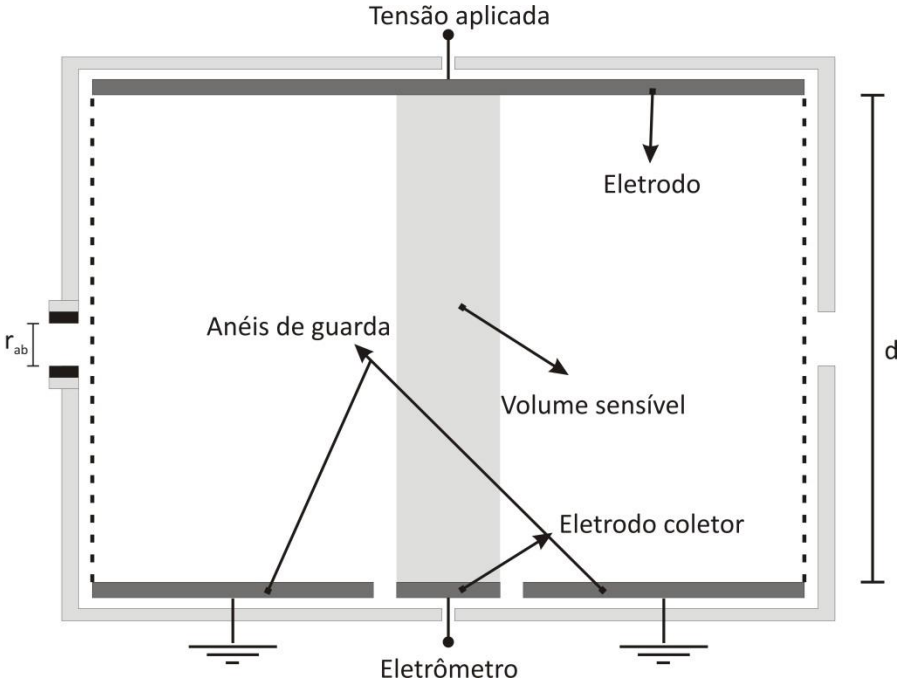

Figura 2.3. Representação esquemática de uma câmara de ionização de ar-livre convencional. Adaptado de (BURNS & BÜERMANN, 2009).

Para garantir que a carga coletada corresponda àquela formada no volume sensível, é necessário que exista equilíbrio eletrônico no interior da câmara. Para isso, a distância entre a janela de entrada da câmara e a região de coleta deve ser maior que o alcance máximo do elétron secundário mais energético que possa ser formado. Dessa maneira, as dimensões da câmara de ionização de ar-livre dependem diretamente do intervalo de energia que se pretende utilizar. Satisfazendo às condições de equilíbrio eletrônico no interior da câmara, a carga coletada pode ser atribuída àquela produzida num volume de massa m_{ar} (BURNS & BÜERMANN, 2009), sendo que:

$$m_{ar} = \rho_{ar} \pi \, r_{ab}^2 \, l \qquad 2.7$$

onde ρ_{ar} é a densidade do ar no momento da medição e l é o comprimento do volume sensível.

A Equação 2.7 é utilizada na determinação do kerma no ar:

$$K_{ar} = \frac{\left({}^{W_{ar}}/_{e}\right)\left({}^{Q}/_{m_{ar}}\right)}{(1-g)} \prod_i k_i \qquad 2.8$$

onde W_{ar}/e é a energia média para formação de um par de íons no ar, Q é a carga coletada, $(1-g)$ é a correção para as perdas radiativas (*Bremsstrahlung*) e a produtória de k_i é inserida para a correção de efeitos que possuem influência na resposta da câmara. Esses fatores de correção serão discutidos na seção 2.6.

2.5.2. Câmara de ionização de ar-livre com cilindros concêntricos

A câmara de ionização de ar-livre com cilindros concêntricos foi proposta por Attix em 1961. Com volume sensível cilíndrico, ela tem como diferencial a possibilidade de variação do comprimento do volume sensível. As principais vantagens em relação ao modelo convencional são (ATTIX, 1961; CHEN et al, 1999):

(a) Independência da resposta com a uniformidade do campo elétrico no interior do volume sensível, eliminando a necessidade de anéis de guarda.

(b) Uma vez que o eletrodo coletor se estende por todo o volume sensível, a região de coleta é todo o volume interno dos cilindros.

(c) A movimentação dos cilindros é realizada com um equipamento de alta precisão que permite a determinação precisa da massa de ar e consequentemente da grandeza kerma no ar.

A Figura 2.4 mostra um esquema representativo da câmara de ionização de ar-livre com cilindros concêntricos.

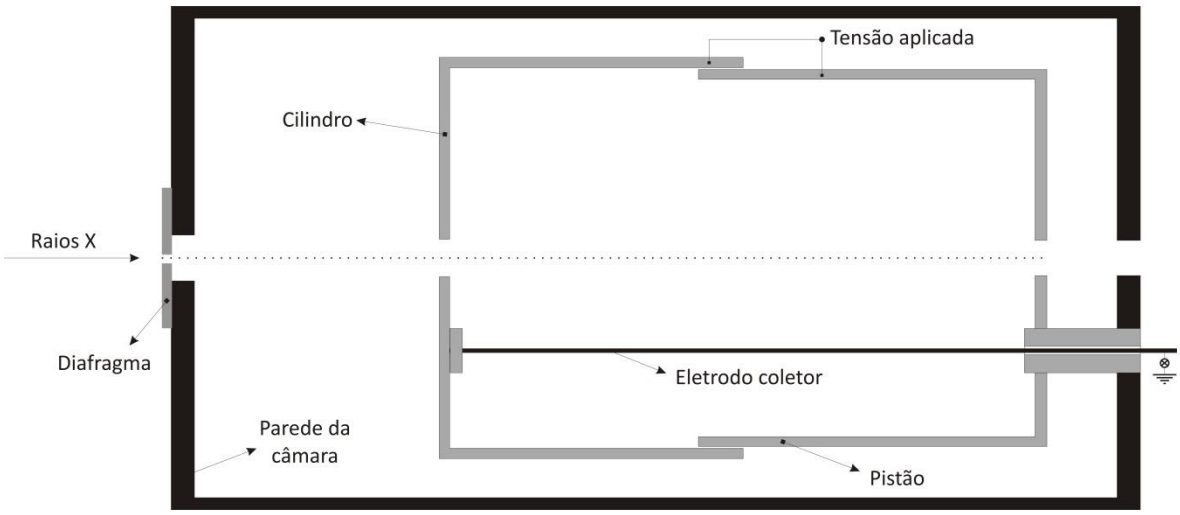

Figura 2.4. Esquema representativo de uma câmara de ionização de ar-livre com cilindros concêntricos com seus elementos principais.

O princípio de operação da câmara baseia-se no método da subtração, em que duas medidas são tomadas e a diferença entre elas é utilizada na determinação da grandeza kerma no ar.

Os cilindros da câmara são deslocados mantendo-se um centro fixo. A carga coletada na primeira leitura (Figura 2.5) é proveniente das interações dos fótons nas regiões R1 e R2. Com o aumento do volume sensível por um comprimento L, uma terceira região (R3) é criada e outra leitura é realizada (Figura 2.6). A subtração das cargas obtidas em cada uma das leituras fornece a carga produzida em R3, uma vez que R1 e R2 permanecem constantes.

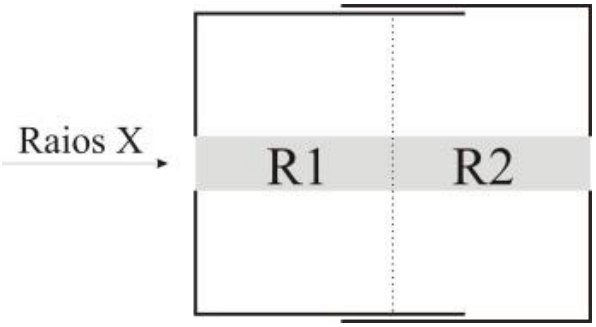

Figura 2.5. Esquema simplificado do volume sensível de uma câmara de ionização de ar-livre na posição colapsada, onde R1 e R2 são as regiões onde ocorrem as interações dos fótons com o ar.

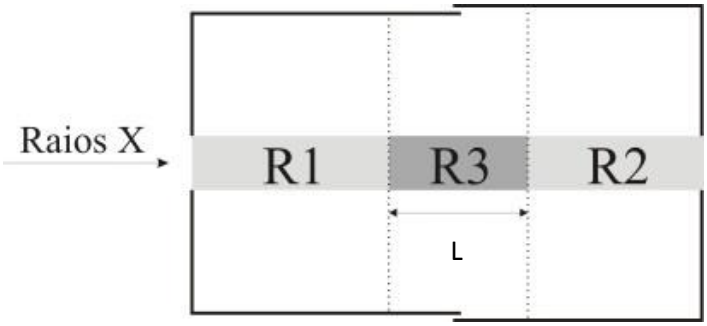

Figura 2.6. Esquema simplificado do volume sensível de uma câmara de ionização de ar-livre na posição expandida, onde R1, R2 e R3 são as regiões onde ocorrem as interações dos fótons com o ar.

A determinação da grandeza kerma no ar se dá por meio da Equação 2.9 (ATTIX, 1961):

$$K_{ar} = \frac{(\frac{W_{ar}}{e})\,(Q_2 - Q_1)}{\rho_{ar}\,\pi\,r_{ab}^2\,L} \prod_i k_i \qquad 2.9$$

onde $(Q_2 - Q_1)$ é a diferença entre as cargas obtidas na segunda e na primeira medição e L é o incremento no comprimento do volume sensível realizado na segunda medição.

2.6. Fatores de correção

Como mencionado anteriormente, uma série de fatores de correção (k_i) são fundamentais na determinação absoluta da grandeza kerma no ar com as câmaras de ionização de ar-livre. Alguns desses fatores dependem não só das propriedades da câmara como também da energia do feixe a que ela será submetida (LIN & CHU, 2006).

Assim, esses fatores devem ser determinados para cada uma das qualidades de raios X em que a câmara será utilizada.

Fatores de correção como para atenuação de fótons no ar, perda de elétrons e transmissão e espalhamento no diafragma, são de difícil determinação experimental e geralmente possuem uma alta incerteza associada. O desenvolvimento dos microcomputadores e o advento de diversos códigos de Monte Carlo, tais como MCNP (LOS ALAMOS, 2008), Penélope (SALVAT et al., 2008), EGS4 (NELSON et al., 1985), permitiram a obtenção desses fatores de correção com uma incerteza satisfatória.

As seções subsequentes explicam os principais fatores de correção utilizados na obtenção absoluta da grandeza kerma no ar em laboratórios padrões internacionais.

2.6.1. Atenuação de fótons no ar

Como já foi visto anteriormente, a coluna de ar existente entre a posição de entrada do feixe de radiação na câmara, chamada de janela de entrada, e a região de coleta garante a existência de equilíbrio eletrônico no volume sensível e, portanto, é imprescindível para o correto funcionamento da câmara. No entanto, ela faz com que o feixe de raios X sofra uma atenuação que não pode ser desconsiderada. Por isso o fator de correção para atenuação de fótons (k_a) no ar tem uma importância fundamental, principalmente em feixes de raios X de energias baixas, por sofrerem uma atenuação mais significativa. Essa dependência energética exige que seja determinado um fator de correção para cada qualidade de raios X.

Dependendo do tipo de câmara de ionização de ar-livre, alguns métodos podem ser utilizados na determinação do fator de correção para atenuação de fótons no ar. Os principais deles são (BURNS & BÜERMANN, 2009; OLIVEIRA, 2010):

(a) *Deslocamento da janela de entrada em relação ao centro do volume sensível:* Nesse método é utilizado um adaptador acoplado ao diafragma para deslocar a janela de entrada de uma distância *d* em relação ao centro do volume sensível. Assim, são realizadas duas medições. A primeira medição (M_1) é obtida com a janela de entrada em sua posição normal, sem o adaptador. A segunda medição (M_2) é feita afastando-se a

câmara em relação à fonte de raios X, de maneira que uma nova janela de entrada seja redefinida pelo adaptador.

O coeficiente de atenuação médio do feixe ($\bar{\mu}_{ar}$) e o fator de correção para atenuação de fótons no ar (k_a) são então determinados utilizando as duas medições obtidas conforme as Equações 2.10 e 2.11. A segunda medição deve possuir um valor menor pela maior atenuação sofrida devido ao acréscimo da distância *d* em relação ao centro do volume sensível.

$$\bar{\mu}_{ar} = \frac{\ln(M_1/M_2)}{d} \qquad 2.10$$

$$k_a = \exp(\bar{\mu}_{ar}\, a) \qquad 2.11$$

onde *a* é o comprimento da coluna de ar existente entre a janela de entrada e o centro do volume sensível (sem o adaptador).

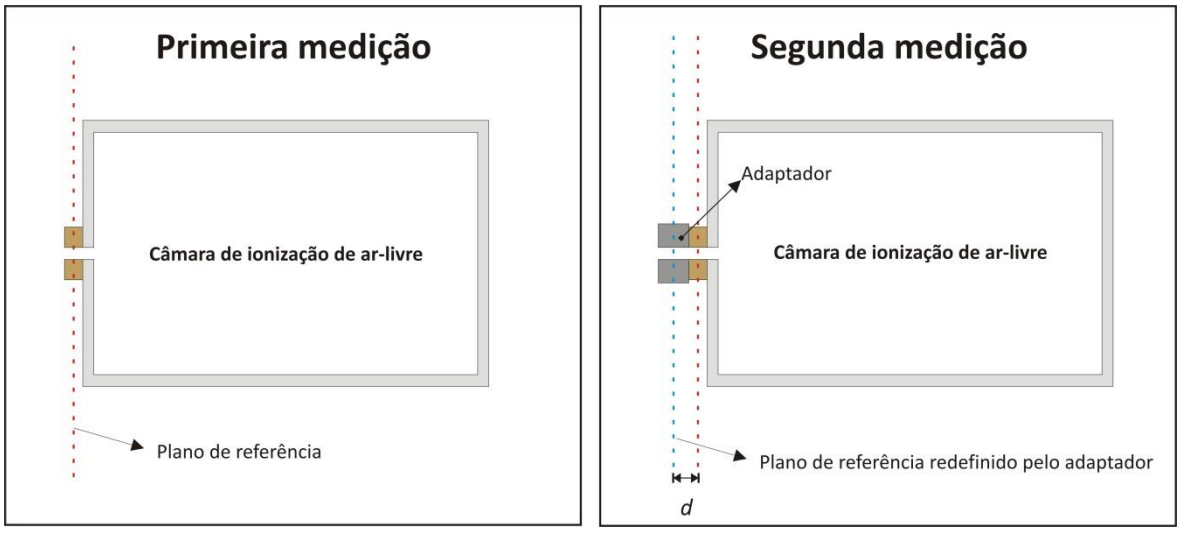

Figura 2.7. Representação esquemática do método utilizado para a determinação experimental do fator de correção para atenuação de fótons no ar. A imagem mostra o posicionamento da câmara na primeira medição e na segunda medição.

(b) *Variação da posição do volume sensível:* Este método consiste na realização de duas ou mais medições em que o volume sensível é deslocado, mas a câmara continua na mesma posição. Assim, esse método só é possível em câmaras de ionização de ar-livre com volume variável. Quando são realizadas apenas duas medições as equações 2.9 e 2.10 podem ser utilizadas e *d* passa a ser a variação do comprimento do

volume sensível nas medições. No caso da realização de várias medições, um gráfico da atenuação pode ser construído e o coeficiente angular da reta fornece o coeficiente de atenuação médio do feixe ($\bar{\mu}_{ar}$). Em seguida, a Equação 2.11 é utilizada para a determinação do fator de correção para atenuação de fótons no ar.

(c) *Simulação por método de Monte Carlo:* a simulação computacional utilizando o método de Monte Carlo permite a determinação do fator de correção k_a com uma incerteza bastante baixa. Diversos códigos e metodologias podem ser utilizados.

2.6.2. Transmissão e espalhamento no diafragma

O diafragma de uma câmara de ionização de ar-livre funciona como um colimador do feixe incidente. Além disso, sua abertura é utilizada como plano de referência no posicionamento da câmara e desempenha papel importante na definição da massa de ar na região de coleta. Assim, é imprescindível que o raio de abertura seja muito bem conhecido. Para limitar a contribuição da área de abertura a 0,1% na incerteza da determinação do kerma no ar, estima-se que o diâmetro deva possuir uma incerteza inferior a 0,05% (BURNS & BÜERMANN, 2009).

A espessura do diafragma da câmara deve ser escolhido de maneira a reduzir a transmissão de fótons a níveis aceitáveis. Ainda assim, é possível que ocorra a transmissão através dos limites internos do diafragma, próximo ao plano de referência. Outro efeito que deve ser corrigido é o espalhamento sofrido por fótons no diafragma que produzem ionizações indesejadas na região de coleta. Por isso, o fator de correção para o diafragma (k_{dia}) deve ser estimado. A Figura 2.8 ilustra esses efeitos.

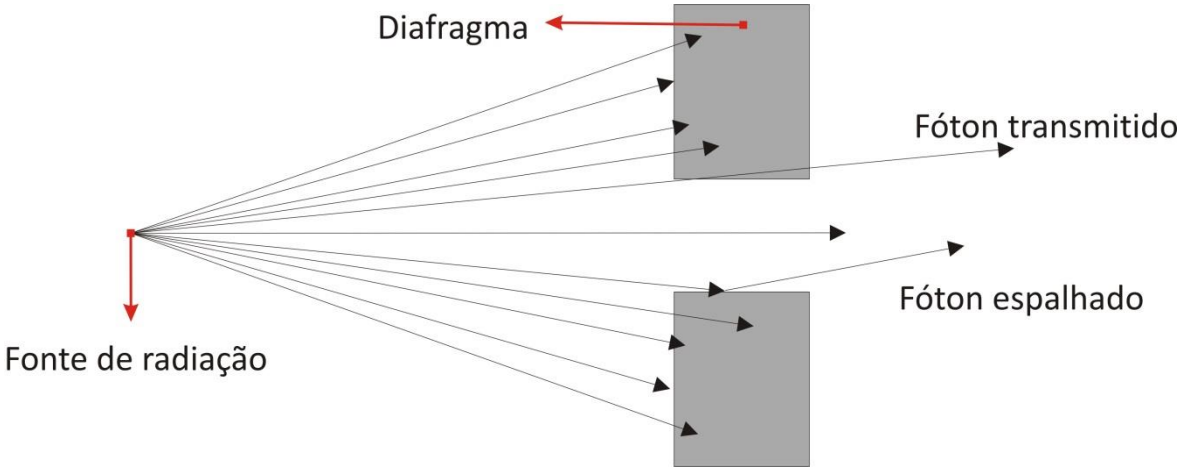

Figura 2.8. A imagem ilustra a transmissão e o espalhamento de fótons ocorridos nas bordas do diafragma da câmara de ionização de ar-livre.

O fator de correção para o diafragma pode ser expresso pela seguinte equação (BURNS & KESSLER, 2009):

$$k_{dia} = k_{dsc} k_{dtr} k_{dfl} k_{dbr} \qquad 2.12$$

Os fatores k_{dsc} e k_{dtr} corrigem a deposição de energia no volume sensível por fótons espalhados e transmitidos no diafragma, respectivamente. O fator k_{dfl} representa a correção da fluorescência produzida pelos fótons transmitidos e espalhados e o fator k_{dbr} corrige a deposição por fótons originados em processos de *Bremsstrahlung* de elétrons secundários produzidos no diafragma.

A Equação 2.12 também pode ser expressa como:

$$k_{dia} = \frac{E}{(E + E_{dsc} + E_{dtr} + E_{dfl} + E_{dbr})} \qquad 2.13$$

onde:

E = energia total depositada na região de coleta

E_{dsc} = energia depositada por fótons espalhados no diafragma

E_{dtr} = energia depositada por fótons transmitidos

E_{dfl} = energia depositada por fótons de fluorescência

E_{dbr} = energia depositada por processos de *Bremsstrahlung* de elétrons secundários produzidos no diafragma.

2.6.3. Perda de elétrons

As dimensões do volume sensível de uma câmara de ionização de ar-livre devem ser muito bem determinadas em sua construção, para garantir que os íons formados depositem toda sua energia na região de coleta. Assim, a distância de separação das placas (modelo convencional) ou o raio dos cilindros (modelo com cilindros concêntricos) são calculados com base no alcance máximo do elétron mais energético que pode ser produzido no interior da câmara. Ainda assim, devido à divergência do feixe que adentra a câmara, os elétrons podem ser emitidos a uma distância de até 6 mm do eixo central (BURNS & BÜERMANN, 2009), aumentando a probabilidade de que um elétron secundário ou raio delta atinja um eletrodo.

Os cálculos realizados por Burns (BURNS, 2001) para várias câmaras de ionização de ar-livre mostram que em feixes de raios X com tensões de até 50 kV, uma separação de 70 mm entre os eletrodos é suficiente para reduzir a correção para menos de 0,1%. Em espectros com tensões de até 250 kV é necessária uma separação de 400 mm para reduzir a correção nesta mesma porcentagem; no entanto, a distância entre os eletrodos geralmente utilizada é de 200 mm a 300 mm.

A utilização de um método experimental para a determinação do fator de correção para perda de elétrons requer a coleta da carga utilizando eletrodos coletores a diferentes distâncias do eixo central, que acaba sendo muitas vezes inviável. Assim, o método de Monte Carlo tem sido a ferramenta mais utilizada na determinação desse fator.

2.6.4. Espalhamento e fluorescência

Qualquer carga originada da interação de fótons que não fazem parte do feixe primário não está inclusa na definição das grandezas kerma no ar e exposição e, portanto, uma correção deve ser aplicada. As principais contribuições vêm de fótons espalhados e oriundos da fluorescência do argônio presente no ar.

Tradicionalmente, o fator de correção para fótons espalhados (k_{sc}) é determinado experimentalmente pela utilização de um tubo plástico fino que é posicionado na janela de entrada, alinhado ao eixo central da câmara (WYCKOFF & KIRN,

1957; RITZ, 1959). A espessura do tubo é escolhida para ser maior que o alcance máximo do elétron secundário mais energético. Dessa maneira, qualque carga produzida na região de coleta será oriunda da interação de fótons transmitidos pelas paredes da câmara ou do diafragma, ou então de fótons que passaram através do tubo. O valor obtido é utilizado para a determinação do fator de correção para fótons espalhados.

A fluorescência do argônio faz com que sejam produzidos fótons de 3,2 keV provocando ionizações indesejáveis para a obtenção da grandeza kerma no ar. O método citado para determinação de k_{sc} inclui também os fótons da fluorescência. No entanto, por possuirem uma energia baixa, a atenuação desses fótons no tubo de plástico é significativa, fornencendo uma incerteza não satisfatória. Assim, o método de Monte Carlo tem sido utilizado na determinação desses dois fatores separadamente e com uma incerteza bastante baixa (TAKATA & SAKIHARA, 1985; GRIMBERGEN, 1998; KUROSAWA & TAKATA, 2005).

2.6.5. Recombinação iônica

Mesmo que a tensão de operação da câmara seja escolhida de maneira a garantir a coleta da carga total produzida no volume sensível, o fator de correção para a recombinação iônica deve ser aplicado à resposta da câmara de ionização de ar-livre devido à recombinação e à difusão de íons (BOAG, 1987). A contribuição desses efeitos com a incerteza na resposta da câmara é, geralmente, inferior a 0,1% (BURNS & BÜERMANN, 2009).

2.7. Método de Monte Carlo

O crescente avanço tecnológico dos microcomputadores tem contribuído para que o método de Monte Carlo se tornasse uma ferramenta fundamental em diversos segmentos da ciência e engenharia. O método baseia-se na amostragem de números aleatórios e métodos estatísticos para solucionar problemas que são de resolução difícil ou impossível por métodos diretos.

A deposição da energia de radiações direta e indiretamente ionizantes num determinado material se dá por eventos regidos pela seção de choque dos átomos e moléculas do meio. Essa natureza estocástica da interação da radiação com a matéria faz

com que o método de Monte Carlo seja a ferramenta ideal no estudo de fenômenos relacionados ao transporte de radiação. A história de uma partícula é descrita como a sequência probabilística de interações que podem resultar na mudança das coordenadas e à perda completa ou parcial de sua energia (ROGERS, 2006). A "morte" de uma partícula ocorre quando ela transfere toda sua energia para o meio ou abandona a área de interesse do problema.

A utilização do código de Monte Carlo torna desnecessária a solução de equações diferenciais que descrevem o comportamento de sistemas complexos. O processo físico é simulado diretamente, regido pela determinação das funções densidades de probabilidade (FDP), que delineaiam o processo físico do fenômeno observado (YORIAZ, 2009). São as funções que irão estabelecer, portanto, as interações que poderão ocorrer com uma partícula num meio e, consequentemente, o alcance, o livre caminho médio, a perda de energia e a mudança de direção que ela sofrerá.

Uma vez conhecidas as FDP's, repete-se várias vezes as amostragens aleatórias até que se obtenha o resultado esperado. Quanto mais histórias são simuladas, melhor será a precisão dos resultados obtidos (LOS ALAMOS, 2008).

O código de Monte Carlo utilizado nas simulações deste trabalho foi o MCNP (Monte Carlo N-Particle) versão 5, lançado em 2008 (LOS ALAMOS, 2008). Ele permite a simulação de fótons, elétrons e nêutrons e possui uma base de dados de seções de choque constantemente atualizada.

A estrutura do arquivo de entrada divide-se em 3 blocos separados por uma linha em branco. O primeiro bloco é onde são definidas as células, que, combinadas com a geometria e com os materiais, formam as estruturas físicas do sistema. O segundo bloco é onde são definidas as geometrias que serão utilizadas no bloco 1. O restante, como resultados, a fonte de radiação, o tempo de simulação e o número de fótons, por exemplo, são definidos no bloco 3.

Os resultados são obtidos por meio de cartões que são definidos no bloco 3. A Tabela 2.1 mostra quais são os resultados e as unidades fornecidas por alguns *tallies*[1] (LOS ALAMOS, 2008).

Tabela 2.1. Principais *tallies* com especificações dos resultados e das unidades fornecidas

Tally*	**Resultado fornecido**	**Unidades****
F1:P, F1:E ou F1:N	Corrente integrada numa superfície	p ou MeV
F2:P, F2:E ou F2:N	Média de fluxo numa superfície	p/cm^2 ou MeV/cm^2
F4:P, F4:E ou F4:N	Média de fluxo numa célula	p/cm^2 ou MeV/cm^2
F5a:N ou F5a:P	Fluxo num ponto ou num anel	p/cm^2 ou MeV/cm^2
F6:P, F6:E ou F6:N	Deposição de energia numa célula	MeV/g

* A designação que acompanha o *tally* especifica o que ele medirá: fótons (P), nêutrons (N) ou elétrons (E).
** Nessa coluna a letra "p" representa "partículas". Portanto, p/cm^2 significa nº de partículas/cm^2.

Depois da definição da geometria, das células, da especificação da(s) fonte(s) de radiação e dos resultados que se deseja obter, a simulação pode ser iniciada. O tempo de simulação varia de acordo com o número de histórias simuladas e de outros aspectos que influenciam a eficiência da simulação. Quando todas as histórias são simuladas, um arquivo de saída é gerado com diversas tabelas e informações a respeito da simulação e com os resultados solicitados no arquivo de entrada.

2.8. Normas e recomendações

Nessa seção serão apresentadas de forma sucinta as principais normas e recomendações utilizadas nesse trabalho.

2.8.1. Norma IEC 61674

A norma IEC 61674, cujo título é *Medical electrical equipment – Dosimeters with ioization chambers and/or semi-conductor detectors as used in x-ray diagnosis imaging* (Equipamentos eletrônicos utilizados em Medicina – Dosímetros com câmaras de ionização e/ou detectores semi-condutores como os utilizados em diagnóstico por imagem), foi publicada em 1997 pela International Eletrotechnical Commission (IEC)

[1] No MCNP a palavra *tally* refere-se a códigos utilizados para fornecerem um determinado resultado.

com o objetivo de estabelecer condições satisfatórias de funcionamento de dosímetros utilizados em radiodiagnóstico (IEC, 1997). Para tanto, a norma estabelece limites para diversos testes que garantem o bom funcionamento do detector.

Nesse trabalho, esses limites foram utilizados como referência nos testes de estabilidade e caracterização da câmara de ionização de ar-livre.

2.8.2. Norma IEC 60731

Em 2011 foi publicada a norma IEC 60731 (IEC, 2011), cujo título é *Medical Electrical Equipment – Dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy* (Equipamentos eletrônicos utilizados em Medicina – Dosímetros com câmaras de ionização como as utilizadas em radioterapia). Essa norma estabelece as condições ideais de funcionamento para dosímetros utilizados em radioterapia. Para tanto, a norma estabelece procedimentos e valores limites para diversos testes a serem feitos com câmaras de ionização utilizadas em radioterapia.

Apesar da utilização da câmara de ionização de ar-livre em feixes de mamografia, essa norma foi utilizada por possuir limites mais restritivos nos testes de estabilidade.

2.8.3. Código de prática TRS 457

O Technical Report Series No. 457, intitulado *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice* (Dosimetria em Radiologia Diagnóstica: Um Código de Prática Internacional), foi publicado pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) em 2007 (IAEA, 2007).

Esta publicação apresenta algumas grandezas radiológicas, definições, formalismos e estabelece os procedimentos a serem empregados em laboratórios de calibração, como a implementação de qualidades na área de diagnóstico, por exemplo.

Capítulo 3

Materiais e métodos

Neste capítulo são apresentadas a instrumentação utilizada, a metodologia empregada na realização de testes e a determinação de fatores de correção para a resposta da câmara de ionização de ar-livre. São descritas também as simulações computacionais utilizadas no trabalho.

3.1. Câmara de ionização de ar-livre

A câmara de ionização de ar-livre utilizada no presente trabalho é cilíndrica, da marca Victoreen, modelo 481. Essa câmara foi adquirida pelo IPEN há aproximadamente 40 anos com o intuito de que fosse estabelecida como um padrão primário para a grandeza exposição. Portanto, devido ao longo tempo em que a câmara de ionização de ar-livre ficou sem ser utilizada, foi necessária a realização de uma limpeza interna da câmara e o tratamento térmico de algumas peças.

O volume sensível da câmara é delimitado por dois cilindros concêntricos de raios diferentes. Nesse trabalho, o cilindro maior será chamado simplesmente de cilindro e o menor de pistão. O cilindro e o pistão podem deslizar por dois eixos laterais variando o comprimento do volume sensível. Quando o pistão está totalmente embutido no cilindro, a posição é chamada de completamente colapsada. Quando eles se encontram na maior distância possível entre eles, a posição é chamada de completamente expandida. Na Figura 3.1 é possível observar a câmara na posição colapsada.

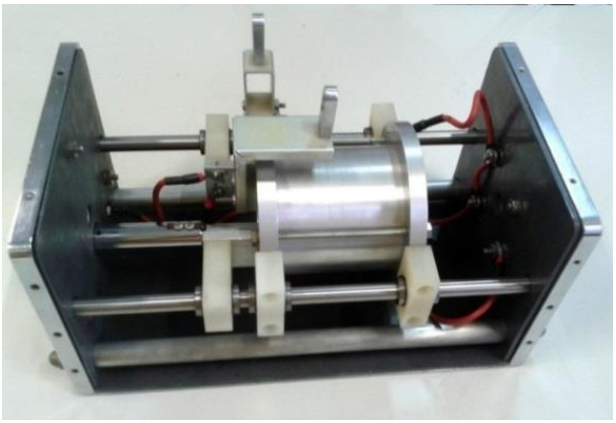

Figura 3.1. Câmara de ionização de ar-livre Victoreen, modelo 481, sem a blindagem, na posição colapsada.

O deslocamento dos cilindros da câmara é realizado por dois parafusos micrométricos que são fixados às hastes de cada um dos cilindros. Os micrômetros podem variar de 0 a 7 cm e foram calibrados[2] pela empresa Mitutoyo Sul Americana LTDA. A Figura 3.2 mostra a câmara de ionização de ar-livre fechada e com os micrômetros posicionados.

Figura 3.2. Câmara de ionização de ar-livre com a blindagem. Na imagem é possível observar os parafusos micrométricos fixados nas hastes.

Juntamente com a câmara de ionização de ar-livre foi adquirido um módulo contendo uma fonte de alta tensão e um eletrômetro analógico com capacitor padrão. A utilização desse módulo não foi possível por causa de um problema encontrado no galvanômetro da fonte de alta tensão. Além disso, o capacitor padrão não se encontra mais acoplado ao eletrômetro.

[2] Certificados de calibração números 04846/13 e 04845/13, emitidos em maio de 2013.

Por isso, um eletrômetro Keithley, modelo 6517A (Figura 3.3), foi utilizado juntamente com a câmara de ionização de ar-livre. Ele foi utilizado também como fonte de alta tensão para câmara, já que pode variar de -1000 V a 1000 V.

Figura 3.3. Eletrômetro Keithley, modelo 6517A, que foi utilizado também como fonte de alta tensão para a câmara.

3.2. Qualidades de radiação

Os feixes de mamografia utilizados nesse trabalho foram os diretos com filtro de alumínio e molibdênio. Em todas as irradiações um colimador de 50,8 mm de diâmetro foi utilizado, do mesmo modo que na rotina de calibração dos detectores de radiação utilizados em programas de controle de qualidade em feixes de mamografia. A corrente no tubo foi de 10 mA para todas as qualidade. As Tabelas 3.1 e 3.2 mostram os parâmetros utilizados para as qualidades de radiação com filtro de alumínio e molibdênio, respectivamente.

Tabela 3.1. Parâmetros técnicos das qualidades de mamografia com filtro de alumínio. Corrente no tubo de raios X: 10 mA

Qualidade	Tensão (kV)	Filtração adicional (mmAl)	Camada semirredutora (mmAl)	Taxa de kerma no ar ($mGy.min^{-1}$)
WAV 25	25	0,57	0,35	22,72 ± 0,02
WAV 28	28	0,57	0,40	30,40 ± 0,01
WAV 30	30	0,58	0,43	34,79 ± 0,02
WAV 35	35	0,62	0,51	44,56 ± 0,02

Tabela 3.2. Parâmetros técnicos das qualidades de mamografia com filtro de molibdênio. Corrente no tubo de raios X: 10 mA

Qualidade	Tensão (kV)	Filtração adicional (mmMo)	Camada semirredutora (mmAl)	Taxa de kerma no ar ($mGy.min^{-1}$)
WMV 25	25	0,06	0,36	9,71 ± 0,01
WMV 28	28	0,06	0,37	12,14 ± 0,01
WMV 30	30	0,06	0,38	13,74 ± 0,02
WMV 35	35	0,06	0,41	17,86 ± 0,01

3.3. Arranjo experimental

Em todos os testes de caracterização a câmara de ionização de ar-livre foi posicionada a 1 m de distância do ponto focal com o eixo central do volume sensível coincidente com o eixo central do feixe de radiação. A Figura 3.4 mostra como foi feito o posicionamento da câmara de ionização de ar-livre.

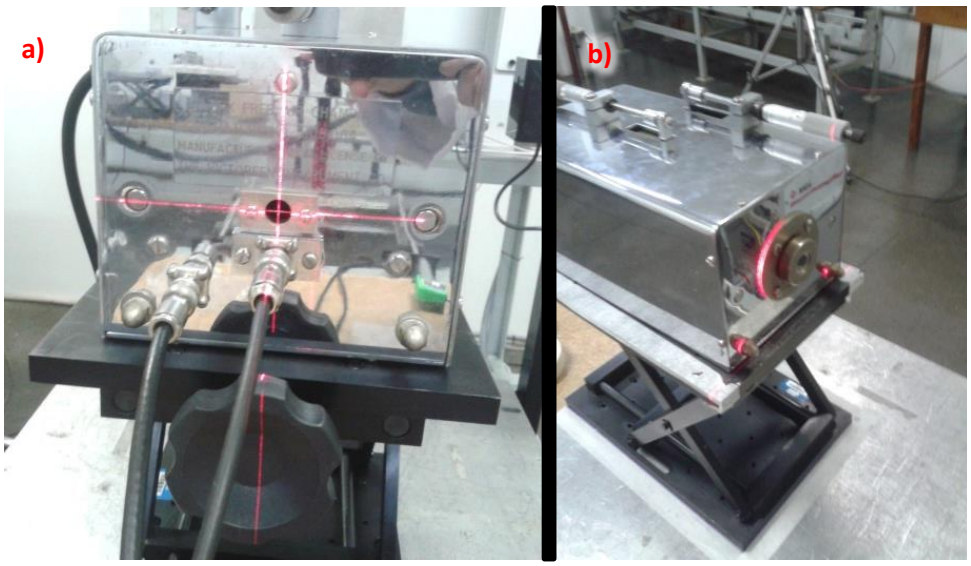

Figura 3.4. a) Alinhamento do eixo central do feixe de radiação com o eixo central do volume sensível; b) Alinhamento da janela de entrada com o laser a 1 m do ponto focal.

O sistema de radiação X do LCI é da marca Pantak-Seifert, Isovolt 160HS, com alvo de tungstênio. A tensão no tubo varia entre 5 kV e 160 kV. Nesse sistema estão estabelecidas qualidades para mamografia, radiodiagnóstico convencional, radioterapia e radioproteção.

3.4. Sistema padrão secundário de mamografia

O sistema padrão secundário de mamografia do IPEN é uma câmara de ionização de placas paralelas Radcal, modelo RC6M, número de série 9231 (Figura 3.5). Essa câmara possui um volume sensível de 6,0 cm^3 e certificado de calibração[3] emitido pelo Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), que é o laboratório de calibração padrão primário da Alemanha.

Figura 3.5. Câmara de ionização de placas paralelas utilizada como sistema padrão secundário em feixes de mamografia no LCI e sua capa de proteção.

O eletrômetro Keithley, modelo 6517A, também é utilizado como eletrômetro e fonte de alta tensão para essa câmara.

3.5. Testes de estabilidade

Os testes de estabilidade realizados foram: estabilidade em curto e longo prazos, fuga de corrente e tempo de estabilização. Os procedimentos foram empregados de acordo com recomendações internacionais (IEC, 1997).

Não existe uma norma que estabelece os limites a serem utilizados em intrumentos de referência. Assim, apesar da utilização da câmara de ionização de ar-livre em feixes de mamografia, foram considerados, além dos limites recomendados para instrumentos de radiodiagnóstico (IEC, 1997), os limites para instrumentos utilizados em radioterapia (IEC, 2011). Esse último foi escolhido por possuir limites mais restritivos, que foram utilizados como valores de referência.

[3] Certificado de calibração número 5888, emitido em julho de 2009.

3.5.1. Estabilidade em curto e longo prazos

De acordo com o INMETRO, para o teste de estabilidade em curto prazo (repetibilidade) deve-se sempre ter "o mesmo procedimento de medição, as mesmas condições de operação e o mesmo local, assim como medições repetidas no mesmo objeto" (INMETRO, 2012). Seguindo também a recomendação da norma IEC 61674 (IEC, 1997), foram realizadas 10 medições sucessivas, sob as mesmas condições experimentais. A norma IEC 61674 (IEC, 1997) estabelece que o coeficiente de variação obtido seja inferior a 3,0% para câmaras utilizadas em radiodiagnóstico. Para câmaras de ionização utilizadas em radioterapia, a IEC 60731 determina essa máxima variação como 0,5% para dosímetros clínicos e 0,25% para câmaras de referência (IEC, 2011).

A análise por meio da média dos valores obtidos nos testes de repetibilidade, ao longo de um tempo de no mínimo 6 meses, permite que se estabeleça a estabilidade a longo prazo. A norma IEC 61674 (IEC, 1997) estabelece que os limites de variação devem estar dentro de 2,0%. Segundo a norma IEC 60731, essa variação deve ser inferior a 1,0% para dosímetros clínicos e a 0,5% para instrumentos de referência (IEC, 2011).

3.5.2. Corrente de fuga

O teste de corrente de fuga avalia a influência da corrente gerada sem a presença de radiação na resposta obtida com o conjunto câmara de ionização e eletrômetro. O teste foi realizado seguindo a recomendação da norma IEC 61674 (IEC, 1997), observando a variação na resposta do eletrômetro num intervalo de 20 minutos. A corrente de fuga pode ser determinada pela equação:

$$I_f = \frac{\Delta Q}{\Delta t} \qquad 3.1$$

onde ΔQ é a variação na carga coletada num intervalo de tempo Δt. A norma IEC 61674 (IEC, 1997) estabelece que a corrente de fuga não deve exceder 5,0% da menor medição obtida durante uma irradiação com intervalo de pelo menos 1 min (IEC, 1997). Segundo a norma IEC 60731 (IEC, 2011), a corrente de fuga máxima deve representar no máximo 0,5% da corrente obtida com a menor taxa de kerma no ar (IEC, 2011).

3.5.3. Tempo de estabilização

O teste do tempo de estabilização é realizado para se avaliar quanto tempo é necessário para que o conjunto câmara de ionização e eletrômetro fique eletricamente estável (IAEA, 2009). De acordo com a norma IEC 61674 (IEC, 1997), a resposta da câmara em condições de irradiação não deve ter variação maior que 2,0% nos intervalos de tempo de 15, 30, 45 e 60 minutos. A norma IEC 60731, para dosímetros utilizados em radioterapia, estabelece que essa variação seja inferior a 0,5% (IEC, 2011).

3.6. Testes de caracterização

Os testes de caracterização realizados nesse trabalho foram: curva de saturação, eficiência na coleção de íons, efeitos de polaridade, linearidade da resposta e linearidade da resposta com a variação volumétrica. Em todos os testes foi utilizada a qualidade padrão de mamografia WMV 28 e distância de 1 m do ponto focal, com exceção da curva de saturação em que foi utilizada a qualidade WAV 28.

3.6.1. Curva de saturação

A construção de uma curva de saturação é necessária para a determinação de uma tensão de operação adequada para a câmara de ionização de ar-livre. Uma vez que a câmara necessita de duas medições em diferentes posições para a obtenção da grandeza kerma no ar, é necessário que sejam feitas duas curvas de saturação com a câmara: na posição colapsada e na posição expandida.

Para obtenção da curva de saturação a tensão foi variada de 0 a 1000 V em intervalos de 100 V. O patamar de saturação indica que todos os íons foram coletados (TURNER, 2007).

3.6.2. Eficiência na coleção de íons e efeitos de polaridade

A eficiência de coleção de íons foi determinada por meio dos dados obtidos com a curva de saturação. Segundo a norma IEC 61674 (IEC, 1997), a eficiência na coleção de íons deve ser maior ou igual a 95%. A norma IEC 60731 (IEC, 2011) estabelece que essa

eficiência seja maior que 99%. A eficiência foi determinada utilizando o método das duas tensões (IAEA, 2000a), definido por:

$$k_s = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (M_1/M_2)} \qquad 3.2$$

onde V_1 é a tensão geralmente utilizada nas medições e $V_2 = V_1/2$; M_1 e M_2 são as medições obtidas com as tensões V_1 e V_2, respectivamente.

Para o teste de efeito de polaridade foi feita uma nova curva de saturação, só que desta vez com a tensão variando de -1000 V a 1000 V. A variação obtida pela razão entre as respostas obtidas com os mesmos valores de tensão e sinais opostos não deve ser maior que 1,0% (IEC, 2011).

3.6.3. Linearidade da resposta com a taxa de kerma no ar

O comportamento da resposta da câmara de ionização de ar-livre com a taxa de kerma no ar é obtido pela curva de linearidade da resposta. Esse teste foi realizado variando-se a corrente no tubo de raios X no intervalo de 2 mA a 35 mA. A filtração adicional e a tensão no tubo de raios X foram mantidas constantes. Foram realizadas 10 medições para cada corrente.

3.6.4. Linearidade da resposta com a variação volumétrica

Uma vez que a grandeza kerma no ar é calculada por meio de duas medições com volumes diferentes, é importante verificar a linearidade da resposta com o deslocamento dos cilindros. O teste de linearidade da resposta com a variação volumétrica permite verificar se qualquer variação volumétrica pode ser utilizada para determinação absoluta da grandeza kerma no ar. Para esse teste foram realizadas medições aumentando o tamanho do volume sensível ao passo de 1 cm (0,5 para cada lado), mantendo-se o centro sempre fixo. A tensão do tubo e a filtração do feixe foram mantidas constantes. A carga coletada em cada volume foi normalizada para a posição colapsada.

3.7. Simulações de Monte Carlo

O código utilizado nesse trabalho para as simulações de Monte Carlo foi o MCNP5 (LOS ALAMOS, 2008). Para a execução da simulação em si, é necessário primeiramente definir a geometria do sistema, os materiais e as características da fonte de radiação.

A geometria do sistema consiste na reprodução fiel ou aproximada dos elementos principais envolvidos no arranjo experimental. Neste trabalho, foi simulada a câmara de ionização de ar-livre. Os materiais constituintes da câmara de ionização de ar-livre foram determinados por meio de informações contidas no manual e na literatura.

A fonte de radiação pode ser simulada com base em espectros retirados da literatura ou da espectrometria das qualidades de raios X. A espectrometria das qualidades de mamografia implantadas no LCI foi realizada em trabalho anterior (CORRÊA, 2010) e, por isso, a segunda alternativa foi a escolhida. A geometria do feixe foi reproduzida de acordo com estudo realizado por Lucena (LUCENA, 2010).

Os itens subsequentes apresentam detalhadamente como foram realizadas a modelagem computacional da câmara de ionização de ar-livre, e a simulação dos feixes de raios X e dos fatores de correção.

3.7.1. Modelagem computacional da câmara de ionização de ar-livre

Na modelagem computacional da câmara de ionização de ar-livre com cilindros concêntricos foi utilizado o Vised X 2SS, um *software* auxiliar do MCNP5 (LOS ALAMOS, 2008). Esse programa permite a visualização da geometria por diferentes planos.

Na simulação foram levados em consideração os elementos principais da câmara, sendo descartados os eixos de deslocamento dos cilindros e os cabos, por exemplo. Para a simulação referente à determinação do fator de correção para atenuação de fótons no ar, o volume sensível foi simulado como se fosse um cilindro de raio único sem o eletrodo coletor, uma vez que a medição do fluxo de fótons é feita pontualmente no centro do volume sensível. Para o fator de correção para transmissão de fótons pelas bordas do diafragma, houve a necessidade de se reproduzir fielmente o volume sensível,

simulando o pistão e o cilindro, incluindo também o eletrodo coletor. As Figuras 3.6 e 3.7 mostram como foram modelados os principais elementos da câmara de ionização de ar-livre e discriminam algumas dimensões importantes que podem ser encontradas na Tabela 3.3.

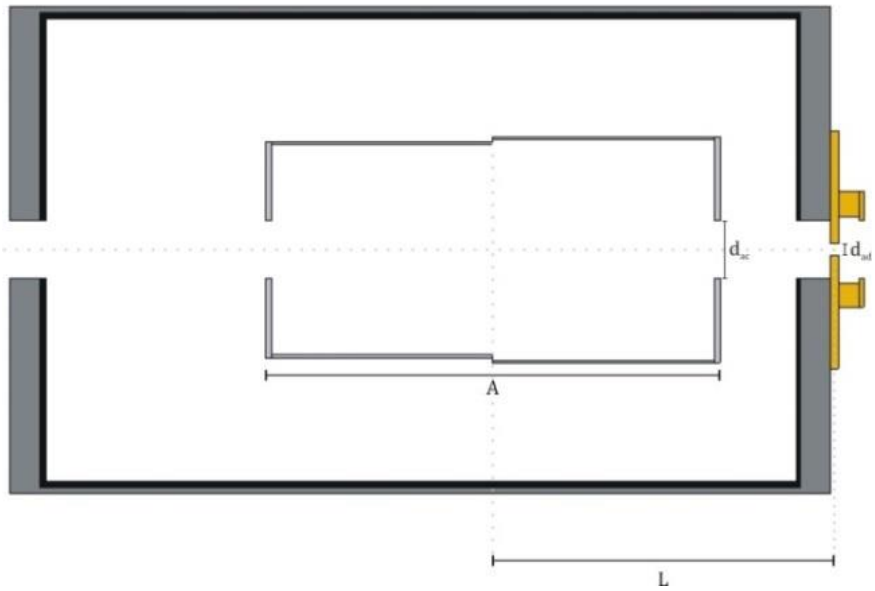

Figura 3.6. Esquema da geometria utilizada na modelagem da câmara por meio de um corte transversal.

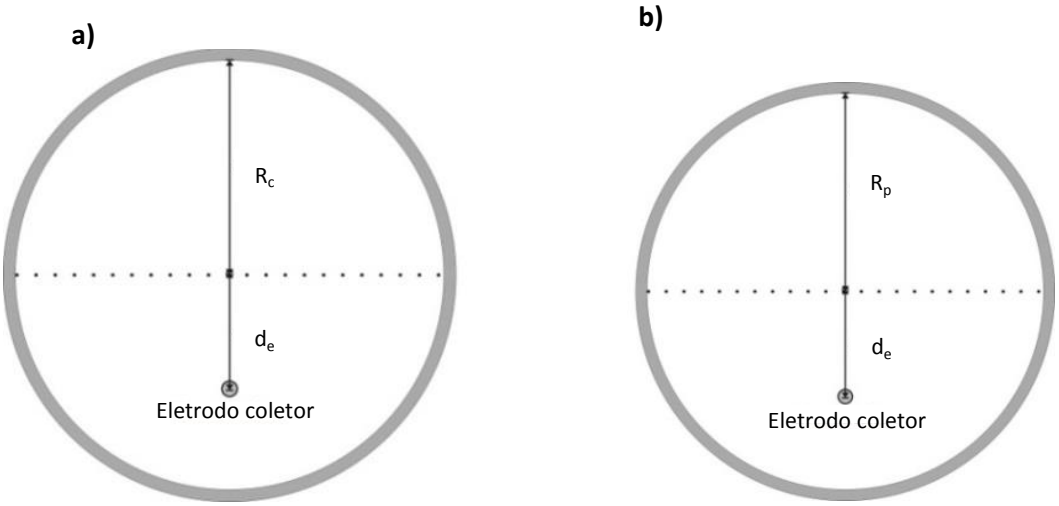

Figura 3.7. a) Modelagem do cilindro da câmara de ionização de ar-livre mostrando o eletrodo coletor.
b) Modelagem do pistão da câmara de ionização de ar-livre.

Tabela 3.3. Dimensões principais da câmara de ionização de ar-livre utilizadas na sua modelagem

	mm
Altura*	160,0
Comprimento*	270,0
Largura*	130,0
Blindagem (Pb)	2,0
Blindagem frontal (Al)	10,0
Blindagem lateral (Al)	2,0
Abertura do diafragma	4,00072
Espessura do diafragma	3,0
Comprimento de atenuação (L)	112,5
Espessura do cilindro e pistão	2,0
Diâmetro de abertura do cilindro (d_{ac})	9,5
Raio interno do cilindro (R_c)	36,2
Raio interno do pistão (R_p)	34,5
Comprimento do volume sensível (A)*	150,0
Distância entre o eixo central e o eletrodo coletor (d_e)	15,0

* Valores aproximados utilizados na modelagem da câmara

Os materiais utilizados na simulação foram: ar seco, chumbo, alumínio e tungstênio. A composição do ar seco consistiu de 75,53% de nitrogênio, 23,18% de oxigênio, 1,28% de argônio e 0,01% de carbono (WILLIANS III et al., 2006).

As densidades utilizadas para o ar seco, o chumbo, o tungstênio e o alumínio foram de 1,293 x 10^{-3} g.cm^{-3}, 11,35 g.cm^{-3}, 19,30 g.cm^{-3} e 2,699 g.cm^{-3}, respectivamente.

A maioria das dimensões utilizadas na modelagem da geometria da câmara de ionização de ar-livre foram obtidas com um paquímetro digital[4] da marca Mitutoyo Sul Americana LTDA® ou por informações do manual da câmara de ionização. Para a altura, o comprimento, a largura e comprimento do volume sensível foram utilizadas dimensões aproximadas, uma vez que essas informações não constam no manual da câmara e não

[4] Certificado de calibração número 43964, emitido em setembro de 2011.

possuem influência direta nos resultados obtidos nesse trabalho. Por possuir uma importância fundamental na determinação da grandeza kerma no ar, o raio de abertura do diafragma foi obtido por meio de calibração[5] realizada pela empresa Mitutoyo Sul Americana® LTDA.

3.7.2. Simulação e validação dos feixes de mamografia

A simulação dos feixes diretos de raios X utilizados em mamografia foi feita utilizando dados obtidos por meio da espectrometria das qualidades feita por Corrêa (CORRÊA, 2010). As qualidades simuladas foram aquelas com filtro de alumínio (WAV) e molibdênio (WMV). A calibração dos espectros foi feita com os picos de 17,611 keV e 59,537 keV de uma fonte de Am-241. A geometria do feixe foi reproduzida de acordo com dados obtidos por Lucena (LUCENA, 2010).

A validação dos feixes foi feita por meio da determinação das camadas semirredutoras das qualidades padrões de mamografia com filtro de alumínio (WAV 28) e molibdênio (WMV 28).

3.7.3. Determinação dos fatores de correção

A utilização de uma câmara de ionização de ar-livre para a determinação absoluta da grandeza kerma no ar exige que uma série de fatores de correção seja obtida para efeitos que possuem alguma influência na resposta da câmara. Os principais fatores de correção são para atenuação de fótons no ar, radiação espalhada, perda eletrônica, transmissão e espalhamento nas bordas do diafragma, perdas por recombinação, transmissão pelas paredes da câmara, fluorescência e umidade. A determinação de alguns desses fatores por métodos experimentais é difícil e geralmente possui uma alta incerteza associada. Por isso, o método de Monte Carlo tem sido utilizado como uma alternativa ideal para obtenção dos fatores de correção com uma incerteza satisfatória.

[5] Certificado de calibração número 05473/13, emitido em maio de 2013.

Os fatores de correção simulados foram: atenuação de fótons no ar, e transmissão e espalhamento de fótons pelas bordas do diafragma. O número de histórias simuladas na determinação de cada fator de correção variou dependendo da estatística obtida. No fator de correção para atenuação de fótons no ar, por exemplo, a utilização de 1×10^7 fótons foi suficiente para obtenção de uma incerteza de 0,01% na fluência de fótons. Para o fator de correção para transmissão e espalhamento de fótons pelas bordas do diafragma foram necessárias 7×10^9 histórias para encontrar uma incerteza satisfatória.

O *tally* utilizado na determinação dos fatores de correção para atenuação de fótons no ar foi o F5 para fótons, que fornece como resultado a fluência de fótons num ponto. Para os fatores de correção para transmissão e espalhamento no diafragma foi utilizado o *tally* F6 para fótons, que mostra a energia depositada em determinada célula por unidade de massa (MeV/g).

Uma explanação mais ampla da simulação de cada um dos fatores de correção será apresentada na seção de resultados.

3.8. Correção da resposta para as condições ambientais de referência

Uma vez que a câmara de ionização de ar-livre não é selada, é necessário que se faça a correção da resposta obtida para as condições ambientais de referência. Este fator de correção tem importância fundamental na obtenção acurada da grandeza kerma no ar e é definido por (IAEA. 2007):

$$k_{T,P} = \left(\frac{273{,}2+T}{273{,}2+T_0}\right)\left(\frac{P_0}{P}\right), \qquad 3.3$$

onde T é a temperatura no momento da medição, T_0 é a temperatura de referência (20° C), P é pressão no momento da medição e P_0 é a pressão nas condições de referência (101,325 kPa).

3.9. Cálculo de incertezas

Neste trabalho as incertezas utilizadas foram determinadas de acordo com orientações da norma ABNT (INMETRO, 2008), que define as incertezas dos tipos A e B. As médias aritméticas das medições experimentais foram obtidas pela equação:

$$\bar{x} = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} x_i \qquad 3.4$$

Os desvios padrões experimentais dos valores médios são dados por:

$$\delta_{\bar{x}} = \sqrt{\frac{1}{N(N-1)}\sum_{i=1}^{N}(x_i - \bar{x})^2} \qquad 3.5$$

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

A incerteza dos fatores de correção σ_k foi determinada utilizando a incerteza-padrão combinada seguindo a lei da propagação de incertezas (INMETRO, 2008), de acordo com a equação:

$$\sigma_k = \sqrt{\sum_i \left(\frac{\partial k}{\partial x_i}\sigma_{x_i}\right)^2}, \qquad 3.6$$

onde $\partial k/\partial x_i$ é a derivada parcial da função k pela variável x_i e σ_{x_i} é a incerteza de x_i.

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.

Capítulo 4

Resultados e discussão

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos nos testes de estabilidade, testes de caracterização da câmara de ionização de ar-livre, modelagem computacional dos feixes de raios X e da determinação dos fatores de correção para atenuação de fótons no ar e de transmissão e espalhamento de fótons pelas bordas do diafragma para a câmara de ionização de ar-livre.

4.1. Testes de estabilidade

Nesse trabalho os testes de estabilidade realizados foram: estabilidade em curto e longo prazos, corrente de fuga e tempo de estabilização da câmara. Em todos os testes foi utilizada a qualidade padrão de mamografia WMV 28. Como não existe uma norma que estabelece limites para testes de estabilidade em instrumentos de referência utilizados na faixa de raios X diagnóstico, foram utilizadas duas normas. A primeira é a norma IEC 61674 (IEC, 1997), para instrumentos utilizados em radiodiagnóstico, e a outra é a norma IEC 60731 (IEC, 2011), para instrumentos utilizados em radioterapia. A última foi utilizada neste trabalho por possuir limites bastante restritivos, muito inferiores aos estabelecidos pela norma IEC 61674 (IEC, 1997). No entanto, esses limites foram utilizados somente como valores de referência para se avaliar o funcionamento da câmara de ionização de ar-livre.

4.1.1. Estabilidade em curto e longo prazos

Foram realizados testes de estabilidade da resposta da câmara de ionização de ar-livre em curto e longo prazos, seguindo recomendações da norma IEC 61674 (IEC, 1997). As condições de medição foram mantidas constantes e os resultados obtidos foram corrigidos para as condições ambientais de referência. O teste da estabilidade em curto prazo (ou teste de repetibilidade) foi realizado a cada 15 dias durante o período do trabalho. Foram feitas, cada vez, 10 medições consecutivas para a análise do grau de concordância entre elas.

Os resultados obtidos em todos os testes de repetibilidade estiveram bem abaixo do limite recomendado pela norma IEC 61674 (IEC, 1997), que é de 1,0%. O maior resultado obtido foi de 0,34%, sendo o único acima do limite estabelecido pela norma IEC 60731 que é de 0,3%.

A estabilidade em longo prazo foi verificada com os dados obtidos nos testes de repetibilidade num período de 6 meses. De acordo com a norma IEC 61674, a máxima variação dos resultados obtidos em longo prazo deve ser de 2,0%, enquanto que a norma IEC 60731 estabelece esse limite como sendo 0,5%.

Na Figura 4.1 é possível observar os resultados dos testes de estabilidade em longo prazo de acordo com a norma de radiodiagnóstico (IEC, 1997) e de radioterapia (IEC, 2011). A maior diferença percentual obtida foi de 0,53%, pouco acima do limite estabelecido pela norma IEC 60731 (IEC, 2011).

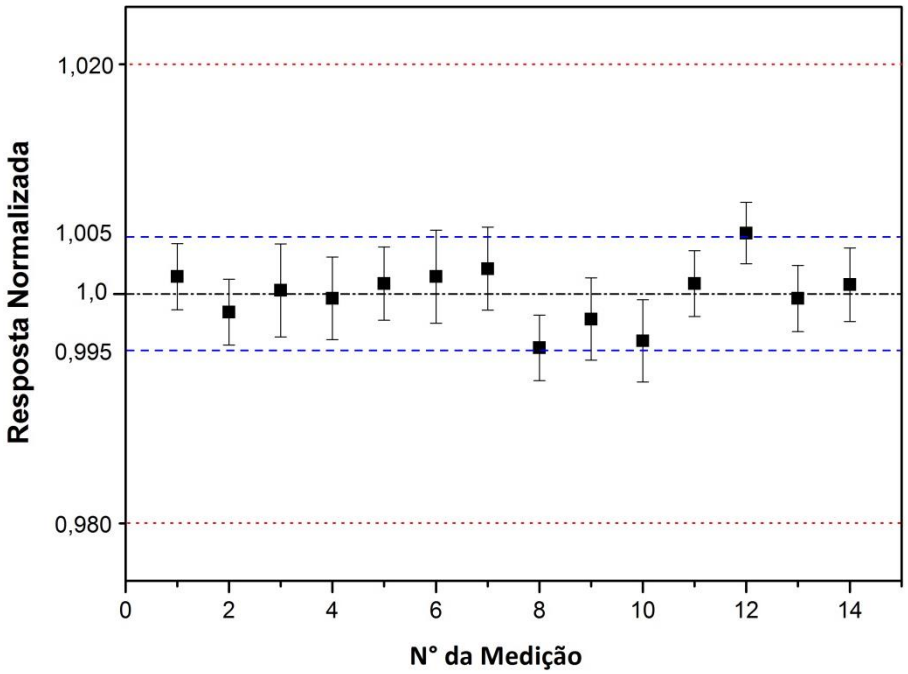

Figura 4.1. Teste de estabilidade em longo prazo para a câmara de ionização de ar-livre. As linhas pontilhadas mostram os limites estabelecidos pela norma IEC 61674 (IEC, 1997), enquanto as linhas tracejadas mostram os limites recomendados pela norma de radioterapia IEC 60731 (IEC, 2011). Todas as respostas foram normalizadas para o valor médio das medições no período.

4.1.2. Corrente de fuga

O teste de corrente de fuga foi realizado observando-se a variação da resposta no intervalo de 20 min após a irradiação. De acordo com a norma IEC 61674 (IEC, 1997), a corrente de fuga não deve exceder 5,0% da menor medição obtida durante um intervalo de no mínimo 1 minuto. No caso da norma de radioterapia IEC 60731, este valor não deve ser maior que 0,5% (IEC, 2011).

A maior corrente de fuga observada foi de 0,26%, bem abaixo das recomendações das duas normas. Assim, é possível observar a baixa influência desse efeito na resposta da câmara de ionização de ar-livre.

4.1.3. Tempo de estabilização

O teste do tempo de estabilização é realizado para avaliar quanto tempo é necessário para que o conjunto câmara de ionização e eletrômetro fique eletricamente estável (IAEA, 2009). De acordo com as normas IEC 61674 (IEC, 1997) e IEC 60731 (IEC, 2011), a resposta da câmara em condições de irradiação, nos intervalos de tempo de 15, 30, 45 e 60 min, não deve ter variação maior que 2,0% e 0,5%, respectivamente. A Tabela 4.1 mostra os resultados de corrente obtidos em diferentes intervalos de tempo.

Tabela 4.1. Corrente obtida em diferentes intervalos de tempo para o teste do tempo de estabilização da câmara de ionização de ar-livre

Tempo (min)	Corrente (nA)
0	0,1547 ± 0,0002
15	0,1552 ± 0,0002
30	0,1553 ± 0,0002
45	0,1554 ± 0,0002
60	0,1555 ± 0,0002

Levando em consideração as recomendações da norma IEC 61674 (IEC, 1997), o maior resultado obtido foi de 0,07%; no entanto, a medição feita com a câmara logo

após a sua polarização apresentou uma diferença de 0,34%, que ainda assim está dentro dos limites estabelecidos.

Avaliando-se os resultados obtidos, decidiu-se esperar sempre um intervalo de tempo de 15 min para que fossem realizados os testes de caracterização da câmara de ionização de ar-livre.

4.2. Testes de caracterização

Neste item serão apresentados os resultados obtidos nos testes de caracterização da câmara de ionização de ar-livre. Em todos os testes foi utilizada a qualidade padrão de mamografia WMV 28 e distância de 1 m do ponto focal, com exceção da curva de saturação em que foi utilizada a qualidade de radiação WAV 28.

4.2.1. Curva de saturação

A câmara de ionização de ar-livre necessita de duas medições em diferentes posições para a obtenção da grandeza kerma no ar. Portanto, é necessário que seja feita a curva de saturação com a câmara nas posições colapsada e expandida. As Figuras 4.2 e 4.3 mostram as curvas de saturação obtidas para a câmara de ionização de ar-livre nas posições colapsada e expandida, respectivamente.

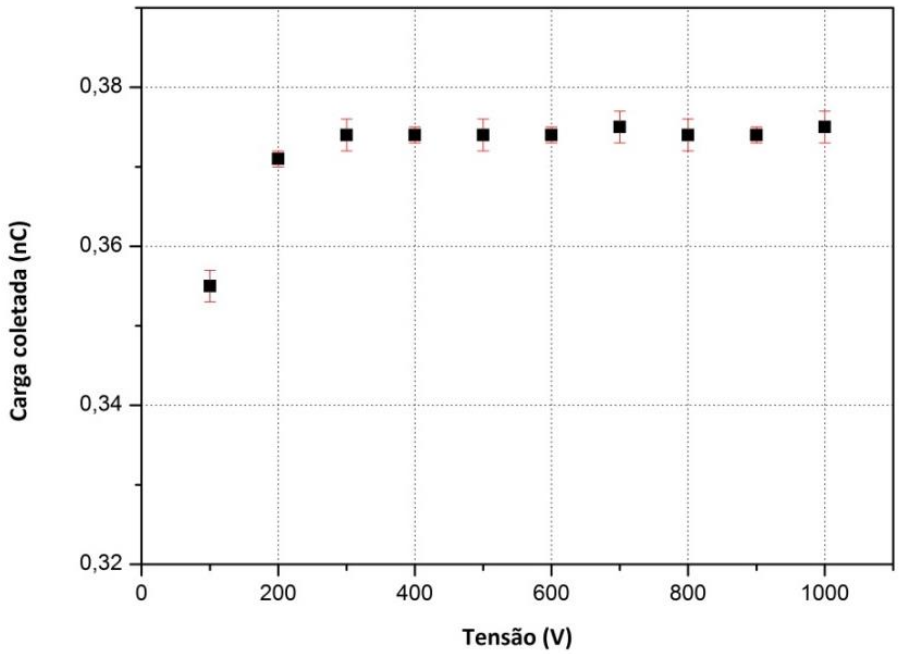

Figura 4.2. Curva de saturação da câmara de ionização de ar-livre na posição colapsada. O feixe utilizado foi o WAV 28, a uma distância de 1 m do ponto focal.

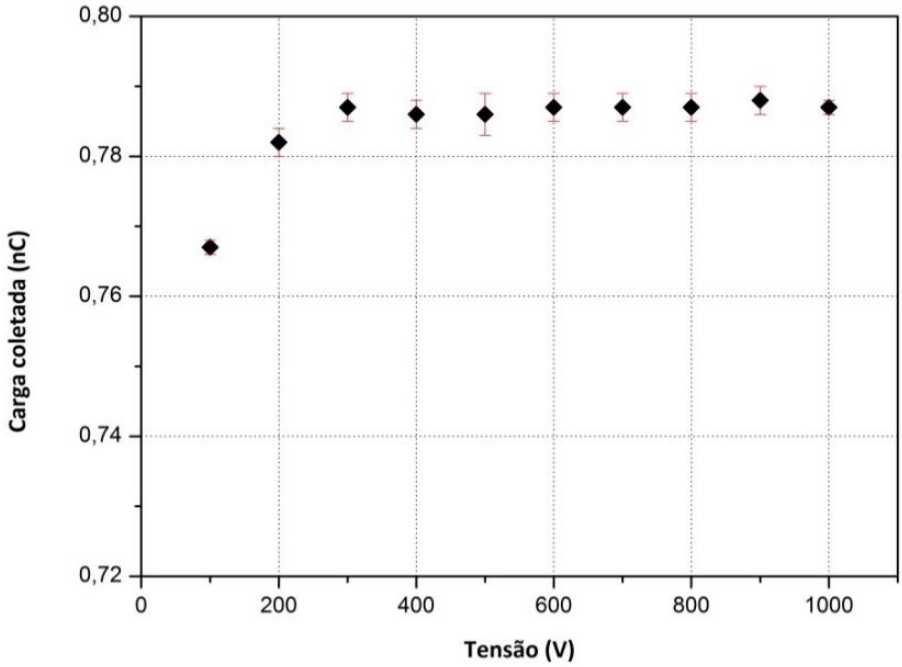

Figura 4.3. Curva de saturação da câmara de ionização de ar-livre na posição expandida. O feixe utilizado foi o WAV 28, a uma distância de 1 m do ponto focal.

Pode-se perceber que em ambas as curvas a saturação ocorre em 300 V. Assim, qualquer tensão acima desse valor pode ser utilizada para operação da câmara.

A tensão escolhida para operação da câmara de ionização de ar-livre nos testes de estabilidade e caracterização foi de +900 V.

4.2.2. Eficiência de coleção de íons

A eficiência de coleção de íons foi determinada por meio dos dados obtidos da curva de saturação obtida na posição expandida (Figura 4.3). A norma IEC 61674 (IEC, 1997) estabelece que a eficiência na coleção de íons deve ser maior ou igual a 95%, enquanto para a norma IEC 60731 (IEC, 2011) o valor mínimo é de 99,0%. A eficiência foi determinada utilizando o método das duas tensões (IAEA, 2000a).

A Tabela 4.2 mostra a eficiência de coleção de íons e os fatores de correção para a recombinação de íons determinados para as tensões de 600 V, 800 V e 1000 V, por meio da Equação 3.2. A eficiência de coleção de íons mínima obtida foi de 99,9% para todas as tensões estudadas e, portanto, atende às normas internacionais para instrumentos de radiodiagnóstico e radioterapia.

Tabela 4.2. Eficiência de coleção de íons e fatores de correção para recombinação iônica para tensões diferentes.

Tensão (V)	Eficiência de coleção de íons (%)	k_s
600	99,9	1,001 ± 0,007
800	99,9	1,001 ± 0,006
1000	100	1,000 ± 0,007

4.2.3. Efeito de polaridade

De acordo com as normas IEC 61674 (IEC, 1997) e IEC 60731 (IEC, 2011), a variação da resposta da câmara com a inversão da polaridade não deve ultrapassar 1,0%. Neste trabalho, o efeito da polaridade foi determinado utilizando os resultados obtidos com a curva de saturação da Figura 4.4, que diferentemente das anteriores (Figuras 4.2 e 4.3), conta com valores de tensões nas duas polaridades. A curva foi obtida na posição colapsada, utilizando a qualidade de radiação WMV 28. A Tabela 4.3 mostra os resultados obtidos no teste de efeito de polaridade.

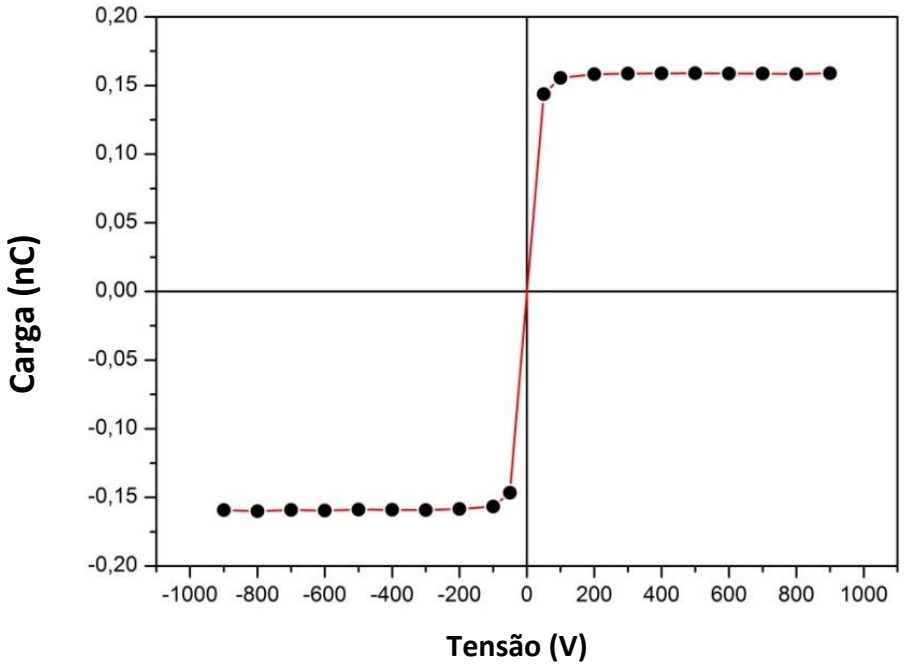

Figura 4.4. Curva de saturação obtida para tensões nas duas polaridades, utilizando o feixe padrão de mamografia WMV 28, com a câmara na posição colapsada. A incerteza máxima associada aos dados é menor que 0,5 % e não pode ser visualizada no gráfico.

Tabela 4.3. Efeito de polaridade da câmara de ionização de ar-livre com cilindros concêntricos. As medições foram feitas a uma distância de 1 m do ponto focal, utilizando a qualidade de radiação WMV 28.

Tensão de polarização (V)	Razão (Q+/Q-)*	Variação (%)
+50/-50	0,9803	1,97
+100/-100	0,9924	0,76
+200/-200	0,9978	0,22
+300/-300	0,9967	0,33
+400/-400	0,9991	0,09
+500/-500	1,0005	0,05
+600/-600	0,9943	0,57
+700/-700	0,9975	0,25
+800/-800	0,9923	0,77
+900/-900	0,9983	0,17

*Q+ é a carga coletada com a polarização positiva e Q- a carga coletada com a polarização negativa

Pela Tabela 4.3 é possível verificar que somente o resultado obtido para a tensão de 50 V ficou fora do recomendado pela norma IEC 61674 (IEC, 1997). No entanto, nessa tensão ainda não há saturação na coleta de íons e, portanto, ela não foi utilizada para as medições.

4.2.4. Linearidade da resposta com a taxa de kerma no ar

O teste de linearidade da resposta da câmara de ionização de ar-livre é utilizado para verificar se a resposta do detector é linear com a variação da taxa de kerma no ar. Esse teste foi realizado variando-se a corrente no tubo de raios X no intervalo de 2 mA a 35 mA. A filtração e a tensão no tubo de raios X foram mantidas constantes. Com o gráfico da Figura 4.5, obteve-se o coeficiente de correlação linear (R^2) igual a 0,999, que comprova a linearidade da resposta com a variação da corrente no tubo e, portanto, com a taxa de kerma no ar.

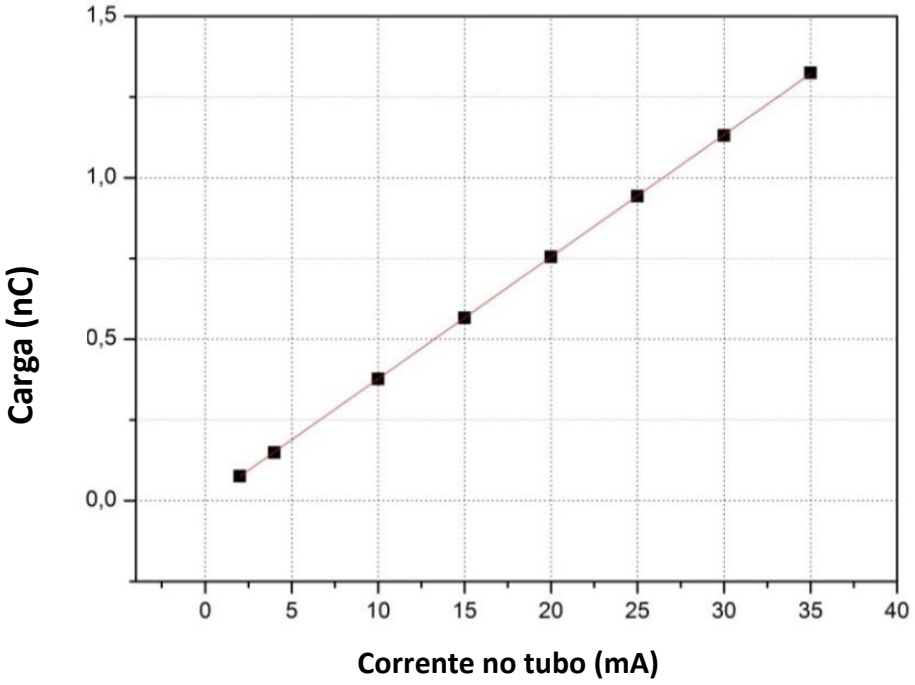

Figura 4.5. Linearidade da resposta da câmara de ionização de ar-livre exposta ao feixe WMV 28. As incertezas obtidas foram inferiores a 1,0%, não visíveis no gráfico

4.2.5. Linearidade da resposta com a variação volumétrica

A obtenção da linearidade com a variação volumétrica é importante para determinar se qualquer variação do volume pode ser utilizada na operação da câmara. É

importante lembrar que o deslocamento dos cilindros deve ser realizado por instrumentos com grande precisão.

Na Figura 4.6 são apresentados os dados da carga normalizada em função do deslocamento do cilindro. O coeficiente de correlação linear (R^2) obtido foi de 0,990.

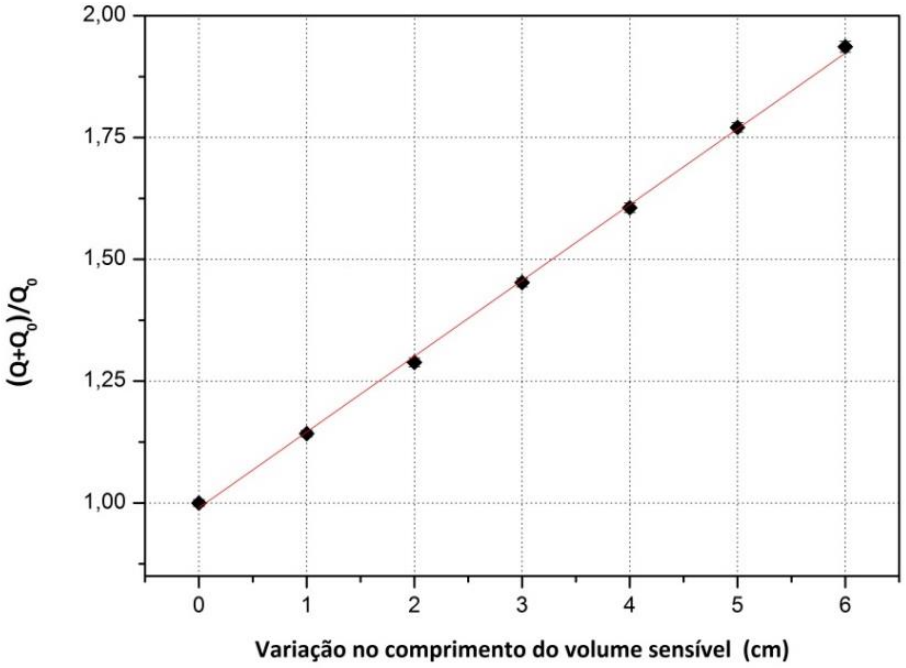

Figura 4.6: Linearidade da resposta com a variação do comprimento do volume sensível da câmara de ionização utilizando o feixe padrão de mamografia WMV 28. As incertezas obtidas foram inferiores a 0,5%, não visíveis no gráfico

A determinação absoluta da grandeza kerma no ar exige que o comprimento do volume sensível seja muito bem conhecido. Para tanto, o deslocamento dos cilindros na variação volumétrica acontece com a utilização de dois micrômetros. A Equação 4.1 é utilizada para obtenção do kerma no ar utilizando uma câmara de ionização de ar-livre (BURNS, 2001):

$$K = \left(\frac{W}{e}\right) \frac{Q}{\rho_{ar}\, \Delta L\, A} \prod k_i \qquad 4.1$$

onde W/e é a energia média para formação de um par de íons no ar, Q é a caga obtida por meio da subtração das medições feitas com a câmara na posição expandida e colapsada, ρ_{ar} é a densidade do ar nas condições de referência, ΔL é a variação na posição dos cilindros, A é a área de abertura do diafragma e k_i é o fator de correção para o i-ésimo efeito.

Portanto, independentemente das posições escolhidas para realização das duas medições, se o valor de ΔL for o mesmo, o resultado da grandeza kerma no ar deve permanecer constante. A Tabela 4.4 apresenta os resultados obtidos para a grandeza kerma no ar em diferentes posições da câmara em que o valor de ΔL é igual a 1 cm, e a diferença percentual para o valor obtido com o padrão secundário para mamografia do LCI.

Como pode ser observado na Tabela 4.4, os resultados obtidos nas posições 1 e 3 ficaram muito distantes daquele obtido com o padrão secundário do LCI. Atribui-se essa diferença ao mal funcionamento do conjunto responsável pelo deslocamento dos cilindros, que inclui o tambor micrométrico, a haste de fixação do tambor na câmara e os eixos de deslocamento dos cilindros.

Tabela 4.4. Determinação da grandeza kerma no ar em diferentes posições do volume sensível com *ΔL* igual a 1 cm. O feixe utilizado foi o padrão de mamografia WMV 28 e o tempo de medição igual a 30 s.

Posição	Deslocamento inicial (cm)	Deslocamento final (cm)	Kerma no ar (mGy)	Diferença percentual* (%)
1	0	1	4,802	17,0
2	1,0	2,0	5,878	2,0
3	2,0	3,0	6,210	8,0
4	3,0	4,0	5,713	-1,0
5	4,0	5,0	5,796	0,5

* Em relação ao valor obtido com o sistema padrão secundário de mamografia do LCI

Com os dados obtidos é possível concluir que a linearidade da resposta com a variação volumétrica não é suficiente para a determinação absoluta da grandeza kerma no ar.

4.3. Simulações de Monte Carlo

Nessa seção serão apresentados os resultados obtidos nas simulações de Monte Carlo para a determinação do fator de correção para atenuação de fótons no ar e para transmissão e espalhamento pelas bordas do diafragma.

4.3.1. Modelagem dos feixes de raios X

Os feixes de mamografia foram simulados num formato cônico e com um diâmetro de 15 cm segundo Lucena (LUCENA, 2010), obtidos a 1 m de distância do ponto focal com o colimador de 50,8 mm de diâmetro. Essas condições são as mesmas utilizadas na rotina de calibração de dosímetros clínicos utilizados em mamografia. A Figura 4.7 foi obtida por meio do *software* Vised X 2SS (LOS ALAMOS, 2008) e mostra o formato do feixe obtido. É possível notar que as dimensões do ponto focal foram desconsideradas.

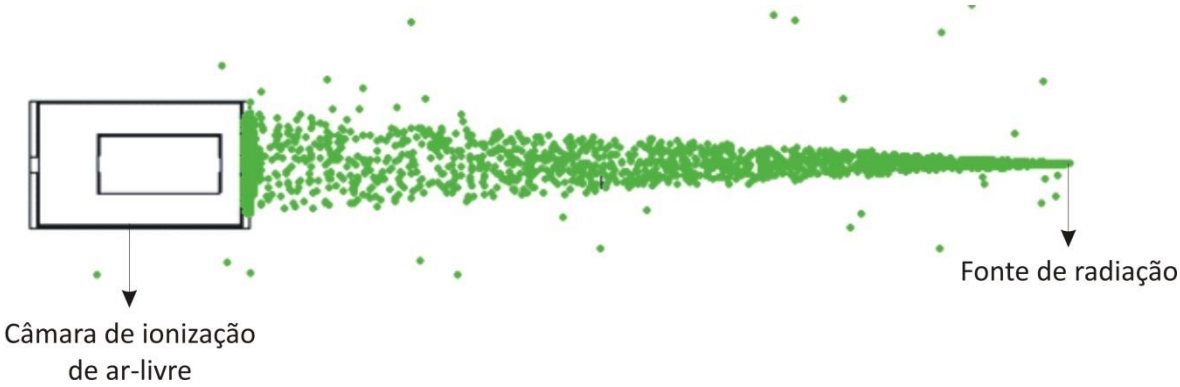

Figura 4.7. Geometria do feixe, utilizada para simulação de todas as qualidades de radiação, visualizada num plano transversal.

O espectro de energia de cada feixe foi simulado utilizando dados da espectrometria dos feixes de mamografia publicados por Corrêa (CORRÊA, 2010). Os espectros foram calibrados com os picos de 17,611 keV e 59,537 keV de uma fonte de Am-241. O número de contagens foi utilizado como intensidade relativa para cada valor de energia. As qualidades de mamografia simuladas foram: WAV25, WAV28, WAV30, WAV35, WMV25, WMV28, WMV30 e WMV35. As Figuras 4.8 a 4.15 mostram os espectros simulados.

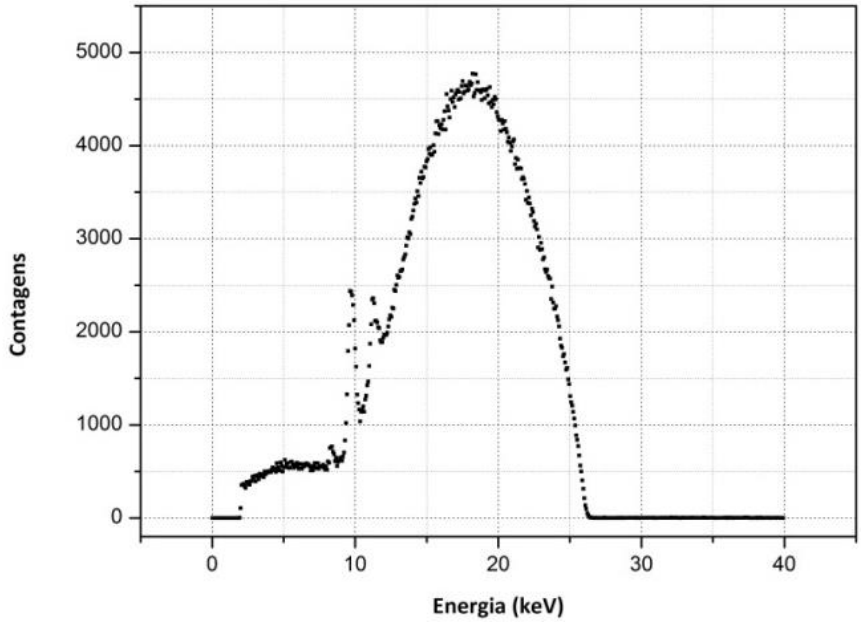

Figura 4.8. Espectro simulado para a qualidade WAV 25 utilizando os dados experimentais de Corrêa (CORRÊA, 2010).

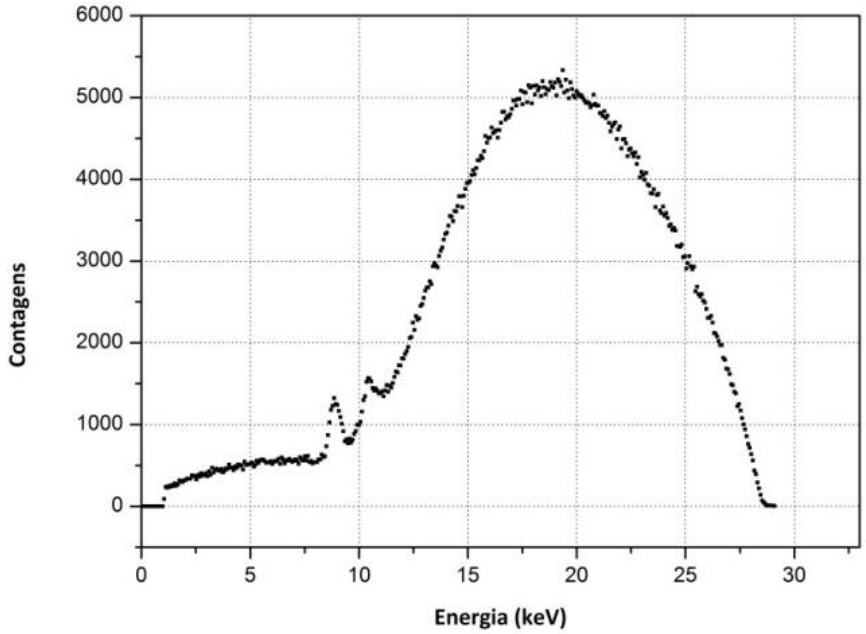

Figura 4.9. Espectro simulado para a qualidade WAV 28 utilizando os dados experimentais de Corrêa (CORRÊA, 2010).

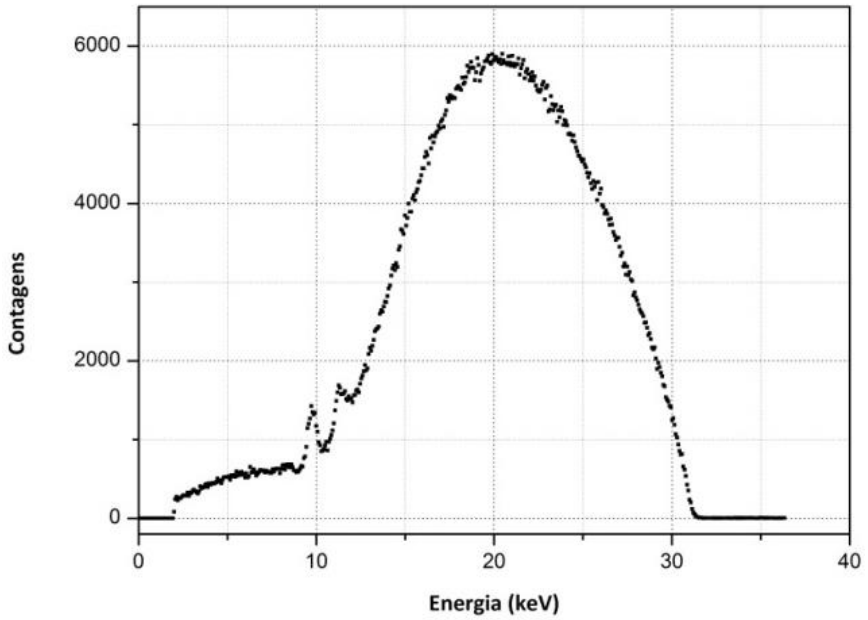

Figura 4.10. Espectro simulado para a qualidade WAV 30, utilizando os dados experimentais de Corrêa (CORRÊA, 2010).

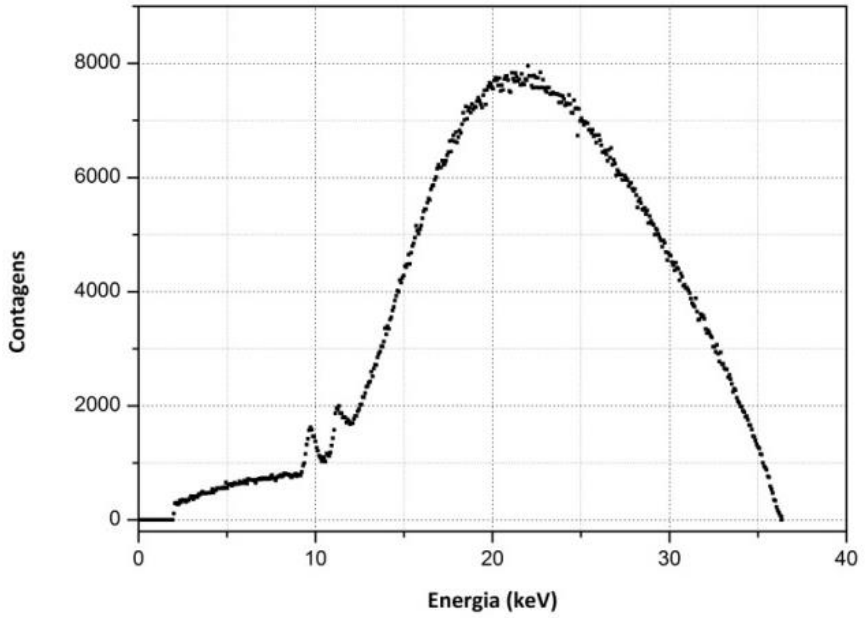

Figura 4.11. Espectro simulado para a qualidade WAV 35, utilizando os dados experimentais de Corrêa (CORRÊA, 2010).

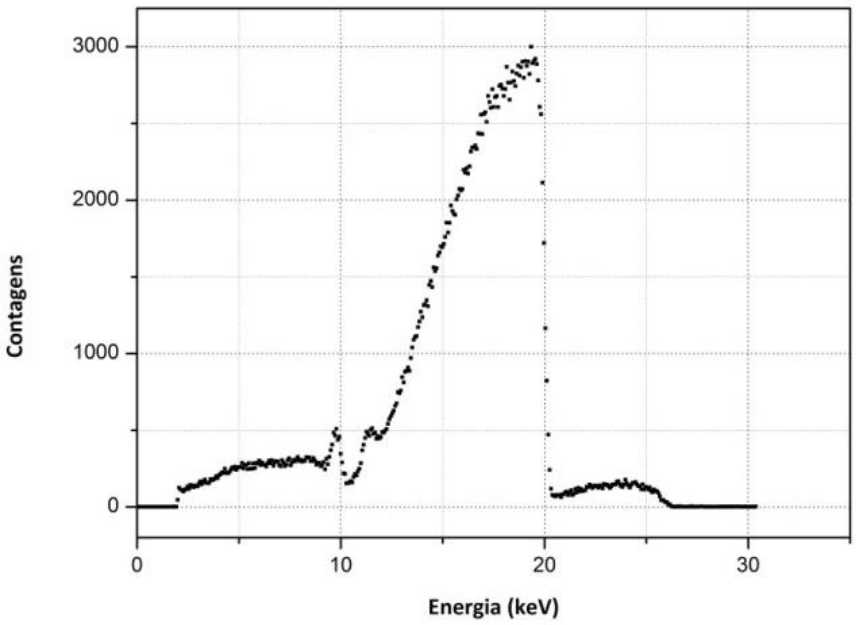

Figura 4.12. Espectro simulado para a qualidade WMV 25, utilizando os dados experimentais de Corrêa (CORRÊA, 2010).

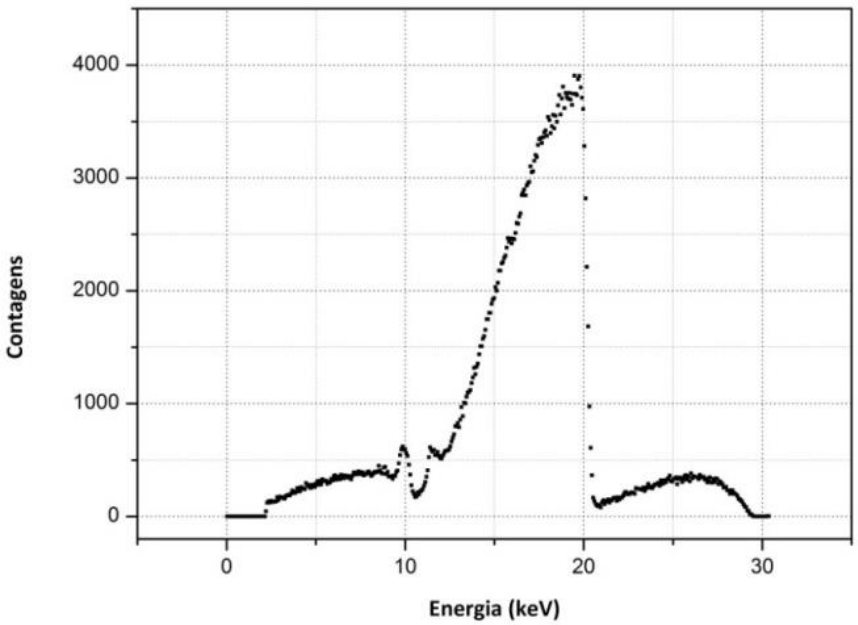

Figura 4.13. Espectro simulado para a qualidade WMV 28, utilizando os dados experimentais de Corrêa (CORRÊA, 2010).

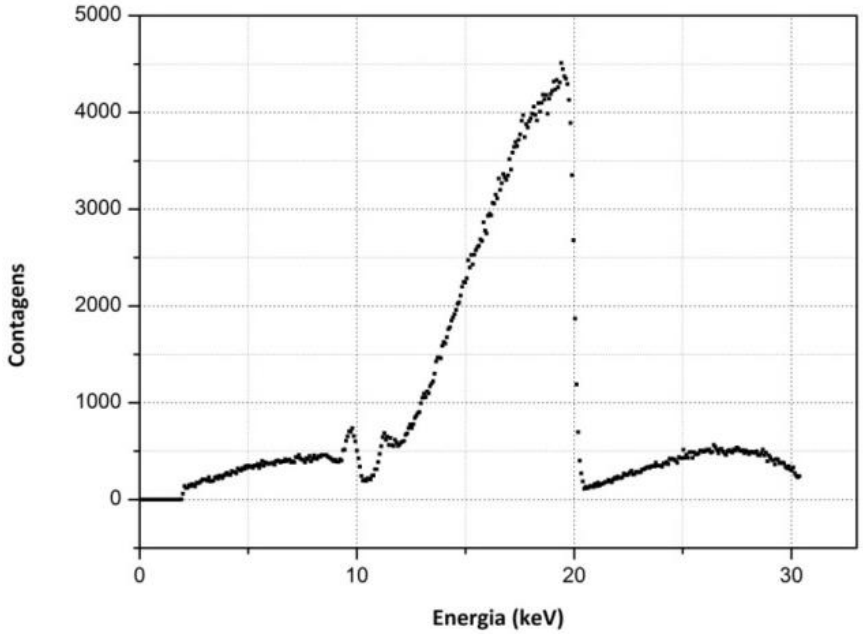

Figura 4.14. Espectro simulado para a qualidade WMV 30, utilizando os dados experimentais de Corrêa (CORRÊA, 2010).

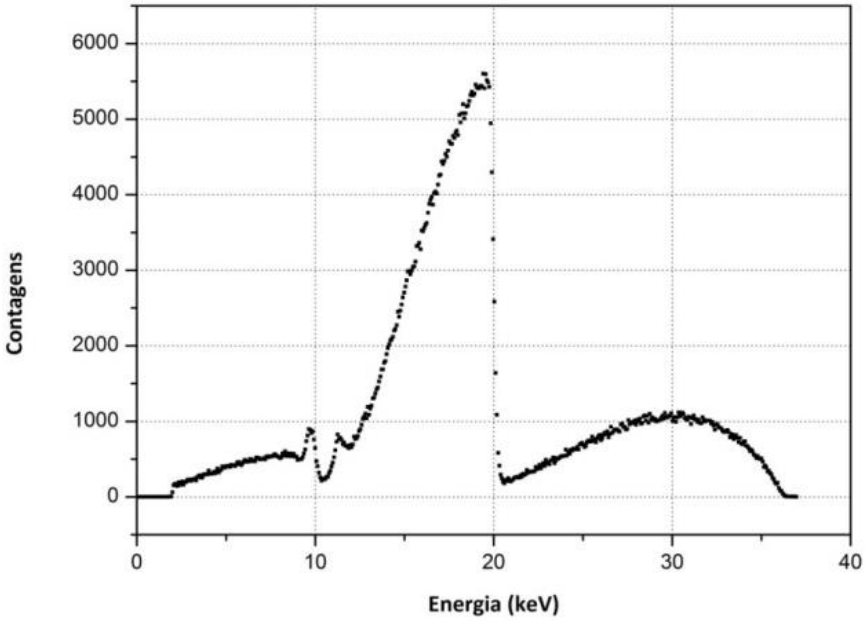

Figura 4.15. Espectro simulado para a qualidade WMV 35 utilizando os dados experimentais de Corrêa (CORRÊA, 2010).

Os espectros das Figuras 4.8 a 4.15 coincidem exatamente com a espectrometria dos feixes reais realizada por Corrêa (CORRÊA, 2010), uma vez que a simulação foi realizada utilizando esses dados. Pode-se perceber que os feixes estão levemente deslocados para a direita. Isso ocorre devido à calibração dos espectros terem

sido realizadas com apenas dois valores de energia. No entanto, isso não teve influência na simulação, como pode ser constatado pela validação dos feixes.

4.3.2. Validação dos espectros de mamografia

Como forma de validação dos espectros de mamografia foram realizadas diversas simulações para determinação das camadas semirredutoras dos feixes padrões de mamografia WAV 28 e WMV 28. Para isso, foram feitas diversas simulações variando-se a espessura de um absorvedor de alumínio presente entre a fonte de radiação e o elemento detector, conforme a Figura 4.16.

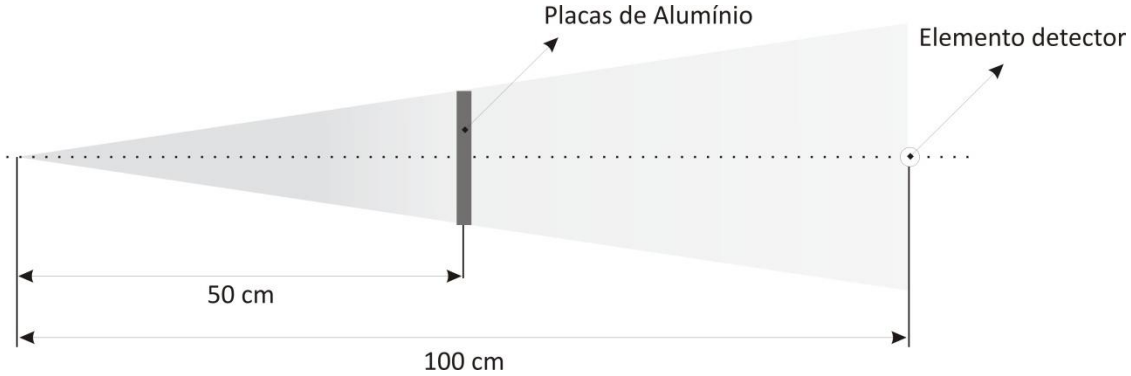

Figura 4.16. Esquema do arranjo utilizado na simulação de Monte Carlo para a determinação das camadas semirredutoras dos feixes WAV 28 e WMV 28.

O elemento detector foi definido como uma esfera de ar que forneceu como resultado a energia por unidade de massa. Para tanto, foi utilizado o *tally* F6:p e foram simuladas 2 x 10^7 histórias para cada espessura do absorvedor. Com os resultados foram construídas curvas de atenuação, que possibilitaram a determinação das camadas semirredutoras.

Nas Figuras 4.17 e 4.18 é possível ver as curvas de atenuação obtidas. Os coeficientes de correlação linear obtidos foram de 0,991 e 0,998 para as qualidades WAV 28 e WMV 28, respectivamente.

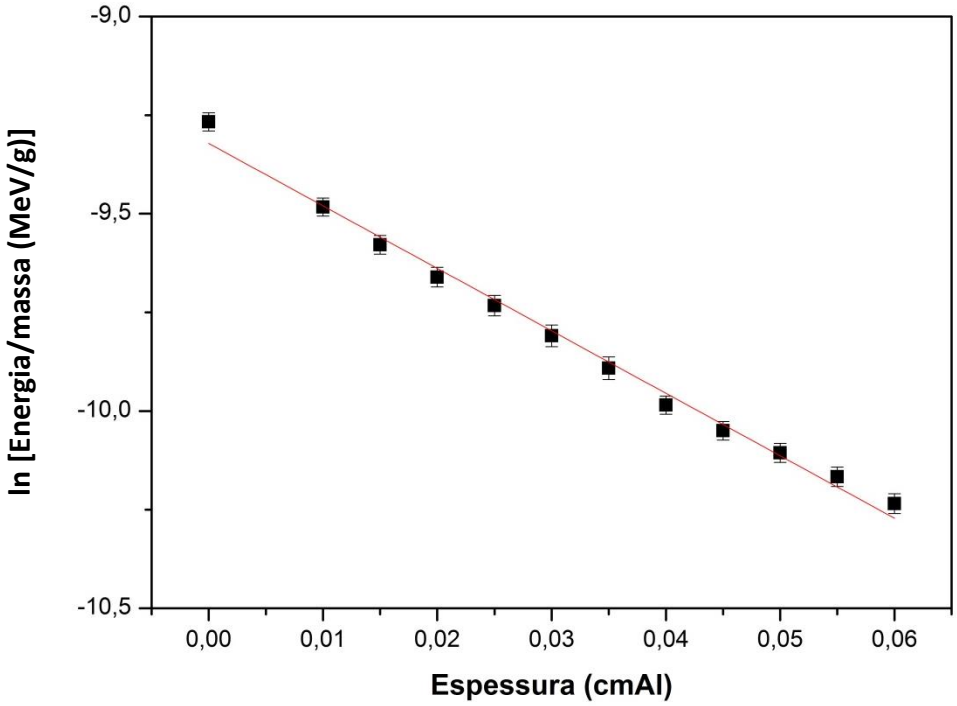

Figura 4.17. Curva de atenuação utilizada para obtenção da camada semirredutora da qualidade padrão de mamografia com filtro de alumínio (WAV 28).

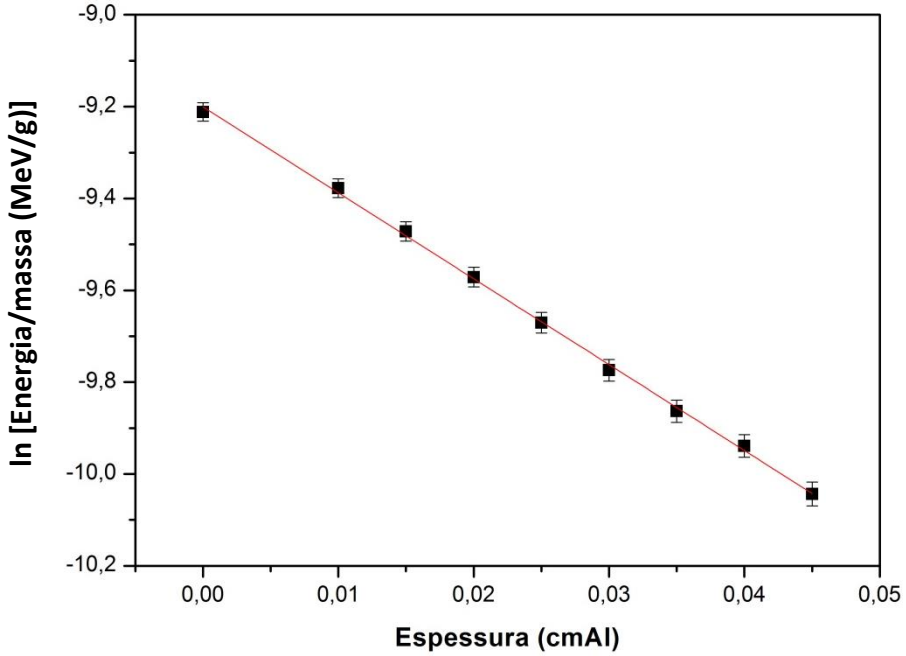

Figura 4.18. Curva de atenuação utilizada para obtenção da camada semirredutora da qualidade padrão de mamografia com filtro de molibdênio (WMV 28).

Com as curvas obtidas foi possível determinar a espessura de alumínio necessária para reduzir a intensidade do feixe pela metade. A Tabela 4.5 mostra os resultados obtidos.

Tabela 4.5. Camadas semirredutoras (CSR) obtidas por meio da simulação computacional dos feixes padrões de mamografia: WAV 28 e WMV 28

Qualidade de radiação	CSR (mmAl)
WAV 28	(0,403 ± 0,030)
WMV 28	(0,375 ± 0,012)

A Tabela 4.6 mostra a comparação dos dados obtidos com as camadas semirredutoras dos feixes padrões de mamografia do LCI, baseadas nas qualidades de radiação estabelecidas nos laboratórios do PTB.

Tabela 4.6. Comparação das camadas semirredutoras das qualidades padrões de mamografia: WAV 28 e WMV 28

Qualidade de radiação	CSR (Simulação) (mmAl)	CSR (LCI/PTB) (mmAl)	Diferença (%)
WAV 28	0,403	0,40	0,74
WMV 28	0,375	0,37	1,33

Como pode ser observado na Tabela 4.6, os resultados obtidos para as camadas semirredutoras dos feixes padrões de mamografia simulados ficaram bem próximos das camadas semirredutoras dos feixes padrões reais.

4.3.3. Fator de correção para atenuação de fótons no ar

O fator de correção para atenuação de fótons no ar é uma das principais correções a serem feitas na obtenção da grandeza kerma no ar para raios X de baixas energias. Ele deve ser obtido para cada qualidade de radiação.

O plano de referência da câmara de ionização de ar-livre é a janela de entrada da câmara, definida pela abertura do diafragma. No entanto, o ponto médio do volume sensível localiza-se a uma distância L da janela de entrada. Assim, é necessária a correção para atenuação sofrida pelo feixe neste percurso.

O primeiro passo foi a determinação do coeficiente de atenuação linear médio (μ_m) para cada qualidade de mamografia presente no LCI. Os resultados utilizados para determinação deste fator foram obtidos por meio do *tally* F5 que fornece a fluência de fótons em determinado ponto. Assim, foi construída uma curva com os resultados da fluência de fótons em diferentes pontos dentro da câmara de ionização em função da distância em relação à janela de entrada. A Equação 4.2 mostra a equação geral da reta:

$$\ln I = -\mu_m x + lnI_0 \qquad 4.2$$

Observando a Equação 4.2, nota-se que o coeficiente de atenuação linear médio é obtido por meio do coeficiente angular da reta. As Figuras 4.19 e 4.20 mostram as curvas de atenuação obtidas para cada qualidade de mamografia das séries WMV e WAV.

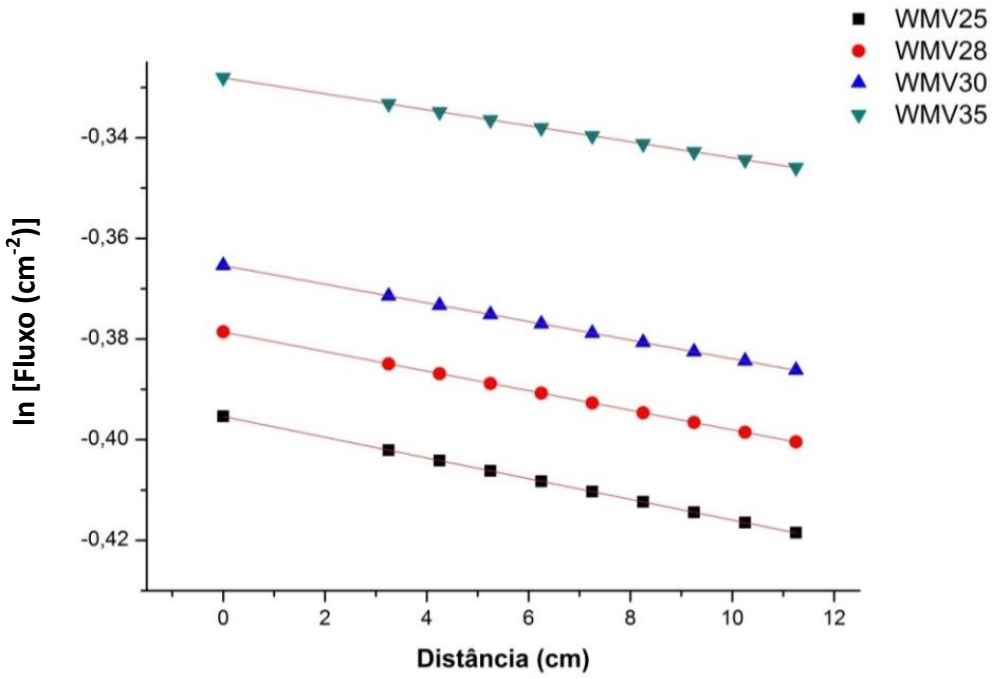

Figura 4.19. Curvas de atenuação para as qualidades de mamografia que utilizam filtros de molibdênio (WMV), obtidas pelo método de Monte Carlo. A incerteza de cada ponto é inferior a 0,1%, não sendo visualizada no gráfico.

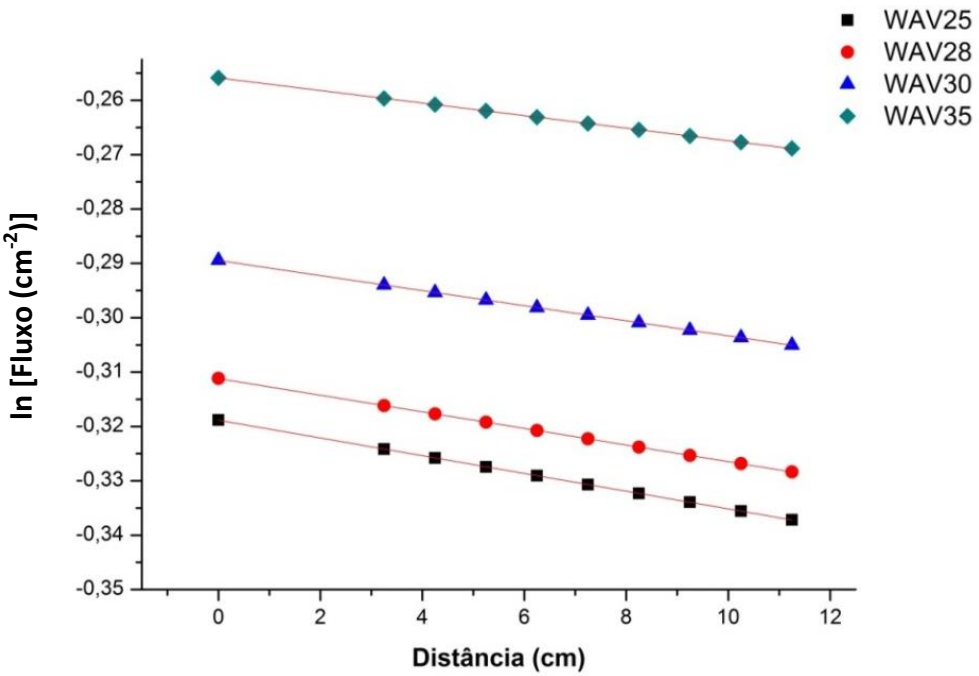

Figura 4.20. Curvas de atenuação para as qualidades de mamografia que utilizam filtros de alumínio (WAV), obtidas pelo método de Monte Carlo. A incerteza de cada ponto é inferior a 0,1%, não sendo visualizada no gráfico.

O coeficiente de correlação linear (R^2) obtido para todas as retas foi de 0,9999, indicando que a simulação reproduziu bem a atenuação exponencial esperada.

As Tabelas 4.7 e 4.8 exibem os resultados obtidos para os coeficientes de atenuação linear médio para as qualidades de mamografia.

Tabela 4.7. Coeficiente de atenuação mássico médio para as qualidades de mamografia com filtro de alumínio

Qualidade de radiação	μ_m ($g.cm^{-2}$)
WAV 25	1,261 ± 0,004
WAV 28	1,183 ± 0,004
WAV 30	1,075 ± 0,002
WAV 35	0,897 ± 0,004

Tabela 4.8. Coeficiente de atenuação mássico médio para as qualidades de mamografia com filtro de molibdênio

Qualidade de radiação	μ_m (g.cm^{-2})
WMV 25	1,593 ± 0,004
WMV 28	1,500 ± 0,004
WMV 30	1,431 ± 0,004
WMV 35	1,230 ± 0,004

O fator de correção para atenuação de fótons no ar foi obtido a partir do resultado de μ_m, utilizando a Equação 4.3 (BURNS & BÜERMANN, 2009).

$$k_a = \exp(\mu_m \cdot L), \qquad 4.3$$

onde L é a distância da janela de entrada até o meio do volume sensível. O valor de L para a câmara de ionização de ar-livre utilizada nesse trabalho é fornecido pelo manual de operação da câmara e é 11,25 cm. As Tabelas 4.9 e 4.10 mostram os resultados de k_a obtidos para cada uma das qualidades de mamografia.

Tabela 4.9. Fator de correção para atenuação de fótons no ar para as qualidades de mamografia com filtro de alumínio

Qualidade de radiação	k_a
WAV 25	1,0185 ± 0,0002
WAV 28	1,0174 ± 0,0002
WAV 30	1,0158 ± 0,0002
WAV 35	1,0131 ± 0,0002

Tabela 4.10. Fator de correção para atenuação de fótons no ar para as qualidades de mamografia com filtro de molibdênio

Qualidade de radiação	k_a
WMV 25	1,0234 ± 0,0002
WMV 28	1,0221 ± 0,0002
WMV 30	1,0210 ± 0,0001
WMV 35	1,0180 ± 0,0002

Na Tabela 4.11 são comparados os resultados de k_a obtidos no presente trabalho e no laboratório padrão primário alemão PTB para as qualidades que utilizam filtro de molibdênio. A comparação com os valores de k_a da câmara de ionização de ar-livre do PTB (KESSLER et al., 2011) se deu pela rastreabilidade das qualidades de mamografia do LCI com o laboratório alemão. Pode-se observar que a diferença máxima entre estes valores foi de apenas 0,36%. Não foram comparados os fatores referentes às qualidades de mamografia com filtros de alumínio por não estarem disponíveis na literatura pesquisada.

Tabela 4.11. Comparação entre os resultados obtidos para o fator de correção para atenuação de fótons no ar no IPEN e no laboratório padrão primário alemão PTB

Qualidade de radiação	k_a		***Diferença (%)***
	IPEN	***PTB***	
WMV 25	1,0234	1,0197	0,36
WMV 28	1,0221	1,0190	0,30
WMV 30	1,0210	1,0189	0,21
WMV 35	1,0180	1,0182	0,02

O Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI) do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) possui uma câmara de ionização de ar-livre do mesmo modelo deste trabalho. Em estudos recentes foram determinados fatores de correção para atenuação de fótons no ar para qualidades de mamografia com alvo e filtro de molibdênio utilizando o código PENÉLOPE (SALVAT et al., 2008). A Tabela 4.12 mostra a comparação entre os resultados obtidos no presente trabalho e no LNMRI (OLIVEIRA, 2010). Apesar da diferença entre as qualidades utilizadas, a comparação é válida por causa das dimensões físicas iguais das duas câmaras de ionização. Pode-se observar que a diferença máxima entre os valores foi de 0,35%.

Tabela 4.12. Comparação entre os resultados obtidos para o fator de correção para atenuação de fótons no ar no LCI/IPEN e no LNMRI/IRD (OLIVEIRA, 2010)

Tensão no tubo (kV)	k_a		***Diferença (%)***
	IPEN (W/Mo)	***IRD (Mo/Mo)***	
25	1,0234	1,02553	0,21
28	1,0221	1,02300	0,09
30	1,0210	1,02169	0,07
35	1,0180	1,02154	0,35

4.3.4. Fator de correção para transmissão e espalhamento no diafragma

O diafragma da câmara de ionização de ar-livre funciona como um colimador do feixe de raios X que incide na câmara. A abertura do diafragma das câmaras de ar-livre possui uma geometria cilíndrica e geralmente é chanfrada na borda para minimizar o espalhamento da radiação. O fator de correção k_{dia} inclui tanto os fótons que são espalhados como aqueles que são transmitidos na borda de entrada do diafragma. O fator de correção para espalhamento e transmissão de fótons no diafragma pode ser definido como (KASHIAN et al., 2012; DOS SANTOS, 2011):

$$k_{dia} = \frac{E}{(E+E_{dia})} \quad , \qquad 4.4$$

onde E é a energia depositada por fótons que não tiveram interações com o diafragma e E_{dia} é a energia depositada no volume sensível por fótons transmitidos ou espalhados pelo diafragma.

O fator de correção para transmissão e espalhamento de fótons no diafragma foi determinado utilizando o código MCNP5 para as seguintes qualidades: WAV 25, WAV 28, WAV 30, WAV 35 e WMV 28. O *tally* utilizado foi o F6:p que fornece como resultado a energia depositada por fótons na célula, por unidade de massa (MeV/g). A célula utilizada para obtenção do resultado foi aquela correspondente ao volume sensível da câmara. Dois resultados foram obtidos: o primeiro foi a energia por unidade de massa total no volume sensível (E_t) e o segundo foi a energia por unidade de massa depositada por

fótons que interagiram de alguma forma com o diafragma da câmara (E_{dia}). Portanto, comparando com a Equação 4,4, tem-se que:

$$E_t = E + E_{dia} \,, \qquad 4.5$$

e portanto:

$$k_{dia} = \frac{E_t - E_{dia}}{E_t}. \qquad 4.6$$

A Tabela 4.13 mostra os resultados obtidos para as qualidades de mamografia com filtro de alumínio e para a qualidade padrão de mamografia com filtro de molibdênio.

Tabela 4.13. Fator de correção para transmissão e espalhamento de fótons no diafragma para as qualidades de mamografia

Qualidade	k_{dia}
WAV 25	0,9999 ± 0,0026
WAV 28	0,9999 ± 0,0060
WAV 30	0,9999 ± 0,0059
WAV 35	0,9999 ± 0,0071
WMV 28	0,9999 ± 0,0888

A Tabela 4.14 mostra uma comparação entre os valores obtidos para o fator de correção para transmissão e espalhamento nas bordas do diafragma para a qualidade WMV 28 e aqueles obtidos para as câmaras de ionização de ar-livre do PTB e do BIPM.

Tabela 4.14. Comparação do fator de correção para transmissão e espalhamento nas bordas do diafragma com os obtidos para as câmaras de ar-livre do PTB e do BIPM

Qualidade de radiação	k_{dia}		
	IPEN	***PTB***	***BIPM***
WMV 28	0,9999	0,9996	0,9995

A metodologia de determinação dos fatores de correção do PTB e do BIPM é desconhecida, assim como as propriedades da câmara de ionização ar-livre de cada laboratório. As diferenças percentuais do fator obtidos para a câmara de ionização de ar-

livre do IPEN para as câmaras de ar-livre do PTB e do BIPM foram de 0,03% e 0,04%, respectivamente. Não foram encontrados na literatura os fatores de correção para transmissão e espalhamento nas bordas do diafragma para as qualidades com filtros de alumínio.

4.4. Elaboração de um procedimento de utilização da câmara de ionização de ar-livre

O procedimento de utilização da câmara de ionização de ar-livre foi elaborado para servir como um guia para os usuários. Este procedimento, que está apresentado no Apêndice A dessa dissertação, possui informações pertinentes para a utilização da câmara que não constam no manual. Foram incluídos também os cuidados a serem tomados e a solução de possíveis problemas.

Capítulo 5

Conclusões

Neste trabalho foi realizada a caracterização de uma câmara de ionização de ar-livre em feixes diretos de raios X utilizados em mamografia. Para tanto, a câmara foi submetida a testes de estabilidade e de caracterização estabelecidos por normas internacionais. Além disso, foram determinados os fatores de correção para a atenuação de fótons no ar para as qualidades com filtro de alumínio e molibdênio. Foram obtidos também os fatores de correção para a transmissão e espalhamentos de fótons pelas bordas do diafragma para as qualidades de mamografia com filtro de alumínio e para a qualidade padrão de mamografia com filtro de molibdênio (WMV 28).

Os testes de estabilidade mostraram o excelente desempenho da câmara de ionização de ar-livre neste quesito, apresentando resultados muito abaixo dos valores máximos recomendados pela norma IEC 61674 (IEC, 1997) e pouco acima dos limites estabelecidos pela norma para instrumentos utilizados em radioterapia, a IEC 60731 (IEC, 2011).

O teste de eficiência de coleção de íons possibilitou a determinação do fator de correção para recombinação iônica para as tensões de 600 V, 800 V e 1000 V. Nos demais testes de caracterização, a câmara de ionização apresentou ótimos resultados que mostraram o excelente funcionamento do conjunto câmara de ionização e eletrômetro. A exceção foi no teste de linearidade da resposta com a variação volumétrica, que indicou um problema no conjunto responsável pelo deslocamento dos cilindros internos da câmara. Para verificar a influência deste problema, foi realizada uma comparação entre os valores obtidos com a câmara de ionização de ar-livre utilizando diferentes deslocamentos e o valor do kerma no ar obtido com o sistema padrão secundário de mamografia do IPEN. Desta maneira, obteve-se uma diferença percentual de até 17%. Uma avaliação realizada nos elementos responsáveis pelo deslocamento dos cilindros indicou duas possíveis causas para o problema: uma das hastes em que um dos parafusos micrométricos é encaixado encontra-se desalinhada, fazendo com que haja uma folga que pode comprometer a precisão no deslocamento. Outra possível causa é o mal

funcionamento dos parafusos micrométricos que foram adquiridos juntamente com a câmara de ionização de ar-livre há mais de 40 anos. Este problema poderá ser corrigido com a troca dos parafusos micrométricos e alinhando as hastes, possibilitando que a câmara funcione de maneira adequada.

A modelagem computacional da câmara de ionização de ar-livre foi realizada de acordo com as dimensões dos componentes principais da câmara. Os feixes de radiação, referentes às qualidades de mamografia utilizadas no LCI, foram simulados de acordo com a espectrometria dos feixes reais. A validação das qualidades padrões de mamografia WAV 28 e WMV 28 comprovaram a eficácia das simulações, fornecendo uma diferença máxima de 1,33% entre as camadas semirredutoras dos feixes simulados e reais.

O fator de correção para atenuação de fótons no ar foi determinado para cada uma das qualidades de mamografia com filtros de alumínio e molibdênio com uma incerteza inferior a 0,5%. Além disso, as comparações com resultados obtidos no PTB e no IRD indicam que os fatores de correção foram corretamente determinados e podem ser utilizados na obtenção da grandeza kerma no ar com a câmara de ionização de ar-livre.

O fator de correção para transmissão e espalhamento pelas bordas do diafragma foi obtido para cada uma das qualidades de mamografia com filtro de alumínio (WAV) e para qualidade padrão de mamografia com filtro de molibdênio (WMV 28). As incertezas obtidas ficaram abaixo de 1,0%. A comparação do resultado obtido para a qualidade padrão de mamografia WMV 28 com os valores obtidos para as câmaras de ar-livre do PTB e BIPM indicaram que os fatores de correção foram corretamente determinados.

Um procedimento de utilização da câmara de ionização de ar-livre foi elaborado baseado no Sistema de Qualidade do IPEN. Esse procedimento contêm também informações inexistentes no manual da câmara.

Vale ressaltar que o objetivo desse trabalho não foi a implementação da câmara de ionização de ar-livre como padrão primário da grandeza kerma no ar, mas apresentar contribuições para esta meta.

Apêndice A

Procedimento de utilização da câmara de ionização de ar-livre Victoreen, modelo 481

A.1. Objetivo

O objetivo desse procedimento é descrever os processos associados à operação da câmara de ionização de ar-livre da marca Victoreen, modelo 481, no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI). Além disso, contém especificações e considerações que não estão presentes no manual da câmara.

A.2. Campo de aplicação

Aplica-se à utilização da câmara de ionização de ar-livre em testes de estabilidade, caracterização e calibração de instrumentos.

A.3. Especificações

A.3.1. Da utilização da câmara de ionização de ar-livre em feixes de radiação

A câmara de ionização de ar-livre pode ser utilizada em feixes de raios X com tensões de até 50 kV. Essa limitação deve-se às dimensões de importantes componentes da câmara, como o raio dos cilindros internos, por exemplo.

Para a obtenção da grandeza kerma no ar, a câmara de ionização de ar-livre pode ser utilizada em feixes diretos de mamografia com filtração adicional de alumínio ou molibdênio.

A.3.2. Dimensões relevantes

Tabela A.1. Principais dimensões encontradas na câmara de ionização de ar-livre Victoreen, modelo 481.

Dimensão	mm
Distância entre o plano de abertura e o centro do volume sensível	112,0
Diâmetro da abertura no diafragma	4,0072
Espessura do diafragma	3,0
Diâmetro do eletrodo coletor	0,0158
Blindagem de chumbo	2,0
Blindagem frontal	10,0
Raio interno do cilindro	36,2
Raio interno do pistão	34,5

A.4. Procedimento

A.4.1. 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;
- Câmara de ionização de ar-livre Victoreen, modelo 481;
- Eletrômetro Keithley, modelo 6517A;
- Dois cabos para conexão no eletrômetro;
- Eletrômetro UNIDOS-E conectado à câmara monitora;
- Instrumentos para monitoramento das condições ambientais: sistema de ar-condicionado e desumidificador;
- Monitores de condições ambientais: higrômetro, termômetro e barômetro;
- Microcomputador com *software* apropriado para a realização de cálculos em planilhas eletrônicas.

A.4.2. Fatores de correção

As Tabelas A.2 e A.3 mostram os fatores de correção a serem aplicados à resposta da câmara de ionização de ar-livre dependendo da qualidade utilizada. A Tabela A.4 contém os fatores de correção para recombinação iônica para diferentes tensões. No caso da utilização da câmara em algum feixe ausente na tabela, aplica-se sempre o valor de k_i igual a 1. Os dados destas tabelas foram obtidos na presente dissertação.

Tabela A.2. Fatores de correção para atenuação de fótons no ar para as qualidades de mamografia com filtração adicional de alumínio e molibdênio

Fator de correção para atenuação de fótons no ar	
Qualidade de mamografia	k_a
WAV 25	1,0185
WAV 28	1,0174
WAV 30	1,0158
WAV 35	1,0131
WMV 25	1,0234
WMV 28	1,0221
WMV 30	1,0210
WMV 35	1,0180

Tabela A.3. Fatores de correção para transmissão e espalhamento nas bordas do diafragma para as qualidades de mamografia com filtração adicional de alumínio e para a qualidade padrão com filtração adicional de molibdênio

Fator de correção para transmissão e espalhamento nas bordas do diafragma da câmara	
Qualidade de mamografia	k_{dia}
WAV 25	0,9999
WAV 28	0,9999
WAV 30	0,9999
WAV 35	0,9999
WMV 28	0,9999

Tabela A.4. Fatores de correção para recombinação iônica para diferentes tensões

Fator de correção para recombinação	
Tensão (V)	k_{dia}
600	1,001
800	1,001
1000	1,000

A.4.3. Procedimento de operação

1. Ligar o sistema de ar-condicionado e o desumidificador para estabilizar as condições ambientais do laboratório onde está presente o sistema de radiação X com no mínimo 2 h antes do início das medições;
2. Iniciar as atividades quando a umidade estiver entre 50% e 60%;
3. Ligar o sistema de monitoramento do feixe, que inclui a câmara monitora e o eletrômetro, com no mínimo 24 h de antecedência;
4. Verificar se o colimador utilizado é o de diâmetro interno de 50,8 mm;
5. Posicionar a câmara de ionização de ar-livre de maneira que o meio do diafragma esteja alinhado com o laser lateral;
6. Alinhar os lasers traseiros com a marcação presente na abertura de saída da câmara de ionização de ar-livre;
7. Conferir a posição inicial do cilindro e do pistão nos parafusos micrométricos da câmara de ionização de ar-livre;
8. Acoplar por meio de dois cabos triaxiais a câmara de ionização de ar-livre ao eletrômetro, para polarização da câmara e para coleta de carga;
9. Polarizar a câmara de ionização de ar-livre com uma das tensões presentes na Tabela A.3. De preferência utilizar a tensão de +600 V;
10. Realizar o teste de fuga de corrente seguindo recomendações da norma IEC 61674;
11. Na ausência de fuga de corrente prosseguir com o procedimento. Em caso de presença de fuga de corrente, seguir as recomendações presentes no item A.6;
12. Escolher a filtração adicional referente à qualidade de mamografia que será utilizada e fixá-la numa posição vazia da roda de filtros;
13. Anotar os valores da temperatura, pressão e umidade ambientais;
14. Selecionar no painel de operação do sistema de raios X os parâmetros de mamografia desejados;

15. Selecionar o modo carga no eletrômetro;
16. Realizar 10 medições com intervalo de 30 s e calcular o valor médio das medições;
17. Desligar o sistema de radiação X ou colocá-lo no modo “stand by”;
18. Retirar a polarização da câmara de ionização de ar-livre;
19. Aumentar o comprimento do volume sensível utilizando os parafusos micrométricos. Para manutenção do centro do volume sensível na mesma posição, aumentar sempre o mesmo valor em cada parafuso micrométrico;
20. Polarizar novamente a câmara com o mesmo valor de antes;
21. Selecionar os mesmos parâmetros no painel do sistema de raios X;
22. Realizar mais 10 medições com intervalo de 30 s e calcular o valor médio das medições;
23. Fazer o cálculo da grandeza kerma no ar de acordo com as informações presentes no item A.4.5.

A.4.5. Cálculo para determinação da grandeza kerma no ar

1. Realizar duas medições de acordo com os passos estabelecidos no item A.4.4.
2. Calcular o fator de correção para as condições ambientais de referência, utilizando a Equação A.1:

$$k_{T,P} = \left(\frac{273{,}2+T}{273{,}2+T_0}\right)\left(\frac{P_0}{P}\right), \qquad \text{A.1}$$

onde T é a temperatura ambiental no momento da medição, T_0 é a temperatura de referência (20° C), P é pressão ambiental no momento da medição e P_0 é a pressão na condição de referência (101,325 kPa).

3. Utilizar a Equação A.2 para obtenção da grandeza kerma no ar.

$$K_{ar} = \left(\frac{W}{e}\right)_{ar} \frac{\Delta Q}{\rho_{ar}\,\Delta L\,A}\left(k_{T,P} \cdot k_s \cdot k_a \cdot k_{dia}\right) \qquad \text{A.2}$$

4. As Tabelas A.5 e A.6 discriminam todas as variáveis e constantes utilizadas na Equação A.2 e mostram como obtê-las.

Tabela A.5. Valores das constantes utilizadas na equação A.2

Constante	Descrição	Valor
$(W/e)_{ar}$	Energia necessária para produção de um par de íons no ar.	33,97 J/C
$\boldsymbol{\rho_{ar}}$	Densidade do ar seco nas condições ambientais de referência*.	1,2930 kg m^{-3}
A	Área de abertura do diafragma da câmara de ar-livre.	1,26 x 10^{-5} m^2

* Condições de referência: 20°C e 101,325 kPa

Tabela A.6. Valores das variáveis utilizadas na equação A.2

Variável	Descrição	Como conseguir
ΔQ	Variação na carga obtida na segunda medição e na primeira medição	Subtraindo-se a carga obtida na segunda pela carga obtida na primeira medição.
ΔL	Variação no comprimento do volume sensível	Por meio do parafuso micrométrico da câmara
$k_{T,P}$	Fator de correção para as condições ambientais de referência	Por meio da Equação A.1
k_a	Fator de correção para atenuação de fótons no ar	Por meio da Tabela A.2
k_{dia}	Fator de correção para transmissão e espalhamento de fótons nas bordas do diafragma	Por meio da Tabela A.3
k_s	Fator de correção para recombinação iônica	Por meio da Tabela A.4

A.4.6. Teste de corrente de fuga

Os passos a seguir descrevem como deve ser realizado o teste de fuga de corrente de acordo com recomendações da norma IEC 61674 (IEC, 1997).

1. Polarizar a câmara de ionização de ar-livre com uma das tensões da Tabela A.4;
2. Colocar o eletrômetro para medir no modo carga;
3. Realizar uma irradiação, utilizando qualquer qualidade de mamografia, por um tempo de 1 minuto;
4. Dividir o valor da carga obtida na irradiação por 60 segundos de modo que seja obtido a corrente;
5. Deixar o valor medido no eletrômetro por um tempo de 20 minutos;
6. Calcular a variação sofrida na carga coletada por meio da subtração entre o valor da carga depois de 20 minutos e a carga coletada inicialmente;
7. Dividir o valor obtido no item 6 afim de obter o valor da corrente de fuga;
8. Esse valor não deve ser superior a 5,0% do valor da corrente no item 4.

A.5. Cuidados a serem tomados

- A câmara de ionização de ar-livre deve ser mantida num local fechado juntamente com sílica para evitar a umidade;
- Evitar aplicar uma tensão alta para polarização da câmara para preservação do eletrômetro;
- Deixar as peças sempre acopladas à câmara de ionização de ar-livre para evitar perdas.
- Realizar periodicamente a limpeza interna na câmara utilizando álcool isopropílico e lenço de papel.

A.6. Solução de problemas

- Caso seja constatada uma fuga de corrente deve-se realizar o tratamento da câmara de ionização de ar-livre e dos cabos utilizando sílica;
- Se o problema persistir, realizar a limpeza nos conectores e na parte interna da câmara de ionização de ar-livre com álcool isopropílico;
- Caso a corrente de fuga for contínua, verificar se há o contato mostrado na Figura A.1. Se necessário, trocar o componente metálico responsável pelo contato.

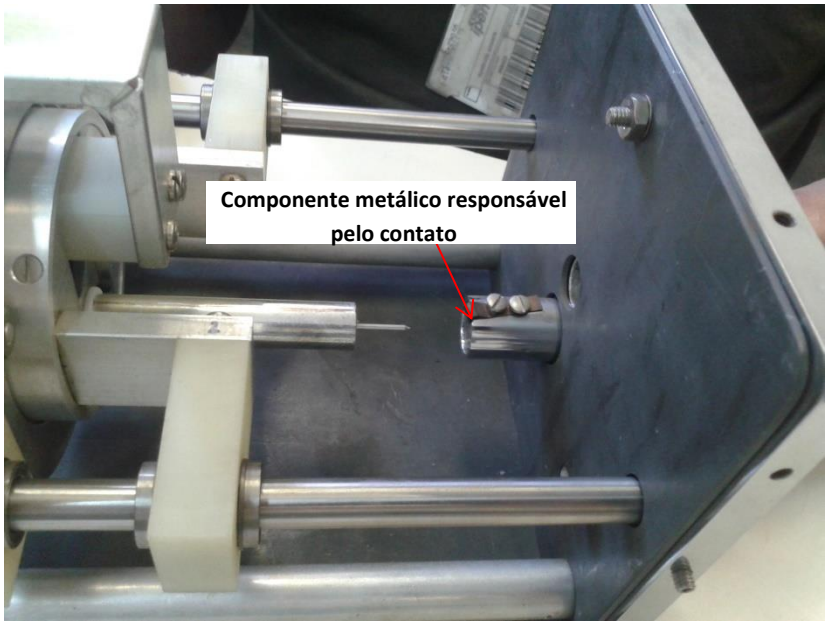

Figura A.1. Câmara de ionização de ar-livre parcialmente desmontada, mostrando o componente metálico responsável pelo contato entre as duas estruturas.

Referências

ATTIX, F. H. Eletronic **Equilibrium in Free-air Chambers and a Proposed New Chamber Design.** NRL Report 5646, US Naval Research Laboratory, Washington, 1961.

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

BOAG, J. W. **Ionization chambers: An Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry.** Wiley Interscience, New York, 1987.

BOUTILLON, M. Volume recombination parameter in ionization chambers, **Phys. Med. Biol.**, v. 43, pp. 2061-2072, 1998.

BURNS D. T. **Free-air Chamber Correction Factors for Electron Loss, Photon Scatter, Fluorescence and Bremsstrahlung**, Report CCRI(I)/01-36, BIPM, 2001.

BURNS, D. T.; BÜERMANN, L.; Free-air ionization chambers, **Metrologia**, v. 46, pp. 9-23, 2009.

BURNS, D. T.; KESSLER, C. Diaphragm correction factors for free-air chamber standards for air kerma in x-rays. **Phys. Med. Biol***,* v. 54, pp. 2737-2745, 2009.

CHEN, W. L.; SU, S. H.; SU, L. L.; HWANG, W. S.; Improved free-air ionization chamber for the measurement of x-rays, **Metrologia**, v. 36, pp. 19-24, 1999.

COLETTI, J. G.; PEARSON, D. W.; DEWERD, L. A. Mammography exposure standard: design and characterization of free-air ionization chamber. **Rev. Sci. Instrum.**, v. 66(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 (IPEN / Universidade de São Paulo), São Paulo, 2010.

DOS SANTOS, A. L. B. **Estudo do Espalhamento no Diafragma da Câmara de Ionização de Ar-Livre.** Dissertação (Mestrado),Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), Rio de Janeiro, 2011.

EISBERG, R.; RESNICK, R. **Física Quântica de Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos e Partículas.** Elsevier, Rio de Janeiro, 1979.

GRIMBERGEN, T. W. M.; VAN DIJK, E.; DE VRIES, W. Correction factors for the NMi free-air ionization chamber for medium-energy x-rays calculated with the Monte Carlo method. **Phys. Med. Biol.,** v. 43, pp. 3207-3224, 1998.

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Quality Control of Nuclear Medicine Instruments.** IAEA, Vienna, 1996 (IEAE TECDOC 602).

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, 2000a (IAEA Technical Reports Series No. 398).

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Calibration of Radiation Protection Monitoring Instruments.** IAEA, Vienna, 2000b (IAEA Safety Report Series No. 16).

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice.** IAEA, Vienna, 2007 (Technical Reports Series No. 457).

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Calibration of Reference Dosimeters for External Beam Radiotherapy.** IAEA, Austria, 2009 (IAEA Technical Reports Series No. 469).

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

IEC, INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical Electrical Equipment – Dosimeters with Ionization Chamber and/or Semi-Conductor Detectors as used in X-ray Diagnosis Imaging.** IEC, Geneva, 1997 (IEC 61674).

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

INCA, INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER. **Estimativa/2014 – Incidência de Câncer no Brasil**, Rio de Janeiro, INCA, 2013.

INMETRO, INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL. **Avaliação de Dados de Medição - Guia para a Expressão de Incerteza de Medição**. ISO GUM, Rio de Janeiro, 2008.

INMETRO, INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL. **Vocabulário Internacional de Metrologia: Conceitos Fundamentais e Gerais e Termos Associados (VIM 2012).** 1ª Ed., 2012.

IWAHARA, A. **Rastreabilidade e Garantia da Qualidade em Medições de Radionuclídeos utilizados na Medicina Nuclear.** Tese de Doutorado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2001.

KASHIAN, S.; ESKANDARI, M. R.; RAISALI, G.; KHALAFI, H. Calculation of photon scattering and transmission correction factors for a free-air ionization chamber at Nuclear Science and Technology Research Institute in Iran. **Annals of Nuclear Energy***,* v. 42, pp. 158-160, 2012.

KESSLER, C.; BURNS, D. T.; BÜERMANN, L. Key comparison BIPM.RI(I)-K7 of the air-kerma standards of the PTB, Germany and the BIPM in mammography x-rays. **Metrologia**, v. 48, pp. 1-13, 2011.

KNOLL, G. F. **Radiation Detection and Measurement.** John Wiley & Sons, 3ª Ed., New York, 2000.

KUROSAWA, T.; TAKATA, N. **Correction Factors for Free-air Ionization Chambers for X-rays Transmitted through a Diaphragm Edge and Scattered from the Surface of the Diaphragm Aperture.** Report CCRI(I)/05-27, BIPM, 2005.

LAITANO, R. F.; TONI, M. P. **The Primary Exposure Standard of Enea for Medium Energy X-ray: Characteristics and Measurements Procedures**. ENEA-RT/PROT(83)27**,** ENEA, 1984.

LAITANO, R. F.; PIMPINELLA, M.; TONI, M. P. **Re-determination of the k_{sc}, k_e, k_{fl} Correction Factors for Low and Medium Energy X-ray Air-Kerma Measurement by the ENEA-INMRI Free-air Chambers.** Report CCRI(I)/05-31, BIPM, 2005.

LAPP, R. E.; ANDREWS, H. L. **Nuclear Radiation Physics.** Prentice-Hall Inc., 2ª Ed, Washington, 1955.

LIN, U. T.; CHU, C. H. Correction factor for the INER-improved free-air ionization chambers calculated with the Monte Carlo method. **Appl. Radiat. Isot.**, v. 64, pp. 608-614, 2006.

LOS ALAMOS LABORATORY, **MCNP – A General Monte Carlo N-particle Transport Code**. Version 5, LA-UR-03-1987. Los Alamos National Laboratory, 2008.

LUCENA, R. F. **Implantação de um Programa de Controle de Qualidade em Equipamentos de Raios X por meio de Medidores não Invasivos.** Dissertação (Mestrado), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN / Universidade de São Paulo), São Paulo, 2010.

McEWAM, A. C. Correction for scattered photons in free-air ionization chambers, **Phys. Med. Biol.,** v. 27., pp. 375-386, 1982.

NELSON, W. R.; HIRAYAMA, H.; ROGERS, D. W. O. **The EGS4 Code System**. Stanford Linear Accelerator Report, SLAC 265, 1985.

NIATEL, M. T. Etude expérimentale de l'influence de la vapeur d'eau sur l'ionisation produite dans l'air. **C. R. Acadl Sci. Paris,** v. 268, pp. 1650-1653, 1969.

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

OLIVEIRA, H. P. S. **Determinação da Atenuação do Ar e Perda Eletrônica para a Câmara de Ionização de Ar Livre de Cilindros Concêntricos.** Dissertação (Mestrado), Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), Rio de Janeiro, 2010.

RITZ, V. H. Design of free-air ionization chambers for the soft x-ray region (20-100 kV), **Radiology**, v. 73**,** pp. 911-922, 1959.

ROGERS, D. W. O. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. **Phyis. Med. Biol.,** v. 51, pp. 287-301, 2006.

SALVAT, F.; FERNÁNDEZ-VAREA, J. M.; SEMPAU J. **PENÉLOPE – A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport.** OECD/NEA Data Bank, Grance, 2008.

SERWAY, R. A.; JEWETT, J. W. **Princípios de Física – Volume 4: Óptica e Física Moderna.** Cengage Learning, 3ª Ed., 2005.

TAKATA, N.; SAKIHARA, K. Effects of scattered X-rays and fluorescence on exposure measured with a free-air chamber. **Radiat. Prot. Dosim.** v. 11, pp. 53-56, 1985.

TAUHATA, L.; SALATI, I. P. A.; PRINZIO, R. D.; PRINZIO, A. D. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos.** IRD/CNEN, 9ª edição, Rio de Janeiro, 2013.

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

WYCKOFF, H. O.; KIRN, F. S. Standard ionization chamber requirements for 250 to 500 kilovolt x rays. **J. Res. Natl. Bur. Stand.** v. 58, pp. 111-117, 1957.

WILLIANS III, R. G.; GESH, C. J.; PAGH, R. T**. Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling,** Report PNNL-15870, Pacific Northwest National Laboratory, Washington, 2006.

YORIAZ, H. Método de Monte Carlo: Princípios e aplicações em física médica. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 31, pp. 141-149, 2009.