AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ESTABELECIMENTO DE UM SISTEMA PADRÃO PRIMÁRIO PARA
RAIOS X DE ENERGIAS BAIXAS COM UMA CÂMARA DE IONIZAÇÃO
DE AR LIVRE**

Natália Fiorini da Silva

**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
2016**

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

**ESTABELECIMENTO DE UM SISTEMA PADRÃO PRIMÁRIO PARA
RAIOS X DE ENERGIAS BAIXAS COM UMA CÂMARA DE IONIZAÇÃO
DE AR LIVRE**

Natália Fiorini da Silva

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

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

Versão Corrigida
Versão Original disponível no IPEN

São Paulo
2016

Ama-se mais o que se conquista com esforço.

Benjamin Disraeli

Agradecimentos

À Dra. Linda E. V. Caldas, pela orientação durante todo o desenvolvimento do projeto, exigindo o melhor de mim, sempre com carinho e atenção, desde o primeiro dia, acreditando em meu potencial e nunca poupando esforços em me ajudar.

Aos meus pais Celso Manoel da Silva e Maria Luiza Fiorini da Silva, pelo amor e apoio incondicional, e por me fazerem acreditar que era possível.

Ao meu irmão Dr. Tiago Fiorini da Silva e à minha cunhada MSc. Cristiane Jahnke Fiorini, pelas contribuições importantes referentes ao trabalho, pelo apoio constante e amizade.

À minha irmã MSc. Daniela Fiorini da Silva, ao meu cunhado Alessandro Alves de Souza e à minha sobrinha Lorena Alves Fiorini, pelo apoio e amizade, pelas palavras de incentivo, pelo carinho e principalmente pela companhia nos finais de semana.

Ao Sr. Marcos Xavier, pelos ensinamentos e pelo apoio técnico indispensável em toda parte experimental do projeto.

Ao Bel. Rafael Minatogau Ferro, pela ajuda em diversas etapas deste trabalho, mas principalmente pelo carinho, companhia, apoio e paciência.

Ao MSc. Felipe Belonsi de Cintra, pelas contribuições referentes às simulações e pelas palavras de incentivo.

Ao MSc. Eduardo Lima Corrêa, pela ajuda com os equipamentos do laboratório e por informações referentes aos espectros do sistema de radiação.

À Bela. Maysa Costa de Castro e ao MSc. Tallyson Sarmento Alvarenga, pelo apoio nos momentos difíceis, pelos debates, risadas e por cada almoço especial.

Ao Dr. Vitor Vivolo e à Dra. Maria da Penha Albuquerque Potiens, pela colaboração em diversas etapas do trabalho.

Ao Dr. Zwinglio de O. Guimarães Filho, pelas sugestões importantes para a conclusão do trabalho.

Ao MSc. Mateus Hilário Lima, pelo material e pela ajuda em questões referentes ao funcionamento câmara de ionização de ar livre.

Ao Prof. Dr. Iberê Luiz Caldas, pela ajuda prestada para a conclusão deste trabalho.

À Profa. Dra. Maria Regina Dubeux Kawamura, por ter me ajudado e me guiado no início da minha jornada.

À Dra. Patrícia de Lara Antonio, por toda ajuda e palavras de incentivo.

Aos Amigos Ana Carolina Bezerra da Silva, Fábio Junqueira Algarve, Jaqueline Cardoso Gomes, Karla Sandoval Ferreira e Talita Gishitomi Fujimoto, pela amizade, tornando todo o trabalho mais leve.

À Sra. Deise Ap. Dias dos Santos e à Sra. Donata Zanin, pelas conversas e ajuda em questões burocráticas.

Aos colegas do grupo, pelo companheirismo.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares IPEN-CNEN/USP, na pessoa do Sr. Superintendente, Dr. José Carlos Bressiani, por proporcionar

toda a infraestrutura necessária para o desempenho do projeto.

À Comissão Nacional de Energia Nuclear, pela bolsa de estudos.

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, pelo auxílio financeiro nas participações em congressos.

Estabelecimento de um Sistema Padrão Primário para Raios X de Energias Baixas com uma Câmara de Ionização de Ar Livre

Natália Fiorini da Silva

Resumo

Neste trabalho foi estabelecido um sistema padrão primário para raios X de energias baixas (10 kV a 50 kV), utilizando uma câmara de ionização de ar livre de cilindros concêntricos da marca Victoreen (modelo 481-5) no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP). Para isso foi desenvolvido um novo protocolo de alinhamento da câmara de ionização no sistema de radiação e foi feita uma modificação no suporte dos micrômetros utilizados para o movimento dos cilindros internos. Os resultados obtidos nos testes de estabilidade e de caracterização ficaram dentro dos limites estabelecidos pelas normas IEC 61674 e IEC 60731. Foram determinados também os fatores de correção para atenuação de fótons no ar, transmissão e espalhamento no diafragma, espalhamento e fluorescência, e recombinação iônica. Esses valores foram comparados com os valores obtidos pelo laboratório padrão primário alemão, Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), mostrando boa concordância. Por último, foi determinado o valor absoluto da grandeza taxa de kerma no ar para as qualidades padronizadas de mamografia de feixes diretos WMV28 e WMV35 e feixes atenuados

WMH28 e WMH35; os resultados são compatíveis, com diferença máxima de 3,8% com os valores obtidos utilizando o sistema padrão secundário do LCI.

Establishment a Primary Standard System for Low Energy X-rays Using a Free Air Ionization Chamber

Natália Fiorini da Silva

Abstract

In this work a primary standard system was established for low energy X-rays (10 kV to 50 kV), using a free air ionization chamber with concentric cylinders, Victoreen (Model 481-5), at the Calibration Laboratory of Instruments (LCI) of the Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP). For this, a new ionization chamber alignment protocol was developed for the radiation system and a modification on the micrometer housing used for the movement of the internal cylinders was made. The results obtained for the stability and characterization tests showed to be within the limits established by the standards IEC 61674 and IEC 60731. The correction factors for photon attenuation in the air, transmission and scattering in the diaphragm, scattering and fluorescence and ion recombination were also determined. These values were compared with those obtained by the German primary standard laboratory, Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), showing good agreement. Finally, the absolute values of the quantity air kerma rate for the standard qualities direct beams MWV28 and WMV35 and the attenuated beams WMH28

and WMH35 were determined; the results are in agreement, with a maximum difference of 3,8% with the values obtained using the secondary standard system of LCI.

Lista de Figuras

3.1	Esquema representativo dos componentes de uma câmara de ionização de ar livre de placas paralelas. Adaptado de [BURNS & BÜERMANN, 2009].	17
3.2	Esquema representativo dos componentes de uma câmara de ionização de ar livre de cilindros concêntricos. Adaptação de [LIMA, 2014].	18
3.3	Esquema simplificado do volume sensível de uma câmara de ionização de ar-livre na (a) posição da primeira medição, onde R1 e R2 são as regiões onde ocorrem as interações dos fótons com o ar e (b) na posição da segunda medição, onde R1, R2 e R3 são as regiões onde ocorrem as interações dos fótons com o ar. Reprodução [LIMA, 2014].	19
4.1	Câmara de ionização de ar livre do tipo cilíndrica, da marca Victoreen, vista em uma perspectiva (a) lateral e (b) traseira. .	28
4.2	Eletrodo, cilindro e pistão que compõem a câmara de ionização de ar livre do tipo cilíndrica.	28

4.3	Câmara de ionização de ar livre do tipo cilíndrica da marca Victoreen, sem a blindagem, com os cilindros na (a) posição colapsada e (b) na posição expandida.	30
4.4	Câmara de ionização de placas paralelas da marca Radcal, utilizada como padrão secundário do LCI para feixes de mamografia.	31
4.5	Eletrômetro da marca Keithley, modelo 6517A.	32
4.6	Eletrômetro da marca PTW, modelo UNIDOS E.	32
4.7	Alinhamento da câmara de ionização de ar livre, utilizando os lasers de posicionamento: (a) Alinhamento na janela de entrada com o posicionamento do laser a 1,0 m do ponto focal ; (b) Alinhamento do eixo central da câmara de ionização.	35
4.8	Posicionamento da tela fluorescente no feixe de raios X.	36
4.9	(a) Imagem formada pelo feixe de raios X antes dos ajustes no alinhamento (passagem parcial do feixe); (b) Imagem formada pelo feixe de raios X após ajustes no alinhamento (passagem total do feixe). As setas indicam as sombras formadas pelo retículo.	36
5.1	Estabilidade a longo prazo para a câmara de ionização de ar livre, na qualidade WMV28. As linhas pontilhadas mostram os limites estabelecidos pela norma IEC 61674 [IEC, 1997]. As linhas tracejadas mostram os limites recomendados pela IEC 60731 [IEC, 2011]	45

5.2	Curva de saturação da câmara de ionização de ar livre na posição colapsada, na qualidade WMV28. A incerteza máxima das medições foi de 0,5%, não visível no gráfico.	47
5.3	Curva de saturação da câmara de ionização de ar livre na posição expandida, na qualidade WMV28. A incerteza máxima das medições foi de 0,4%, não visível no gráfico.	48
5.4	Curva de saturação obtida para as tensões nas duas polaridades, na qualidade WMH28. A incerteza máxima das medições foi de 0,5%, não visível no gráfico.	50
5.5	Linearidade da resposta com a variação da corrente no tubo, na qualidade WMV28. A incerteza máxima das medições foi de 0,4%, não visível no gráfico.	52
5.6	Linearidade da resposta com a variação do comprimento do volume sensível da câmara de ionização, na qualidade WMV28. A incerteza máxima das medições foi de 1%, não visível no gráfico.	53
6.1	Comparação entre o espectro obtido neste trabalho (representado pela linha azul) e o obtido experimentalmente por Corrêa (representado pela linha vermelha), para a qualidade WMV35 [CORRÊA, 2012].	58
6.2	Espectro da qualidade padronizada de mamografia WMV28.	58
6.3	Espectro da qualidade padronizada de mamografia WMV35.	59
6.4	Espectro da qualidade padronizada de mamografia WMH28.	59

6.5	Espectro da qualidade padronizada de mamografia WMH35. . .	60
6.6	Corte transversal da câmara de ionização modelada pelo código MCNP5, visualizada com o <i>software Vised</i> X22S.	61
6.7	Esquema da geometria incluindo os materiais. A cor azul representa ar seco; vermelho: alumínio; verde: chumbo; e amarelo: tungstênio.	61
6.8	Esquema das geometrias utilizadas para o feixe. Os pontos vermelhos representam os fótons primários e secundários no caso do feixe. (a) original e (b) colimado.	62
6.9	Curvas de atenuação para as qualidades padronizadas de mamografia. A incerteza máxima foi de 0,1%, não visível no gráfico.	64

Lista de Tabelas

4.1	Dimensões da câmara de ionização de ar livre [LIMA,2014]. . .	30
4.2	Qualidades padronizadas de mamografia estabelecidas no sistema Pantak/Seifert do LCI [CORRÊA, 2012].	34
5.1	Corrente de ionização após intervalos de tempo entre 5 e 60 min de irradiação.	46
5.2	Eficiência de coleção de íons e fator de correção para recombinação iônica para diferentes tensões, para a qualidade WMV28.	49
5.3	Eficiência de coleção de íons e fator de correção para recombinação iônica para diferentes tensões, para a qualidade WMV35.	49
5.4	Eficiência de coleção de íons e fator de correção para recombinação iônica para diferentes tensões, para a qualidade WMH28.	49
5.5	Eficiência de coleção de íons e fator de correção para recombinação iônica para diferentes tensões, para a qualidade WMH35.	50
5.6	Razão entre a carga coletada com a polarização positiva Q_+ e a carga coletada com a polaridade negativa Q_-	51

5.7	Comparação da uniformidade da resposta da câmara com os resultados obtidos em trabalho anterior [LIMA, 2014].	54
5.8	Valores do fator de correção para atenuação no ar, obtidos experimentalmente.	55
5.9	Valores obtidos experimentalmente para o fator de correção para atenuação no ar neste trabalho, para as qualidades WMV28 e WMV35, em comparação com os valores obtidos no PTB [KESSLER et al., 2011].	55
5.10	Valores obtidos experimentalmente para o fator de correção para atenuação no ar neste trabalho, para as qualidades WMV28 e WMV35, em comparação com os valores obtidos por Lima [LIMA,2014].	56
6.1	Fatores de correção para atenuação no ar obtidos por meio de simulação.	63
6.2	Comparação entre os resultados obtidos por simulação e os resultados obtidos pelo laboratório alemão PTB [KESSELER et al., 2011].	64
6.3	Comparação entre os fatores de correção para atenuação no ar obtidos neste trabalho e os obtidos por Lima [2014].	65
6.4	Comparação entre os fatores de correção para atenuação no ar obtidos neste trabalho por simulação e experimentalmente. . .	65

6.5	Valores obtidos para os fatores de correção para transmissão e espalhamento no diafragma.	67
6.6	Valores obtidos neste trabalho em comparação com os resultados obtidos pelo laboratório alemão PTB, para o fator de correção para transmissão e espalhamento no diafragma [KESLER et al., 2011].	67
6.7	Valores obtidos neste trabalho em comparação com os resultados obtidos por Lima para o fator de correção para transmissão e espalhamento no diafragma [LIMA, 2014].	67
6.8	Valores obtidos neste trabalho comparados com os resultados obtidos pelo laboratório alemão PTB para o fator de correção para espalhamento e fluorescência.	68
6.9	Valores obtidos para os fatores de correção para espalhamento e fluorescência.	69
7.1	Taxa de Kerma no ar para as qualidades de mamografia utilizando a câmara de ionização da marca Radcal, sistema padrão secundário do LCI.	70
7.2	Taxa de Kerma no ar para as qualidades de mamografia, utilizando a câmara de ionização de ar livre.	71
7.3	Comparação entre os valores obtidos para a taxa de kerma no ar, utilizando a câmara de ionização de ar livre e a câmara de ionização Radcal.	72

7.4	Fatores de calibração obtidos para a câmara de ionização Rad- cal, utilizando a câmara de ionização de ar livre como referên- cia, comparados com os valores fornecidos pelo certificado. . . .	73
A.1	Fatores de correção para atenuação no ar.	78
A.2	Valores obtidos para os fatores de correção para espalhamento e fluorescência.	79
A.3	Fator de correção para recombinação iônica para diferentes ten- sões, para a qualidade WMV28.	79
A.4	Fator de correção para recombinação iônica para diferentes ten- sões, para a qualidade WMV35.	80
A.5	Fator de correção para recombinação iônica para diferentes ten- sões, para a qualidade WMH28.	80
A.6	Fator de correção para recombinação iônica para diferentes ten- sões, para a qualidade WMH35.	80
A.7	Valores obtidos para os fatores de correção para transmissão e espalhamento no diafragma.	81

Lista de Abreviaturas

ARPANSA	Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency
BIPM	Bureau International des Poids et Mesures
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
ENEA	Ente per le Nuove Tecnologie l'Ambiente
GUM	Guide to the expression of uncertainty in measurement
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
ICRP	International Commission on Radiological Protection
IEC	International Electrotechnical Commission
INER	Institute of Nuclear Energy Reserch
INMETRO	Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
kerma	Kinetic Energy Released per Unit Mass
LCI	Laboratório de Calibração de Instrumentos
LNMRI	Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes

MCNP	Monte Carlo N-Particle
NBS	National Bureau of Standards
NIST	National Institute of Standards and Technology
NPL	National Physical Laboratory
PTB	Physikalisch-Technische Bundesanstalt
PTW	Physikalisch-Technische Werkstätten
SI	Sistema Internacional
USP	Universidade de São Paulo

Sumário

1	Introdução	1
2	Objetivos	5
3	Fundamentos Teóricos	7
3.1	Interação da Radiação com a Matéria	7
3.1.1	Efeito Fotoelétrico	10
3.1.2	Efeito Compton	11
3.1.3	Espalhamento Coerente	11
3.1.4	Produção de Pares	12
3.2	Grandezas e Unidades	12
3.2.1	Exposição	13
3.2.2	Kerma no Ar	14
3.2.3	Dose Absorvida	15
3.3	Câmara de Ionização de Ar Livre	16
3.4	Fatores de Correção	20
3.4.1	Atenuação no Ar	21

3.4.2	Transmissão e Espalhamento no Diafragma	22
3.4.3	Perda de Elétrons	23
3.4.4	Espalhamento e Fluorescência	24
3.4.5	Recombinação Iônica	24
3.5	Calibração de Detectores	25
4	Materiais e Métodos	27
4.1	Câmara de Ionização de Ar Livre	27
4.2	Sistema de Referência	31
4.3	Eletrômetros	31
4.4	Sistema de Radiação	33
4.5	Protocolo de Alinhamento	34
4.6	Sistemas e Instrumentos Auxiliares	36
4.7	Fator de Correção para as Condições Ambientais de Referência	37
4.8	Normas e Recomendações	38
4.9	Avaliação de Incertezas	38
4.10	Obtenção do Espectro da Fonte de Radiação	40
4.11	Simulação de Monte Carlo	41
5	Resultados: Caracterização Experimental da Câmara de Ionização	43
5.1	Testes de Estabilidade	44
5.1.1	Testes de Estabilidade a Curto e Longo Prazos	44

5.1.2	Teste de Corrente de Fuga	45
5.1.3	Tempo de Estabilização	46
5.2	Testes de Caracterização	47
5.2.1	Curva de Saturação	47
5.2.2	Eficiência de Coleção de Íons e Fator de Correção para Recombinação Iônica	48
5.2.3	Efeito de Polaridade	50
5.2.4	Linearidade da Resposta com a Variação da Corrente .	51
5.2.5	Linearidade da Resposta com a Variação Volumétrica .	52
5.3	Fator de Correção para Atenuação no Ar	54

6 Resultados: Determinação dos Fatores de Correção por Simulação **57**

6.1	Espectro de Energias da Fonte de Radiação	57
6.2	Geometria da Câmara de Ionização e do Feixe de Radiação . .	60
6.3	Fatores de Correção	62
6.3.1	Atenuação de Fótons no Ar	63
6.3.2	Transmissão e Espalhamento no Diafragma	66
6.3.3	Espalhamento e Fluorescência	68

7 Resultados: Determinação da Taxa de Kerma no Ar **70**

7.1	Determinação da Taxa de Kerma no Ar	70
-----	---	----

7.2	Aplicação: Determinação do Fator de Calibração do Sistema Padrão Secundário	72
8	Conclusões	74
A	Procedimento de Utilização da Câmara de Ionização de Ar Livre	76
A.1	Objetivos	76
A.2	Condições e Recursos Necessários	76
A.3	Fatores de Correção	78
A.3.1	Fator de Correção para Condições Ambientais de Refe- rência	78
A.3.2	Fator de Correção para Atenuação no Ar	78
A.3.3	Fator de Correção para Espalhamento e Fluorescência .	79
A.3.4	Fator de Correção para Recombinação Iônica	79
A.3.5	Fator de Correção para Transmissão e Espalhamento no Diafragma	81
A.4	Procedimento de Operação	81
A.5	Determinação da Taxa de Kerma no Ar	83
A.6	Cuidados a serem tomados	84
A.7	Solução de Problemas	85
	Referências Bibliográficas	86

Capítulo 1

Introdução

A metrologia tem como objetivo garantir a qualidade de uma medição por meio da calibração dos instrumentos de medição. Calibração é a comparação entre os valores indicados por um instrumento de medição e os indicados por um padrão (equipamento de classe superior). Para se obter a confiabilidade na qualidade da medição é necessário estabelecer uma relação/comparação com um padrão primário de medição. Se for possível determinar toda a cadeia de comparações em um sistema hierárquico, que conduz em última instância ao padrão primário da grandeza de interesse, pode-se dizer que o instrumento é “rastreadável”. No topo dessa cadeia estão as definições das grandezas e das unidades de medição do Sistema Internacional de Unidades (SI) e logo a seguir o *Bureau International des Poids et Mesures* (BIPM) [IWAHARA, 2001].

A maioria dos laboratórios de padronização primária para calibração de instrumentos usam as câmaras de ionização de ar livre como sistemas padrões primários das grandezas kerma no ar e exposição, para feixes de raios X de energias baixas e médias [IAEA, 2007]. O primeiro sistema padrão primário de

dosimetria estabelecido pelo BIPM foi para a grandeza exposição utilizando uma câmara de ar livre desenvolvida pelo *National Bureau of Standards* (NBS), hoje com o nome *National Institute of Standards and Technology* (NIST). Os padrões do NIST e do BIPM foram comparados [BOUTILLON et al., 1969].

A câmara de ionização de ar livre com placas paralelas (modelo convencional) foi estabelecida como sistema padrão primário nos laboratórios: *National Physical Laboratory* (NPL, Reino Unido) [GRIMBERGEN et al., 1998], *Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency* (ARPANSA, Australia) [BURNS et al., 1999] e no *National Institute of Standards and Technology* (NIST, EUA) [LAITANO et al., 1998]. A câmara de ionização com cilindros concêntricos foi estabelecida como sistema padrão primário no *Ente per le Nuove Tecnologie l'Ambiente* (ENEA, Italia) [BURNS et al., 2000], no *Physikalisch Technische Bundesanstalt* (PTB, Alemanha) [BURNS et al., 2002] e no *Institute of Nuclear Energy Research* (INER, Taiwan), que construiu uma câmara de ionização de ar livre, estabelecendo como um sistema padrão primário para raios X para níveis de energia entre 50 keV e 300 keV baseado no projeto original de Attix [CHEN et al., 1999] [LEE et al., 2005].

O Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) é um dos laboratórios integrantes do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) que, por sua vez, é uma instituição ligada à Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) e à Universidade de São Paulo (USP) para fins de ensino e pós-graduação. No LCI já foram realizados trabalhos relacionados às metodologias

dosimétricas com a intenção de se obter medições cada vez mais exatas e próximas dos níveis de qualidade internacionais, como a construção de uma mini-câmara de extrapolação [OLIVEIRA & CALDAS, 2005] ou a calibração de uma câmara de extrapolação PTW em dois sistemas padrões secundários [ANTONIO et al., 2008].

Em uma tese de doutorado de 2011, foi realizada a caracterização e a aplicação de duas câmaras de extrapolação (sendo uma comercial e outra desenvolvida no mesmo grupo) para feixes de radiação X de energias baixas, estabelecendo-as como sistemas padrões secundários sem, entretanto, defini-las como sistemas padrões primários [SILVA, 2011]. Para radiação X de energias baixas, também foi realizado um trabalho de caracterização de uma câmara de extrapolação PTW, comparando os resultados experimentais preliminares com os obtidos pelo método de Monte Carlo [NEVES et al., 2012].

Na América Latina não há laboratórios de metrologia das radiações ionizantes padrões primários ainda. Na década de 60, o IPEN adquiriu duas câmaras de ionização de ar livre com cilindros concêntricos para energias baixas e médias, com o objetivo de estabelecer um laboratório absoluto de radiação de fótons e para calibrar (pela técnica de substituição) os dosímetros termoluminescentes (que estavam sendo desenvolvidos na época) e os equipamentos de radioproteção. Estas, no entanto, não foram utilizadas de imediato.

A câmara de ionização de ar livre para energias médias foi doada para o Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI), loca-

lizado no Instituto de Radioproteção e Dosimetria/CNEN, que a estabeleceu como sistema padrão primário para raios X de energias médias (tensão entre 80 e 280 kV) [PEIXOTO et al., 1990]. O LNMRI possuía também uma câmara de ionização de ar livre com cilindros concêntricos para energias baixas (tensão entre 10 e 50 kV), estando em andamento o seu estabelecimento como sistema padrão primário, onde alguns dos fatores de correção foram determinados, sendo eles: o fator de correção de atenuação no ar , perda de elétrons [OLIVEIRA, 2010] e o fator de correção para o espalhamento no diafragma [LO BIANCO, 2011]. Além disso, houve também um estudo sobre a determinação da incerteza no kerma no ar relacionado ao volume ativo da câmara de ionização de ar livre de cilindros concêntricos [LO BIANCO et al., 2008].

A câmara de ionização de ar livre para energias baixas do IPEN permaneceu no LCI, e passou por uma primeira caracterização, mostrando bons resultados, exceto no teste de linearidade de resposta volumétrica, e por isso não sendo estabelecida como um sistema padrão primário [LIMA, 2014]. O fator de correção para atenuação no ar, para esta câmara de ionização, foi determinado utilizando o método de Monte Carlo [LIMA et al., 2013].

A fim de reparar o problema encontrado, foi realizada uma modificação no suporte de um dos micrômetros e foi desenvolvido um novo protocolo de alinhamento da câmara de ionização no sistema de radiação. Os testes de estabilidade e de caracterização foram feitos nessa nova condição para avaliar o correto funcionamento da câmara.

Capítulo 2

Objetivos

Este trabalho tem por objetivo o estabelecimento de um sistema padrão primário para raios X de energias baixas, utilizando uma câmara de ionização de ar livre com cilindros concêntricos, no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP).

A fim de alcançar a meta principal deste trabalho, foram propostos os objetivos específicos:

1. Realização das modificações na câmara;
2. Realização dos testes de estabilidade da resposta da câmara de ionização;
3. Realização dos testes de caracterização da câmara de ionização;
4. Obtenção dos fatores de correção para atenuação de fótons no ar, transmissão e espalhamento no diafragma, espalhamento e fluorescência, e recombinação iônica.

5. Determinação da grandeza kerma no ar para as qualidades padronizadas WMV28, WMV35, WMH28 e WMH35.
6. Elaboração de um procedimento de utilização da câmara de ionização de ar livre.

Capítulo 3

Fundamentos Teóricos

3.1 Interação da Radiação com a Matéria

A radiação eletromagnética pode ser definida como uma combinação entre um campo elétrico e um campo magnético propagando-se pelo espaço. Devido a seu movimento ondular, ela pode ser classificada tanto em termos de comprimento de onda como de frequência, as quais estão relacionadas como mostra a seguinte Equação 3.1 [RESNICK & EISBERG, 1979].

$$\nu = \frac{c}{\lambda} \quad (3.1)$$

onde ν é a frequência, c é a velocidade da luz e λ é o comprimento de onda.

Em certos fenômenos é necessário que a radiação seja interpretada como uma partícula ou um pacote de energia (denominada fóton).

A energia E de um fóton associada com a radiação eletromagnética é definida pela seguinte Equação 3.2 [HALLIDAY & MERRIL, 1995]:

$$E = h\nu \quad (3.2)$$

onde h é a constante de Planck.

Sabe-se que a frequência e o comprimento de onda são inversamente proporcionais, sendo então a energia de um fóton descrita em termos de comprimento de onda pela Equação 3.3:

$$E = h\frac{c}{\lambda} \quad (3.3)$$

Por meio destas equações, verifica-se que as radiações com menores comprimentos de onda possuem maiores energias. As radiações X e gama possuem as mesmas propriedades embora sejam de origens diferentes. A radiação gama é oriunda da desexcitação nuclear, enquanto os raios X são produzidos na eletrosfera ou pela interação de um elétron com o núcleo atômico.

O tubo de raios X é constituído por uma ampola de vidro, com dois eletrodos, preenchida com vácuo. 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. A interação do elétron com o campo coulombiano do núcleo do átomo no anodo faz com que ocorra uma súbita desaceleração do elétron, que implica na perda de energia na forma de radiação eletromagnética. Os raios X característicos são emitidos quando ocorre a transição de elétrons de um nível de energia mais alto para outro de nível de

energia mais baixo em camadas mais internas do átomo. Diferentemente dos raios X de freamento, os raios X característicos possuem espectros de energia discretos, e por serem característicos de cada átomo funcionam como uma “assinatura” do material [OKUNO & YOSHIMURA, 2010].

Na região de energias que inclui os raios X e gama, há várias interações possíveis. A radiação eletromagnética, ao atravessar a matéria, pode transferir energia para uma partícula carregada (elétron ou pósitron) e depositar essa energia transferida à partícula carregada no meio, como pode também não interagir, atravessando distâncias consideráveis em um meio material, sem modificá-lo e sem sofrer atenuação. As probabilidades de interação (e de falta de interação) dependem do número atômico, densidade do meio e da energia da radiação. Esta probabilidade é, normalmente, expressa como uma grandeza chamada secção de choque. No caso da interação da radiação com a matéria, é utilizado o conceito de secção de choque total por átomo.

As principais interações que ocorrem na matéria com fótons de energias na faixa de poucos keV até dezenas de MeV são: o efeito fotoelétrico, o efeito Compton, o espalhamento coerente e a produção de pares. Sob o ponto de vista da probabilidade de ocorrência, os efeitos de espalhamento e fotoelétrico ocorrem com maior probabilidade para baixas energias, enquanto o efeito Compton ocorre para energias intermediárias. A produção de pares só acontece acima de um limiar de energia, ou seja, é necessário que o fóton tenha no mínimo 1,022 MeV de energia (equivalente a duas massas de repouso de

elétron) para que toda sua energia se converta em massa de repouso e energia cinética do par elétron-pósitron [TAUHATA et al., 2014]

3.1.1 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, possível quando a energia do fóton é superior à energia de ligação do elétron, resulta na ejeção desse elétron do átomo com energia cinética T que pode ser determinada pela Equação 3.4 [SERWAY & JEWETT, 2005]:

$$T = h\nu - w \quad (3.4)$$

onde w é a energia mínima necessária para ejetar o elétron do átomo (função trabalho) e $h\nu$ é a energia do fóton incidente, sendo h a constante de Planck e ν a frequência do fóton incidente. A ejeção do elétron deixa o átomo excitado e para retornar ao estado fundamental um elétron de outra camada preenche a lacuna deixada pelo elétron ejetado. Nesta transição, um fóton é emitido com energia igual à diferença de energia dos níveis de energia envolvidos na transição [RESNICK & EISBERG, 1979].

3.1.2 Efeito Compton

O efeito Compton é o processo de interação de um fóton com um elétron orbital fracamente ligado ao átomo e é espalhado. Nesse processo, somente parte da energia do fóton pode ser transferida na forma de energia cinética para o elétron. Assim, o fóton espalhado pode continuar interagindo com a matéria [KNOLL, 2010].

A energia do fóton espalhado é a diferença entre a energia do fóton incidente com a energia cinética E do elétron (Equação 3.5):

$$E = h\nu' - (w + T) \quad (3.5)$$

onde $h\nu'$ é a energia do fóton incidente.

3.1.3 Espalhamento Coerente

Quando o fóton interage com um elétron fracamente ligado (podendo ser considerado como um elétron livre), o fenômeno denomina-se espalhamento Thomson, pois o elétron oscila e após um curto intervalo de tempo reemite um fóton com a mesma energia do fóton incidente. Quando o fóton interage com elétrons atômicos ligados (não podendo considerá-los livres), o fenômeno denomina-se espalhamento Rayleigh, pois o átomo como um todo recebe o momento transferido, mas sua energia de recuo é muito pequena e um fóton é espalhado com a mesma energia do fóton incidente. Neste processo os ângulos

de espalhamento são geralmente pequenos [KNOLL, 2010].

3.1.4 Produção de Pares

A produção de pares é um processo de interação de um fóton com o campo elétrico do núcleo. Como resultado desta interação, a energia do fóton é transformada em um elétron e um 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 em direções opostas.

3.2 Grandezas e Unidades

Após 30 anos da descoberta dos raios X, sentiu-se a necessidade de criar uma comissão para tratar de questões referentes ao desenvolvimento de equipamentos e protocolos de medição, além de cuidados a serem tomados com as radiações ionizantes. A *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU), criada em 1925, foi a primeira comissão internacional com o objetivo de estabelecer grandezas e unidades da Física das Radiações aplicadas à Medicina.

Em 1928, foi criada uma segunda comissão internacional, a *International Commission on Radiological Protection* (ICRP), para estabelecer normas de proteção radiológica e limites de exposição às radiações ionizantes [OKUNO

& YOSHIMURA, 2010].

As grandezas físicas a serem utilizadas neste trabalho são: exposição, kerma no ar e dose absorvida.

3.2.1 Exposição

A grandeza exposição, simbolizada por χ , é definida pela capacidade de fótons (radiação eletromagnética) ionizarem o ar, sendo determinada pela razão entre a quantidade de carga elétrica de mesmo sinal produzida no ar, dQ , e a unidade de massa do ar, dm , dada pela Equação 3.6 [ICRU, 1998].

$$\chi = \frac{dQ}{dm} \quad (3.6)$$

Essa carga elétrica é resultante de ionizações por partículas carregadas, como o elétron emitido nos efeitos fotoelétrico, Compton e na produção de pares (neste último caso emitindo também um pósitron).

A unidade de medição no Sistema Internacional (SI) para a grandeza exposição é Coulomb/kilograma (C/kg). A unidade especial Roentgen (R) não é mais utilizada, sendo $1R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$.

A grandeza exposição caiu em desuso, sendo substituída por kerma no ar, porque a dissipação de energia cinética dos elétrons emitidos é a responsável pela origem das ionizações.

3.2.2 Kerma no Ar

Kerma é a sigla para *Kinetic Energy Released per Unit Mass* (energia cinética liberada por unidade de massa). É definida como sendo a energia cinética inicial de todas as partículas carregadas produzidas por radiação indiretamente ionizante transferida ao meio, dE_{tr} , por quantidade de massa, dm [ICRU, 1998]. Pode-se expressar o kerma (K) pela Equação 3.7:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (3.7)$$

A unidade de medição no Sistema Internacional é Joule/kilograma (J/kg), e sua unidade especial é o gray (Gy). Neste trabalho, será utilizado a grandeza kerma no meio composto por ar seco à temperatura e à pressão de referência (20° C e 101,325 kPa).

A relação entre a grandeza kerma no ar e grandeza exposição é dada pela Equação 3.8 [TAUHATA et al., 2014]:

$$K = \frac{\overline{W}/e}{(1 - \overline{g})} \chi \quad (3.8)$$

onde $\overline{W}$ é a energia média necessária para a formação de um par de íons no ar e $(1 - \overline{g})$ é a correção média para perdas de energia dos elétrons secundários por radiação de freamento.

Taxa de kerma é obtido pelo quociente do incremento de kerma em um

intervalo de tempo.

3.2.3 Dose Absorvida

A grandeza física dose absorvida é muito importante para as áreas de radiobiologia, radiologia e proteção radiológica. É definida para qualquer meio, tipo de radiação e geometria de irradiação. Originalmente sua unidade de medição era o rad (*radiation absorbed dose*), sendo $1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ J/kg}$. A partir de 1975, foi recomendada a substituição no Sistema Internacional dessa unidade para a unidade gray (Gy), de modo que $1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad} = 1 \text{ J/kg}$ [OKUNO & YOSHIMURA, 2010].

A dose absorvida é determinada pela razão da energia média depositada pela radiação, dE_{ab} , em um meio de massa dm , e dm , como está representado na Equação 3.9 [ICRU, 1998]:

$$D = \frac{dE_{ab}}{dm} \quad (3.9)$$

A grandeza dose absorvida no ar (D_{ar}), na condição de equilíbrio eletrônico, pode ser relacionada com a grandeza exposição χ , pela Equação 3.10 [TAUHATA et al., 2014]:

$$D_{ar} = 0,00876 \cdot \chi \quad (3.10)$$

3.3 Câmara de Ionização de Ar Livre

As câmaras de ionização de ar livre são utilizadas por quase todos os laboratórios ao redor do mundo como padrões primários das grandezas exposição e kerma no ar de feixes de raios X e gama [BOUTILLON et al., 1969]. São dosímetros absolutos, pois medem grandezas físicas básicas e assim diretamente a grandeza radiológica, sem a necessidade de calibração em um feixe padrão de radiação. As câmaras de ionização de ar livre são assim chamadas 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].

Existem diversos tipos de câmaras de ionização de ar livre; as mais utilizadas 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) [ATTIX, 2004].

Entre esses dois tipos de câmaras, a convencional é a mais utilizada em laboratórios de calibração. Os elementos principais desse tipo de câmara são: a abertura de entrada no diafragma e um par de eletrodos separados por uma distância d , como mostra a Figura 3.1. Um potencial elétrico é aplicado entre os dois eletrodos, e os anéis de guarda são utilizados para limitar o volume sensível da câmara [LAITANO & TONI, 1984].

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, para garantir o equilíbrio eletrônico no interior da câmara. Desse modo, as dimensões da câmara de ionização de ar livre dependem diretamente do intervalo de energia que se pretende utilizar.

Figura 3.1: Esquema representativo dos componentes de uma câmara de ionização de ar livre de placas paralelas.
Adaptado de [BURNS & BÜERMANN, 2009].

Deste modo, a taxa de kerma no ar ($\dot{K}$) é dada pela Equação 3.11 [BOUTILLON et al., 2002]:

$$\dot{K} = \frac{I}{\rho_{air} V} \frac{\bar{W}}{e} \frac{1}{(1 - \bar{g})} \Pi k_i \quad (3.11)$$

onde:

I é a corrente de ionização;

V é o volume sensível;

ρ_{ar} é a densidade do ar sob condições de referência;

$\overline{W}/e$ é a energia média gasta por um elétron de carga e , para produzir um par de íons no ar seco;

$\bar{g}$ é a fração da energia inicial de um elétron perdida na produção de Bremsstrahlung;

Πk_i é a produtória dos fatores de correção a serem aplicados à resposta do sistema padrão.

A câmara de ionização com cilindros foi proposta por Attix [1961]. Seus componentes estão representados na Figura 3.2.

Figura 3.2: Esquema representativo dos componentes de uma câmara de ionização de ar livre de cilindros concêntricos. Adaptação de [LIMA, 2014].

A diferença principal em relação ao modelo convencional é que na câmara cilíndrica é possível variar o comprimento do volume sensível. As suas principais vantagens em relação ao modelo convencional são [CHEN et al., 1999]:

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

2. Uma vez que o eletrodo coletor se estende por todo o volume sensível, a região de coleta é todo o volume interno dos cilindros;
3. A movimentação dos cilindros é realizada com um equipamento de alta precisão (micrômetro), que permite a determinação precisa da massa de ar e conseqüentemente da grandeza kerma no ar.

Os cilindros da câmara são deslocados mantendo-se um centro fixo. A carga coletada na primeira leitura 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. A subtração das cargas obtidas em cada uma das leituras fornece a carga produzida em R3, uma vez que R1 e R2 permanecem constantes, como mostra a Figura 3.3.

Figura 3.3: Esquema simplificado do volume sensível de uma câmara de ionização de ar-livre na (a) posição da primeira medição, onde R1 e R2 são as regiões onde ocorrem as interações dos fótons com o ar e (b) na posição da segunda medição, onde R1, R2 e R3 são as regiões onde ocorrem as interações dos fótons com o ar. Reprodução [LIMA, 2014].

A determinação da grandeza kerma no ar, para esse tipo de câmara de ionização, dá-se por meio da Equação 3.12 [ATTIX, 1961]:

$$K_{ar} = \frac{\left(\frac{\overline{W}_{ar}}{e}\right) (Q_2 - Q_1)}{\rho_{ar} \pi r^2 L} \Pi_i k_i \quad (3.12)$$

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

3.4 Fatores de Correção

Para a determinação absoluta da taxa de kerma no ar é necessária a determinação de uma série de fatores de correção. Os fatores de correção a serem aplicados à resposta das câmaras de ionização de ar livre utilizadas como padrões primários, de acordo com os laboratórios internacionais de maior exatidão são [CHEN et al., 1999; BOUTILLON et al., 2001]: radiação espalhada; perda eletrônica; perdas por recombinação; atenuação do ar; distorção do campo (no modelo de placas paralelas); transmissão através dos limites do diafragma; transmissão através das paredes do padrão; e umidade.

Os laboratórios BIPM e NIST aplicam ainda explicitamente um fator de correção para efeitos de fluorescência [BURNS, 2003], sendo que as principais contribuições dessa correção vêm de fótons espalhados e oriundos da fluorescência do argônio presente no ar.

Os fatores determinados neste trabalho foram: Atenuação de fótons no ar, transmissão e espalhamento no diafragma, espalhamento e fluorescência, e recombinação iônica.

Alguns desses fatores são de difícil determinação experimental e são geralmente obtidos por simulação computacional.

3.4.1 Atenuação no Ar

O fator de correção para atenuação no ar é uma das principais correções a serem feitas na obtenção da grandeza taxa de kerma no ar para raios X de energias baixas, porque a coluna de ar entre o diafragma e o centro do volume sensível, responsável pelo equilíbrio eletrônico, é também responsável por uma atenuação significativa da radiação incidente. Esse fator é especialmente importante para energias baixas, pois a energia do feixe e a atenuação são inversamente proporcionais, ou seja, quanto menor a energia maior é a atenuação. Essa dependência energética exige um fator de correção para cada qualidade de radiação.

O fator de correção para atenuação no ar (k_a) é determinado a partir da Equação 3.13 [BURNS & BÜERMANN, 2009]:

$$k_a = \exp(\bar{\mu}_{ar}a) \quad (3.13)$$

onde a é a distância entre a janela de entrada da câmara de ionização de ar

livre e o centro de seu volume sensível (11,25cm, fornecido pelo manual da câmara de ionização) e μ_{ar} é o coeficiente de atenuação do feixe.

O valor do coeficiente de atenuação pode ser determinado com duas medições, conforme a Equação 3.14 [BURNS & BÜERMANN, 2009], onde a medição (M_1) é obtida numa posição do volume sensível e a segunda medição (M_2) a uma distância (d) da posição da primeira medição M_1 , sendo M_2 com maior atenuação no ar ($M_1 > M_2$).

$$\bar{\mu}_{ar} = \frac{\ln \left(\frac{M_1}{M_2} \right)}{d} \quad (3.14)$$

Para uma melhor aproximação, pode-se realizar várias medições com distâncias diferentes, construindo um gráfico, de modo que o coeficiente angular desta reta fornecerá o coeficiente de atenuação médio do feixe.

3.4.2 Transmissão e Espalhamento no Diafragma

O diafragma de uma câmara de ionização de ar livre funciona como um colimador do feixe incidente. A espessura do diafragma da câmara é escolhida 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 pode ocorrer é o fóton sofrer espalhamento no diafragma, produzindo ionizações indesejadas na região de coleta [BURNS & BÜERMANN, 2009].

O fator de correção para o diafragma é determinado pela Equação 3.15 [BURNS & KESSLER, 2009]:

$$k_{dia} = \frac{E}{E + E_{dsc} + E_{dtr} + E_{dfl} + E_{dbr}} \quad (3.15)$$

onde E é a energia total depositada na região de coleta, E_{dsc} é a energia depositada por fótons espalhados no diafragma, E_{dtr} é a energia depositada por fótons transmitidos, E_{dfl} é a energia depositada por fótons de fluorescência, e E_{dbr} é a energia depositada por processos de Bremsstrahlung de elétrons secundários produzidos no diafragma.

3.4.3 Perda de Elétrons

Os raios dos cilindros internos da câmara de ionização de ar livre, são calculados com base no alcance máximo do elétron mais energético que pode ser produzido no interior da câmara. Mesmo 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, aumentando a probabilidade de que um elétron secundário atinja o eletrodo [BURNS & BÜERMANN, 2009]. Sabe-se que no caso de 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% [BURNS, 2001].

De uma forma geral, a perda de elétrons cresce com o aumento da energia

dos fótons e decresce com aumento da separação dos eletrodos. Para as faixas de energia das qualidades do feixe utilizadas neste trabalho, a câmara de ionização de ar livre, com a geometria apresentada, não apresenta perda eletrônica [OLIVEIRA, 2010].

3.4.4 Espalhamento e Fluorescência

É possível que fótons espalhados ou oriundos do efeito de fluorescência do argônio no ar cheguem ao volume sensível. Por isso é recomendado aplicar-se um fator de correção relacionado com esses fenômenos, porque as cargas que não são oriundas da interação do feixe primário não são consideradas na definição de kerma no ar.

3.4.5 Recombinação Iônica

A tensão aplicada à câmara de ionização é escolhida por meio do teste de curva de saturação, de modo a garantir a coleta da carga total produzida no volume sensível. Mesmo assim, há a chance de recombinação e difusão de íons. Embora se espere que a contribuição desse fator seja inferior a 0,1% da resposta da câmara [BURNS & BÜERMANN, 2009], para uma melhor exatidão, recomenda-se aplicar um fator de correção à resposta da câmara, referente a esse efeito.

O fator de correção para recombinação iônica vem da determinação da

eficiência de coleção de íons utilizando a Equação 3.16 [IAEA, 2000]:

$$k_S = \frac{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - 1}{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - \left(\frac{M_1}{M_2}\right)} \quad (3.16)$$

onde k_S é o fator de correção para recombinação iônica, V_1 é a tensão utilizada na medição M_1 e $V_2 = V_1/2$ na medição M_2 .

3.5 Calibração de Detectores

Calibrar um detector significa determinar a sua resposta a um campo de radiação conhecido. Os objetivos principais da calibração incluem: assegurar o bom funcionamento de um instrumento, determinar a indicação e as características de um instrumento como uma função do valor da grandeza mensurada e ajustá-lo, de modo a otimizar a sua precisão [IAEA, 2000].

São recomendadas duas técnicas para a calibração de instrumentos, denominadas como: técnica da substituição e uso de campos bem conhecidos.

A técnica de substituição consiste no uso de um instrumento de referência, que é posicionado em um campo de radiação para uma medição. O instrumento de referência é então substituído pelo instrumento a ser calibrado, exatamente na mesma posição. É então determinado um fator de calibração pela razão entre o valor obtido pelo instrumento de referência e o valor obtido com o detector sob calibração. As medições feitas por esse detector deverão

ser multiplicadas pelo fator de calibração. É importante ressaltar que é determinado um fator de calibração para cada qualidade de radiação. A técnica do uso de campos de radiação bem conhecidos utiliza fontes radioativas com as propriedades do campo de radiação conhecidas.

Ambos os métodos devem estar sob condições rigorosamente controladas como: energia da radiação, direção de incidência, dimensões do campo, distância da fonte, condições ambientais e período da calibração. Essas condições são estabelecidas nos laboratórios da rede de calibração, os quais são rastreados ao sistema internacional de metrologia, por meio de calibrações periódicas e de comparações interlaboratoriais.

Como a calibração de detectores é feita com feixes de radiação e energias especificados e padronizados, a utilização de um detector para condições diferentes daquelas em que foi calibrado só pode ser feita com a utilização de fatores de conversão adequados.

Capítulo 4

Materiais e Métodos

Neste capítulo serão apresentados os materiais utilizados para o desenvolvimento deste projeto, ou seja, as câmaras de ionização, os eletrômetros, o sistema de radiação e os instrumentos auxiliares. Além disso, serão descritas as normas e as recomendações, o método de avaliação das incertezas, a metodologia para obtenção dos espectros e o software de simulação de Monte Carlo.

4.1 Câmara de Ionização de Ar Livre

Durante o desenvolvimento do trabalho foi utilizada a câmara de ionização de ar livre do tipo cilíndrica, apresentada na Figura 4.1, da marca Victoreen, modelo 481-5, número de série 117. Devido às suas dimensões, esta câmara de ionização pode ser utilizada em feixes de raios X com tensões de até 50 kV.

Figura 4.1: Câmara de ionização de ar livre do tipo cilíndrica, da marca Victoreen, vista em uma perspectiva (a) lateral e (b) traseira.

A blindagem que envolve a câmara de ionização é composta por alumínio e chumbo. Dentro da blindagem da câmara de ionização há dois cilindros que se encaixam. Neste trabalho o cilindro maior será denominado de cilindro e o cilindro menor de pistão. Próximo ao centro do cilindro fica o eletrodo coletor composto por uma haste de alumínio. Na Figura 4.2 é possível visualizar o sistema eletrodo coletor, cilindro e pistão desmontados.

Figura 4.2: Eletrodo, cilindro e pistão que compõem a câmara de ionização de ar livre do tipo cilíndrica.

Os cilindros que compõem a câmara de ionização de ar livre do tipo cilíndrica limitam o comprimento do volume sensível. Isso ocorre porque tanto o cilindro como o pistão deslizam sobre duas hastes laterais, possibilitando o movimento de diminuir e aumentar o cilindro resultante. Esse movimento é realizado por dois parafusos micrométricos¹ calibrados pela empresa Mitutoyo Sul Americana LTDA[®], podendo ser observados na Figura 4.1, podendo variar no total de 7cm no volume sensível da câmara de ionização.

Neste trabalho, a posição em que os cilindros estão afastados com a maior distância possível é chamada expandida e a posição em que o pistão está totalmente encaixado no cilindro é chamada colapsada. A Figura 4.3(a) mostra a câmara de ionização, com a blindagem ao fundo, com os cilindros na posição colapsada e a Figura 4.3(b), também sem a blindagem, mostra os cilindros na posição expandida.

A Tabela 4.1 apresenta as principais dimensões da câmara de ionização de ar livre. Alguns desses valores foram informados pelo manual da câmara de ionização, outros foram obtidos utilizando um paquímetro digital² da marca Mitutoyo Sul Americana LTDA[®], com certificado de calibração emitido pela própria empresa. O raio de abertura do diafragma foi obtido por meio de calibração³ com certificado emitido também pela Mitutoyo Sul Americana LTDA[®][LIMA,2014].

¹Certificados de calibração números 04846/13 e 04845/13, emitidos em maio de 2013.

²Certificado de calibração número 43964, emitido em setembro de 2011.

³Certificado de calibração número 05473/13, emitido em maio de 2013.

Figura 4.3: Câmara de ionização de ar livre do tipo cilíndrica da marca Victoreen, sem a blindagem, com os cilindros na (a) posição colapsada e (b) na posição expandida.

Tabela 4.1: Dimensões da câmara de ionização de ar livre [LIMA,2014].

Dimensões	(mm)
Espessura da blindagem (Pb)	2,0
Espessura da blindagem frontal (Al)	10
Espessura da blindagem lateral (Al)	2,0
Abertura do diafragma	4,00072
Espessura do diafragma	3,0
Distância entre o diafragma e o centro do volume sensível	112,5
Espessura do cilindro e do pistão	2,0
Diâmetro do cilindro	9,5
Diâmetro de abertura do cilindro	36,2
Raio interno do cilindro	36,2
Raio interno do pistão	34,5
Distância entre o eixo central e o eletrodo coletor	15,0

4.2 Sistema de Referência

O sistema de referência padrão secundário do LCI para feixes de mamografia é a câmara de ionização de placas paralelas (Figura 4.4), da marca Radcal, modelo RC6M, número de série 9231, com certificado de calibração⁴ emitido pelo Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB).

Figura 4.4: Câmara de ionização de placas paralelas da marca Radcal, utilizada como padrão secundário do LCI para feixes de mamografia.

4.3 Eletrômetros

Em todos os testes, a câmara de ionização de ar livre foi acoplada a um eletrômetro, Figura 4.5, da marca Keithley, modelo 6517A. Este equipamento possui conectores do tipo triaxial e foi utilizado também como fonte de alta tensão operando entre -1000 V e 1000 V.

A câmara de ionização de placas paralelas, da marca Radcal, utilizada como padrão secundário do LCI para feixes de mamografia, foi acoplada ao eletrômetro, Figura 4.6, da marca PTW modelo UNIDOS E.

⁴Certificado de calibração PTB número 5888, emitido em julho de 2009.

Figura 4.5: Eletrômetro da marca Keithley, modelo 6517A.

Figura 4.6: Eletrômetro da marca PTW, modelo UNIDOS E.

Após os eletrômetros serem conectados às câmaras de ionização, aplicou-se uma tensão de 600 V (câmara de ionização de ar livre) e 300 V (sistema padrão secundário) por duas horas antes das medições nos feixes de raios X, para a polarização.

4.4 Sistema de Radiação

O equipamento de raios X da marca Pantak/Seifert, modelo ISO-VOLT 160HS, que opera entre 5 kV e 160 kV, foi utilizado para todas as medições neste trabalho.

Quatro qualidades de radiação padronizadas foram utilizadas para os testes. A Tabela 4.2 mostra os parâmetros utilizados para as qualidades de radiação de referência estabelecidas no sistema Pantak/Seifert do LCI.

As duas primeiras qualidades referem-se às qualidades dos feixes diretos e as duas últimas referem-se às qualidades dos feixes atenuados. Embora as qualidades dos feixes atenuados não sejam aplicadas para calibração, essas qualidades foram utilizadas para testar a eficiência da câmara de ionização para diferentes campos de radiação.

A norma utilizada para implantação de qualidades referentes a radiodiagnóstico, mamografia e tomografia é a norma IEC 61267 [IEC, 2005]. Porém, essa norma estabelece que a implantação da qualidade de mamografia, que recebe a nomenclatura RQR-M e RQA-M, deve ser realizada em um sistema de radiação que possua anodo de molibdênio e filtração adicional de 0,032 mm também de molibdênio. Como o sistema de radiação deste trabalho possui anodo de tungstênio, será utilizada a nomenclatura definida pelo laboratório padrão primário alemão PTB, que distingue de maneira clara o material do anodo e a filtração adicional utilizada. Desse modo, as nomenclaturas WMV

e WMH são referentes às qualidades de mamografia estabelecidas em um sistema de radiação com anodo de tungstênio (W) com filtração adicional de molibdênio (Mo), sendo a letra V utilizada para indicar feixes diretos e H para indicar feixes atenuados [CORRÊA, 2012].

Tabela 4.2: Qualidades padronizadas de mamografia estabelecidas no sistema Pantak/Seifert do LCI [CORRÊA, 2012].

Qualidade de Radiação	Tensão do Tubo (kV)	Corrente do Tubo (mA)	Filtração Adicional (mm)	Camada Semirredutora (mmAl)	Taxa de Kerma no Ar (mGy/min)
WMV28	28	10	0,07 Mo	0,37	$11,2 \pm 0,2$
WMV35	35	10	0,07 Mo	0,41	$16,7 \pm 0,3$
WMH28	28	10	0,07 Mo + 2,0 Al	0,61	$0,69 \pm 0,01$
WMH35	35	10	0,07 Mo + 2,0 Al	0,93	$1,55 \pm 0,03$

4.5 Protocolo de Alinhamento

Inicialmente, a câmara de ionização foi alinhada a 100 cm de distância a partir do ponto focal do sistema de radiação, até o plano de referência ilustrado na Figura 4.7(a). O eixo central da câmara de ionização foi então alinhado utilizando-se um sistema de posicionamento com lasers, como mostra a Figura 4.7(b). A caracterização desta câmara de ionização com este protocolo de alinhamento foi relatado em um estudo anterior, em que os testes de caracterização mostraram bons resultados para a câmara, exceto no teste de linearidade da resposta com a variação volumétrica [LIMA, 2014].

Figura 4.7: Alinhamento da câmara de ionização de ar livre, utilizando os lasers de posicionamento: (a) Alinhamento na janela de entrada com o posicionamento do laser a 1,0 m do ponto focal ; (b) Alinhamento do eixo central da câmara de ionização.

Para avaliar o correto posicionamento da câmara de ionização, uma tela fluorescente, composta por um material que cintila na presença do feixe de raios X, foi posicionada na extremidade da câmara de ionização de ar livre, e com o auxílio de uma câmara de vídeo foi possível observar a imagem formada. A tela posicionada pode ser observada na Figura 4.8.

Desse modo, verificou-se que o posicionamento padrão não estava correto; utilizando o padrão formado como guia, foi possível fazer os ajustes necessários para o correto posicionamento da câmara de ionização. Na Figura 4.9, é possível comparar a imagem formada antes e depois dos ajustes.

Figura 4.8: Posicionamento da tela fluorescente no feixe de raios X.

Figura 4.9: (a) Imagem formada pelo feixe de raios X antes dos ajustes no alinhamento (passagem parcial do feixe); (b) Imagem formada pelo feixe de raios X após ajustes no alinhamento (passagem total do feixe). As setas indicam as sombras formadas pelo retículo.

4.6 Sistemas e Instrumentos Auxiliares

Além das câmaras de ionização e do sistema de radiação, foram utilizados durante o trabalho alguns sistemas auxiliares importantes, tais como:

1. Termômetros, higrômetro e barômetro, para controle da temperatura, umidade e pressão ambientais respectivamente, durante os testes com a câmara de ionização;
2. Sistemas de ar condicionado e desumidificadores de ambiente, que são ligados, no mínimo, duas horas antes das medições.

4.7 Fator de Correção para as Condições Ambientais de Referência

O fator de correção para as condições ambientais de referência de temperatura e pressão ($k_{T,P}$) é de muita importância, principalmente pelo fato da câmara de ionização ser aberta. Pode ser determinado pela Equação 4.1 [IAEA, 2007]:

$$k_{T,P} = \left(\frac{273,2 + T}{273,2 + T_0} \right) \left(\frac{P_0}{P} \right) \quad (4.1)$$

onde T e P são respectivamente a temperatura e a pressão durante a medição e T_0 e P_0 são respectivamente a temperatura e a pressão de referência (20° C e 101,325 kPa).

A umidade não é corrigida e sim controlada, mantida entre 50% e 60%.

4.8 Normas e Recomendações

É importante destacar que não há uma norma que estabeleça os limites recomendados para um sistema padrão primário. Os métodos utilizados para a realização dos testes e os limites recomendados utilizados foram baseados nas normas IEC 61674 [IEC, 1997] e IEC 60731 [IEC, 2011].

A norma IEC 61674, publicada em 1997, com o título *Medical electrical equipment – Dosimeters with ionization 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 uma das normas utilizadas por estabelecer limites para diversos testes que garantem o bom funcionamento do detector [IEC, 1997].

A norma IEC 60731, publicada em 2011, com o título *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), foi também escolhida como referência por estabelecer limites mais restritivos [IEC, 2011].

4.9 Avaliação de Incertezas

Incerteza é um parâmetro associado ao resultado de uma medição, que caracteriza a dispersão dos valores e que compreende, em geral, muitos com-

ponentes. Esses componentes podem ser estimados com base na distribuição estatística dos resultados de séries de medições, caracterizados por desvios-padrão experimentais ou por meio de distribuições de probabilidade supostas, baseadas na experiência ou em outras informações [GUM, 2012].

Neste trabalho utilizou-se a média aritmética ($\bar{x}$), obtida pela Equação 4.2, e os desvios-padrão experimentais da média, que foram determinados pela Equação 4.3.

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \bar{x}_i \quad (4.2)$$

$$\delta_{\bar{x}} = \sqrt{\frac{1}{N(N-1)} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad (4.3)$$

onde N é o número de medições que foram realizadas para cada experimento.

Em alguns momentos foram utilizadas medições integradas, somando a carga em intervalos de tempo iguais. Nesses casos, as medições foram representadas em um gráfico e a partir dele foi determinado o coeficiente angular da reta com a sua incerteza.

Para o cálculo do kerma no ar e dos fatores de correção, as incertezas envolvidas foram combinadas segundo a regra de propagação das incertezas, e pode ser observada na Equação 4.4:

$$\sigma_k = \sqrt{\sum_i \left(\frac{\partial k}{\partial x_i} \sigma_{x_i} \right)^2} \quad (4.4)$$

onde $\frac{\partial k}{\partial x_i}$ é a derivada parcial da função k em relação a x_i e σ_{x_i} é a incerteza de x_i .

A incerteza que se obtém por análise estatística chama-se incerteza do tipo A. A incerteza que se obtém por quaisquer outros métodos é chamada incerteza do tipo B.

Os cálculos neste trabalho foram feitos considerando as incertezas do tipo A e do tipo B e utilizando um fator de abrangência (k) igual a 2 (nível de confiança de 95%).

4.10 Obtenção do Espectro da Fonte de Radiação

Existem várias formas de se obter o espectro do feixe de radiação. Neste trabalho optou-se pela utilização de um modelo semi-empírico desenvolvido para gerar os espectros de sistemas de raios X com anodo de molibdênio, ródio e tungstênio, utilizando interpolação de polinômios. Em cada energia no espectro pode-se obter a fluência de fótons de raios X, usando um polinômio de ordem 3 e na tensão aplicada ao tubo, cujos coeficientes dependem da energia do fóton. Assim tem-se [BOONE et al., 1997]:

$$\Phi(E,V) = a_0[E] + a_1[E]V + a_2[E]V^2 + a_3[E]V^3 \quad (4.5)$$

sendo Φ a fluência de fótons na energia E , quando a tensão V é aplicada ao tubo de raios X, e a_0, a_1, a_2, a_3 são os coeficientes que definem o polinômio para cada material do anodo (molibdênio, ródio ou tungstênio).

Existem os coeficientes para oitenta e um valores de energia incluindo números não inteiros [BOONE et al., 1997].

O coeficiente de atenuação referente aos filtros, que são frequentemente utilizados em sistemas de raios X de uso clínico, foram obtidos a partir das referências [BERGER et al., 1998] [SALOMAN & HUBBELL, 1986] e foi utilizado a lei de Lambert-Beer, que relaciona a transmissão da radiação com a espessura da camada de um meio absorvente, para incluir no modelo a capacidade de se adicionar as atenuações dos filtros [BOONE et al., 1997].

4.11 Simulação de Monte Carlo

O Método de Monte Carlo é um método estocástico baseado na geração de números aleatórios utilizado para amostrar funções densidade de probabilidade associadas à geração, transporte e interação da radiação ionizante com a matéria, estimando assim as grandezas de interesse por meio de uma simulação com alta precisão, possibilitando a análise de modelos que são de difícil resolução experimental.

O código de transporte de radiação utilizado neste trabalho é o MCNP5 (*Monte Carlo N-Particle*) [LOS ALAMOS LABORATORY, 2008]. Trata-se de um *software* proprietário, desenvolvido pelo Laboratório Nacional de Los

Alamos (LANL), na década de 50 para transporte de fótons e nêutrons e posteriormente foi incorporado o transporte de elétrons. Predominantemente escrito em Fortran 90, destaca-se de outros códigos pela versatilidade e simplicidade na construção de geometrias e fontes. As bibliotecas responsáveis pelas funções de amostragem, necessárias para simular o transporte da radiação, utilizam o banco de dados do NIST [CINTRA, 2010].

Para estimar os fatores de correção são necessários alguns parâmetros de entrada como: a geometria, os materiais, as densidades dos meios, o arranjo experimental, as características da fonte de radiação e os *tallies*. O número de histórias simuladas na determinação de cada fator de correção foi de 1×10^9 . O *tally* utilizado foi F8, para fótons e elétrons, que fornece a energia depositada em MeV.

Capítulo 5

Resultados: Caracterização Experimental da Câmara de Ionização

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos experimentalmente. Isso inclui os testes de estabilidade da resposta da câmara de ionização de ar livre, tais como os testes de estabilidade a curto e longo prazos, corrente de fuga e tempo de estabilização. Os testes de caracterização realizados incluem: curva de saturação, eficiência de coleção de íons, efeito de polaridade, linearidade da resposta com a variação da corrente e linearidade da resposta com a variação volumétrica.

Juntamente com o teste de eficiência de coleção de íons foram obtidos os valores experimentais para o fator de correção para recombinação iônica e por fim foi obtido o fator de correção para atenuação no ar.

5.1 Testes de Estabilidade

Os testes de estabilidade realizados com a câmara de ionização de ar livre foram: estabilidade a curto e longo prazos, corrente de fuga e tempo de estabilização. A qualidade de mamografia escolhida para a realização dos testes foi a WMV28 (Tabela 4.2).

5.1.1 Testes de Estabilidade a Curto e Longo Prazos

Para o teste de estabilidade a curto e longo prazos, a câmara de ionização foi posicionada usando o novo protocolo de alinhamento a 100 cm do ponto focal. Dez medições consecutivas foram realizadas após 15 min de irradiação, a fim de observar o grau de concordância entre as medições.

Os resultados do teste de repetibilidade (estabilidade a curto prazo) apresentaram -se dentro do limite recomendado pela norma IEC 61674 [IEC, 1997], que é de 1,0%. A variação máxima obtida foi de 0,7%, estando acima do limite recomendado pela norma IEC 60731 de 0,3% [IEC, 2011]. A estabilidade a longo prazo foi observada pelos resultados obtidos nos testes de repetibilidade ao longo de um período de um ano.

De acordo com a norma IEC 61674 [IEC, 1997], a variação máxima dos resultados das medições deve ser de 2,0%. A norma IEC 60731 [IEC, 2011] recomenda um limite de 0,5%, e foi usado para comparação, por causa do seu limite mais restritivo. É possível observar na Figura 5.1, os resultados

obtidos são consistentes com a recomendação. A resposta foi normalizada para a média das dez primeiras medições.

Figura 5.1: Estabilidade a longo prazo para a câmara de ionização de ar livre, na qualidade WMV28. As linhas pontilhadas mostram os limites estabelecidos pela norma IEC 61674 [IEC, 1997]. As linhas tracejadas mostram os limites recomendados pela IEC 60731 [IEC, 2011]

5.1.2 Teste de Corrente de Fuga

Para se verificar a corrente de fuga do sistema, foi observada a variação da resposta em um intervalo de 20 min antes e após a irradiação. A maior corrente de fuga observada antes da irradiação foi de 0,24% e depois da irradiação foi de 0,38%, estando ambos valores abaixo dos limites recomendados pelas normas IEC 61674 [IEC, 1997] e IEC 60731 [IEC, 2011] de 5,0% e de 0,5% respectivamente.

5.1.3 Tempo de Estabilização

O teste do tempo de estabilização avalia quanto tempo é necessário para que o conjunto câmara de ionização e eletrômetro fique eletricamente estável. Na Tabela 5.1 pode-se observar os valores da corrente de ionização após 5, 15, 30, 45 e 60 min de irradiação.

Tabela 5.1: Corrente de ionização após intervalos de tempo entre 5 e 60 min de irradiação.

Tempo (min)	Corrente de Ionização (pA)
5	$5,56 \pm 0,02$
15	$5,57 \pm 0,02$
30	$5,57 \pm 0,02$
45	$5,57 \pm 0,02$
60	$5,57 \pm 0,02$

De acordo com as normas IEC 61674 [IEC, 1997] e IEC 60731 [IEC, 2011], a resposta da câmara de ionização 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 variação observada foi de 0,2% estando dentro dos limites recomendados.

Observando os dados, optou-se por esperar 15 minutos de irradiação antes das medições, após a polarização da câmara de ionização, como procedimento de estabilização do sistema detector.

5.2 Testes de Caracterização

A seguir serão apresentados os resultados obtidos nos testes de caracterização da câmara de ionização. Os testes foram realizados com a qualidade WMV28 (Tabela 4.2).

5.2.1 Curva de Saturação

Como a câmara de ionização de ar livre do tipo cilíndrica necessita de duas medições para a obtenção da taxa de kerma no ar, foram realizadas duas curvas de saturação: uma na posição colapsada (Figura 5.2) e outra na posição expandida (Figura 5.3).

Figura 5.2: Curva de saturação da câmara de ionização de ar livre na posição colapsada, na qualidade WMV28. A incerteza máxima das medições foi de 0,5%, não visível no gráfico.

Figura 5.3: Curva de saturação da câmara de ionização de ar livre na posição expandida, na qualidade WMV28. A incerteza máxima das medições foi de 0,4%, não visível no gráfico.

5.2.2 Eficiência de Coleção de Íons e Fator de Correção para Recombinação Iônica

A eficiência de coleção de íons e o fator de correção para recombinação iônica foram determinados por meio dos dados obtidos da curva de saturação na posição expandida para as tensões de 400 V, 600 V, 800 V e 1000 V para cada qualidade de radiação, utilizando a Equação 3.16. As Tabelas 5.2, 5.3, 5.4, e 5.5 mostram os valores obtidos.

As normas IEC 61674 [IEC, 1997] e IEC 60731 [IEC, 2011] estabelecem que a eficiência de coleção de íons deve ser maior a 95% e 99%, respectivamente. Os resultados obtidos estão dentro dos limites das duas normas.

Tabela 5.2: Eficiência de coleção de íons e fator de correção para recombinação iônica para diferentes tensões, para a qualidade WMV28.

Tensão (V)	Eficiência (%)	Fator de Correção (k_s)
400	99,67	$1,003 \pm 0,006$
800	99,65	$1,000 \pm 0,006$
600	99,98	$1,000 \pm 0,005$
1000	99,95	$1,000 \pm 0,006$

Tabela 5.3: Eficiência de coleção de íons e fator de correção para recombinação iônica para diferentes tensões, para a qualidade WMV35.

Tensão (V)	Eficiência (%)	Fator de Correção (k_s)
400	99,62	$1,004 \pm 0,006$
800	99,72	$1,003 \pm 0,006$
600	99,87	$1,001 \pm 0,006$
1000	99,92	$1,001 \pm 0,006$

Tabela 5.4: Eficiência de coleção de íons e fator de correção para recombinação iônica para diferentes tensões, para a qualidade WMH28.

Tensão (V)	Eficiência (%)	Fator de Correção (k_s)
400	99,37	$1,006 \pm 0,006$
800	99,51	$1,005 \pm 0,006$
600	99,68	$1,003 \pm 0,006$
1000	99,68	$1,003 \pm 0,005$

Tabela 5.5: Eficiência de coleção de íons e fator de correção para recombinação iônica para diferentes tensões, para a qualidade WMH35.

Tensão (V)	Eficiência (%)	Fator de Correção (k_s)
400	99,44	$1,006 \pm 0,006$
800	99,60	$1,004 \pm 0,006$
600	99,92	$1,001 \pm 0,006$
1000	99,93	$1,001 \pm 0,006$

5.2.3 Efeito de Polaridade

Para o teste do efeito de polaridade foi feita uma curva de saturação variando-se a tensão de -1000 V a +1000 V, em intervalos de 100 V. Os resultados estão representados na Figura 5.4.

Figura 5.4: Curva de saturação obtida para as tensões nas duas polaridades, na qualidade WMH28. A incerteza máxima das medições foi de 0,5%, não visível no gráfico.

De acordo com a norma IEC 60731 [IEC, 2011], a variação obtida pela razão das respostas nas tensões de intensidade igual e de polaridade contrária não deve ser maior que 1,0%. Observando a Tabela 5.6, pode-se verificar que todos os valores obtidos estão de acordo com a recomendação internacional.

Tabela 5.6: Razão entre a carga coletada com a polarização positiva Q_+ e a carga coletada com a polaridade negativa Q_- .

V_+, V_-	Q_+, Q_-	Variação (%)
+100, -100	$-1,004 \pm 0,001$	0,44
+200, -200	$-0,999 \pm 0,001$	0,02
+300, -300	$-1,007 \pm 0,001$	0,74
+400, -400	$-1,004 \pm 0,001$	0,36
+500, -500	$-1,005 \pm 0,001$	0,51
+600, -600	$-1,005 \pm 0,001$	0,50
+700, -700	$-1,004 \pm 0,001$	0,44
+800, -800	$-1,005 \pm 0,001$	0,49
+900, -900	$-0,998 \pm 0,001$	0,19
+1000, -1000	$-1,002 \pm 0,001$	0,22

5.2.4 Linearidade da Resposta com a Variação da Corrente

Esse teste é feito para se verificar a linearidade da resposta da câmara de ionização de ar livre com a taxa de kerma no ar, variando-se a corrente no tubo de raios X, entre 5 mA e 35 mA, e mantendo-se constantes a tensão e a filtração da qualidade WMV28. Na Figura 5.5 pode-se observar o resultado.

Figura 5.5: Linearidade da resposta com a variação da corrente no tubo, na qualidade WMV28. A incerteza máxima das medições foi de 0,4%, não visível no gráfico.

A resposta foi normalizada para o valor obtido para corrente no tubo de 5 mA. Obteve-se o coeficiente de correlação linear (R^2) igual a 0,9999, mostrando a linearidade da resposta com a variação da corrente no tubo.

5.2.5 Linearidade da Resposta com a Variação Volumétrica

Este teste foi realizado aumentando-se o comprimento do volume sensível de 1cm de cada vez, mantendo-se o centro fixo. Esse teste permite verificar se qualquer variação volumétrica pode ser utilizada para a determinação da taxa de kerma no ar, já que a própria grandeza é determinada, utilizando a câmara de ionização de ar livre com cilindros concêntricos, por meio de duas medições

com volumes diferentes. A Figura 5.6 mostra o resultado obtido. A resposta foi normalizada para o valor obtido com o volume sensível na posição inicial.

Figura 5.6: Linearidade da resposta com a variação do comprimento do volume sensível da câmara de ionização, na qualidade WMV28. A incerteza máxima das medições foi de 1%, não visível no gráfico.

Obteve-se o coeficiente de correlação linear (R^2) igual a 0,9999, mostrando a linearidade da resposta com a variação do comprimento do volume sensível.

A Tabela 5.7 mostra os resultados obtidos com a câmara de ionização após a modificação no suporte do micrômetro e no protocolo de alinhamento, em comparação com os resultados obtidos anteriormente [LIMA, 2014]. É importante destacar que os cálculos foram realizados sem os fatores de correção, por isso ainda não se pode comparar os valores absolutos de referência do kerma no ar obtido e sim a uniformidade da resposta. É possível obser-

var que os resultados obtidos neste trabalho possuem maior uniformidade ao serem comparados com os resultados obtidos por Lima [2014]. A diferença máxima entre as respostas da câmara de ionização neste trabalho foi de 3,3% em vez de 22,67% antes das modificações, embora não exista recomendação por norma para esta uniformidade.

Tabela 5.7: Comparação da uniformidade da resposta da câmara com os resultados obtidos em trabalho anterior [LIMA, 2014].

Posição Inicial	Posição Final	Deslocamento (cm)	Kerma no Ar (mGy)	
			Este Trabalho	Lima [2014]
0	1	1,0	4,537	4,802
1	2	1,0	4,664	5,878
2	3	1,0	4,414	6,210
3	4	1,0	4,536	5,713
4	5	1,0	4,420	5,796

5.3 Fator de Correção para Atenuação no Ar

O fator de correção para atenuação no ar (k_a) foi determinado experimentalmente. Foram obtidas dez medições numa posição do volume sensível e mais dez posições a uma distância de 1cm da posição da primeira medição. Utilizando as Equações 3.13 e 3.14, foram obtidos os valores apresentados na Tabela 5.8.

A fim de se verificar o método utilizado, os valores obtidos foram comparados com os resultados do laboratório padrão primário alemão Physikalisch-

Tabela 5.8: Valores do fator de correção para atenuação no ar, obtidos experimentalmente.

Qualidade de Radiação	Fator de Correção (k_s)
WMV28	$1,015 \pm 0,003$
WMV35	$1,015 \pm 0,003$
WMH28	$1,019 \pm 0,004$
WMH35	$1,017 \pm 0,004$

Technische Bundesanstalt (PTB), como mostra a Tabela 5.9 [KESSLER et al., 2011]. A Tabela 5.10 mostra os valores obtidos neste trabalho em comparação com os resultados simulados obtidos por Lima [2014].

Tabela 5.9: Valores obtidos experimentalmente para o fator de correção para atenuação no ar neste trabalho, para as qualidades WMV28 e WMV35, em comparação com os valores obtidos no PTB [KESSLER et al., 2011].

Qualidade de Radiação	Fator de Correção (k_s)		Diferença (%)
	Este Trabalho	PTB	
WMV28	1,0149	1,0190	0,40
WMV35	1,0145	1,0182	0,36

Tabela 5.10: Valores obtidos experimentalmente para o fator de correção para atenuação no ar neste trabalho, para as qualidades WMV28 e WMV35, em comparação com os valores obtidos por Lima [LIMA,2014].

Qualidade de Radiação	Fator de Correção (k_s)		Diferença (%)
	Este Trabalho	[LIMA, 2014]	
WMV28	1,0149	1,0221	0,70
WMV35	1,0145	1,0180	0,34

Pode-se observar uma boa concordância entre os valores obtidos experimentalmente neste trabalho com os valores do PTB e com os dados obtidos por simulação por Lima [2014], com diferenças máximas de 0,4% e 0,7% respectivamente.

Capítulo 6

Resultados: Determinação dos Fatores de Correção por Simulação

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos por simulação para os fatores de correção para atenuação no ar, transmissão e espalhamento no diafragma, e espalhamento e fluorescência.

6.1 Espectro de Energias da Fonte de Radiação

Os espectros foram obtidos por meio da metodologia semi-empírica descrita no item 4.10. Para validar o método, o espectro obtido neste trabalho para a qualidade WMV35 foi comparado com o espectro obtido experimentalmente por Corrêa [2012] (Figura 6.1), mostrando boa concordância, descontando-se efeitos do sistema de medição.

As Figuras 6.2, 6.3, 6.4 e 6.5 mostram os espectros das qualidades padronizadas de mamografia WMV28, WMV35, WMH28 e WMH35, respectivamente.

Figura 6.1: Comparação entre o espectro obtido neste trabalho (representado pela linha azul) e o obtido experimentalmente por Corrêa (representado pela linha vermelha), para a qualidade WMV35 [CORRÊA, 2012].

Figura 6.2: Espectro da qualidade padronizada de mamografia WMV28.

Figura 6.3: Espectro da qualidade padronizada de mamografia WMV35.

Figura 6.4: Espectro da qualidade padronizada de mamografia WMH28.

Figura 6.5: Espectro da qualidade padronizada de mamografia WMH35.

6.2 Geometria da Câmara de Ionização e do Feixe de Radiação

A Figura 6.6 apresenta a geometria utilizada na simulação, para a câmara de ionização de ar livre.

As dimensões de cada componente da câmara de ionização estão descritas anteriormente na Tabela 4.1.

A Figura 6.7 apresenta os materiais de cada componente da câmara de ionização, incluindo o meio (ar seco).

Os materiais utilizados foram: ar seco, chumbo, alumínio e tungstênio, com densidades de $1,293 \times 10^{-3} \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$, $11,35 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$, $2,699 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$ e $19,30 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$, respectivamente. A composição do ar seco é dada pela porcentagem em massa: 75,53% de nitrogênio, 23,18% de oxigênio, 1,28% de argônio e 0,01% de carbono [WILLIAMS III et al., 2006].

Figura 6.6: Corte transversal da câmara de ionização modelada pelo código MCNP5, visualizada com o *software* Vised X22S.

Figura 6.7: Esquema da geometria incluindo os materiais. A cor azul representa ar seco; vermelho: alumínio; verde: chumbo; e amarelo: tungstênio.

Para otimizar as simulações (tempo x incerteza), foram utilizados dois feixes com o mesmo espectro energético da radiação, mas com espectros geométricos diferentes. O primeiro, denominado neste trabalho de feixe original, foi simulado em um formato cônico com diâmetro de 12 cm e uma distância de 100 cm do ponto focal, mantendo as características do feixe real. O segundo feixe foi intencionalmente colimado, de forma que praticamente todas as partículas da fonte atravessassem o colimador da câmara de ionização.

A Figura 6.8 apresenta as diferenças entre os tipos de feixes simulados. A razão para esta divisão é que a blindagem elimina muitas partículas oriundas da fonte, de modo que o MCNP transporta partículas que não contribuem no resultado final, diminuindo a eficiência da simulação. Colimando o feixe, considera-se que a blindagem é ideal e que apenas partículas, que saem da fonte com ângulo máximo dado pelo obturador, de fato cheguem ao volume sensível da câmara. Consequentemente, praticamente toda partícula gerada chega ao volume sensível, aumentando a população de partículas no volume sensível, melhorando a estatística do *tally*.

Figura 6.8: Esquema das geometrias utilizadas para o feixe. Os pontos vermelhos representam os fótons primários e secundários no caso do feixe.
(a) original e (b) colimado.

6.3 Fatores de Correção

A seguir são apresentados os resultados obtidos por simulação para os fatores de correção.

6.3.1 Atenuação de Fótons no Ar

Para se obter o fator de correção de atenuação no ar, foram realizadas sete simulações, cada simulação com 1×10^9 histórias e com interesse no *tally* F8 (energia depositada), utilizando o feixe colimado. Em cada simulação variou-se a posição do volume. Para cada posição afastou-se o volume sensível 1 cm a mais da fonte de radiação. O ponto focal do feixe de radiação está localizado a uma distância de 100 cm do diafragma da câmara de ionização.

A equação geral da reta resultante é representada por

$$\ln E_{dep} = \ln E_{fonte} - \mu x \quad (6.1)$$

onde E_{dep} é a energia depositada, E_{fonte} é a energia da fonte, μ é o coeficiente de atenuação no ar e x é o incremento na distância. A Figura 6.9 mostra as retas obtidas.

Utilizando a Equação 3.13 foram obtidos os valores para os fatores de correção para atenuação no ar, apresentados na Tabela 6.1.

Tabela 6.1: Fatores de correção para atenuação no ar obtidos por meio de simulação.

Qualidade de Radiação	Fator de Correção
WMV28	$1,02215 \pm 0,00004$
WMV35	$1,02106 \pm 0,00005$
WMH28	$1,01519 \pm 0,00005$
WMH35	$1,01245 \pm 0,00005$

Figura 6.9: Curvas de atenuação para as qualidades padronizadas de mamografia. A incerteza máxima foi de 0,1%, não visível no gráfico.

Para validar o método, os fatores de correção para as qualidades padronizadas WMV28 e WMV35 foram comparados com os resultados apresentados pelo PTB, como mostra a Tabela 6.2.

Tabela 6.2: Comparação entre os resultados obtidos por simulação e os resultados obtidos pelo laboratório alemão PTB [KESSELER et al., 2011].

Qualidade de Radiação	Fator de Correção (k_a)		Diferença (%)
	Este Trabalho	PTB	
WMV28	1,0222	1,0190	0,31
WMV35	1,0212	1,0182	0,30

Pode-se observar que os resultados obtidos por simulação neste trabalho são compatíveis com os resultados obtidos pelo laboratório padrão primário alemão PTB [KESSELER et al., 2011], mostrando boa concordância, com dife-

rença máxima de 0,31%. Na Tabela 6.3 os valores foram comparados com os obtidos por Lima [2014], e na Tabela 6.4 todos os resultados obtidos por meio de simulação foram comparados com os resultados obtidos experimentalmente.

Tabela 6.3: Comparação entre os fatores de correção para atenuação no ar obtidos neste trabalho e os obtidos por Lima [2014].

Qualidade de Radiação	Fator de Correção (k_a)		Diferença (%)
	Este Trabalho	LIMA	
WMV28	$1,02215 \pm 0,00004$	$1,0221 \pm 0,0002$	0,01
WMV35	$1,02106 \pm 0,00005$	$1,0180 \pm 0,0002$	0,30

Tabela 6.4: Comparação entre os fatores de correção para atenuação no ar obtidos neste trabalho por simulação e experimentalmente.

Qualidade de Radiação	Fator de Correção (k_a)		Diferença (%)
	Este Trabalho	Experimentalmente	
WMV28	$1,02215 \pm 0,00004$	$1,015 \pm 0,003$	0,69
WMV35	$1,02106 \pm 0,00005$	$1,015 \pm 0,003$	0,61
WMH28	$1,01519 \pm 0,00005$	$1,019 \pm 0,004$	0,37
WMH35	$1,01245 \pm 0,00005$	$1,017 \pm 0,004$	0,44

É possível observar que os resultados obtidos neste trabalho por simulação são compatíveis também com os resultados obtidos por Lima [2014], com diferença máxima de 0,69%. A utilização do feixe colimado neste trabalho mostrou-se um método eficaz para diminuir a incerteza do fator de correção.

Alem disso, os valores simulados possuem incertezas menores comparado com os resultados obtidos experimentalmente.

6.3.2 Transmissão e Espalhamento no Diafragma

O código MCNP trabalha com sistema de importância, que define como as partículas interagem com o espaço.

Ao se utilizar a importância zero em um determinado espaço, as partículas ao entrarem nesse espaço serão, junto com a sua informação (energia), eliminadas.

Para se obter o valor do fator de correção para transmissão e espalhamento no diafragma, foram realizadas duas simulações, ambas com 1×10^9 histórias, com interesse no *tally* F8 (energia depositada) e com o feixe original. Em uma das simulações utilizou-se o diafragma com importância zero, fazendo com que ele se comportasse como um absorvedor ideal (ou uma blindagem ideal), sem gerar espalhamento. Na segunda simulação (chamada de referência) utilizou-se o diafragma com importância 1, voltando para as características originais. Assim, utilizando a Equação 3.15, obteve-se então os fatores de correção para transmissão e espalhamento do diafragma (Tabela 6.5).

Para validar o método, foram comparados os valores obtidos neste trabalho com os obtidos pelo PTB [KESSLER et al., 2011]: Tabela 6.6.

Na Tabela 6.7, o resultado obtido neste trabalho foi comparado com o resultado apresentado por Lima [2014], para a qualidade WMV35.

Tabela 6.5: Valores obtidos para os fatores de correção para transmissão e espalhamento no diafragma.

Qualidade de Radiação	Fator de Correção (k_{dia})
WMV28	$1,00 \pm 0,04$
WMV35	$1,00 \pm 0,04$
WMH28	$1,00 \pm 0,04$
WMH35	$1,00 \pm 0,04$

Tabela 6.6: Valores obtidos neste trabalho em comparação com os resultados obtidos pelo laboratório alemão PTB, para o fator de correção para transmissão e espalhamento no diafragma [KESSLER et al., 2011].

Qualidade de Radiação	Fator de Correção (k_{dia})		Diferença (%)
	Este Trabalho	PTB	
WMV28	1,00	0,9996	0,04
WMV35	1,00	0,9996	0,04

Tabela 6.7: Valores obtidos neste trabalho em comparação com os resultados obtidos por Lima para o fator de correção para transmissão e espalhamento no diafragma [LIMA, 2014].

Qualidade de Radiação	Fator de Correção (k_{dia})		Diferença (%)
	Este Trabalho	LIMA	
WMV35	$1,00 \pm 0,04$	$1,00 \pm 0,09$	0,01

Os valores obtidos neste trabalho mostram boa concordância com os valores obtidos pelo laboratório padrão primário alemão PTB e por Lima [2014], com diferenças máximas de 0,04% e 0,01% respectivamente.

6.3.3 Espalhamento e Fluorescência

O código MCNP5 possui um cartão que permite “definir” ou “desligar” alguns fenômenos físicos. Uma das opções é de desligar a geração de partículas secundárias. Para determinar o fator de correção para espalhamento e fluorescência (k_{sc}), foram simuladas 1×10^{-9} histórias, com interesse no *tally* F8 (energia depositada) utilizando o feixe colimado. Uma simulação nas condições de referência (geração de partículas secundárias definida) também foi realizada. A razão entre a energia depositada da simulação, com a geração de partículas secundárias desligada, e da energia depositada da simulação de referência, resulta no fator de correção para o espalhamento e fluorescência.

Para validar o método, foram comparados os valores obtidos neste trabalho com os obtidos pelo PTB (Tabela 6.8).

Tabela 6.8: Valores obtidos neste trabalho comparados com os resultados obtidos pelo laboratório alemão PTB para o fator de correção para espalhamento e fluorescência.

Qualidade de Radiação	Fator de Correção (k_s)		Diferença (%)
	Este Trabalho	PTB	
WMV28	0,999	0,991	0,8
WMV35	0,999	0,991	0,8

Os resultados obtidos mostraram boa concordância com os valores obtidos pelo PTB, com uma diferença máxima de 0,8%.

Os valores obtidos para cada qualidade de radiação, estão apresentados na Tabela 6.9.

Tabela 6.9: Valores obtidos para os fatores de correção para espalhamento e fluorescência.

Qualidade de Radiação	Fator de Correção (k_{sc})
WMV28	$0,999 \pm 0,002$
WMV35	$0,999 \pm 0,002$
WMH28	$0,999 \pm 0,001$
WMH35	$0,999 \pm 0,001$

Capítulo 7

Resultados: Determinação da Taxa de Kerma no Ar

7.1 Determinação da Taxa de Kerma no Ar

Com o sistema padrão secundário para feixes de mamografia do LCI, determinou-se experimentalmente a taxa de kerma no ar para cada qualidade de radiação, utilizando o fator de calibração disponível em seu certificado. Foram feitas então dez medições consecutivas e com a média desse conjunto de dados foi obtido o valor da taxa de kerma no ar, dada em mGy/min, como mostra a Tabela 7.1 para as qualidades padronizadas de mamografia.

Tabela 7.1: Taxa de Kerma no ar para as qualidades de mamografia utilizando a câmara de ionização da marca Radcal, sistema padrão secundário do LCI.

Qualidade de Radiação	Taxa de Kerma no Ar (mGy/min)
WMV28	$10,49 \pm 0,21$
WMV35	$15,37 \pm 0,31$
WMH28	$0,589 \pm 0,021$
WMH35	$1,279 \pm 0,026$

Com a câmara de ionização de ar livre foram feitas 10 medições consecutivas, com o comprimento do volume sensível igual a 1cm, e mais 10 medições com o comprimento do volume sensível igual a 2cm. Com as médias desses conjuntos de dados, e utilizando a Equação 3.12 foram obtidos os valores da Tabela 7.2.

Tabela 7.2: Taxa de Kerma no ar para as qualidades de mamografia, utilizando a câmara de ionização de ar livre.

Qualidade de Radiação	Taxa de Kerma no Ar (mGy/min)
WMV28	$10,77 \pm 0,15$
WMV35	$15,73 \pm 0,17$
WMH28	$0,624 \pm 0,012$
WMH35	$1,242 \pm 0,017$

Os resultados obtidos com a câmara de ionização Radcal e a câmara de ionização de ar livre foram comparados (Tabela 7.3). Os valores obtidos são compatíveis, com diferença máxima de 3,8%.

Estabeleceu-se assim o sistema padrão primário para raios X (nas qualidades padronizadas de mamografia) no LCI. Com este sistema, agora pode-se calibrar os detectores de radiação para o intervalo de energia em questão.

Tabela 7.3: Comparação entre os valores obtidos para a taxa de kerma no ar, utilizando a câmara de ionização de ar livre e a câmara de ionização Radcal.

Qualidade de Radiação	Taxa de kerma no Ar (mGy/min)		Diferença (%)
	Câmara de ionização de Ar Livre	Câmara de ionização Radcal	
WMV28	$10,77 \pm 0,15$	$10,49 \pm 0,21$	2,6
WMV35	$15,73 \pm 0,17$	$15,37 \pm 0,31$	2,3
WMH28	$0,624 \pm 0,012$	$0,589 \pm 0,021$	3,8
WMH35	$1,242 \pm 0,017$	$1,279 \pm 0,026$	3,0

7.2 Aplicação: Determinação do Fator de Calibração do Sistema Padrão Secundário

Considerando que o sistema padrão secundário foi calibrado em 2009, e não participou de intercomparações nacionais nem internacionais desde esta época, ele está necessitando urgentemente de uma recalibração.

Assim, por último, foi determinado o fator de calibração para a câmara de ionização Radcal pelo método de substituição, utilizando como sistema padrão de referência a câmara de ionização de ar livre (Tabela 7.4).

Tabela 7.4: Fatores de calibração obtidos para a câmara de ionização Radcal, utilizando a câmara de ionização de ar livre como referência, comparados com os valores fornecidos pelo certificado.

Qualidade de Radiação	Fator de Calibração Gy/ μ C		Diferença (%)
	Este Trabalho	Certificado PTB	
WMV28	4,939	4,809	2,7
WMV35	4,923	4,809	2,3
WMH28	4,992	4,805	3,8
WMH35	4,676	4,819	3,0

Capítulo 8

Conclusões

O objetivo deste trabalho foi o estabelecimento de um sistema padrão primário para energias baixas, utilizando uma câmara de ionização de ar livre (marca Victoreen, modelo 481-5), pertencente ao Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI).

Para isso foram realizados inicialmente os testes de estabilidade e de caracterização estabelecidos pelas normas internacionais. Além disso, foram determinados, para as qualidades padronizadas de mamografia, os fatores de correção para atenuação no ar, recombinação iônica, transmissão e espalhamento pelo diafragma, e espalhamento e fluorescência.

Os testes de estabilidade (estabilidade a curto e longo prazos, corrente de fuga e tempo de estabilização) mostraram um excelente desempenho da câmara de ionização de ar livre, com resultados dentro dos limites recomendados pelas normas IEC 61674 [IEC, 1997] e IEC 60731 [IEC, 2011], com exceção no teste de estabilidade a curto prazo que ficou acima do limite estabelecido pela norma IEC 60731 [IEC, 2011]. Considerou-se que este limite não era praticá-

vel no sistema de medição utilizado, considerando que o sistema de raios X não é estável, e ainda devido à incerteza do controle manual do cronômetro, envolvendo o tempo de reação do operador.

Os testes de caracterização confirmaram o funcionamento devido da câmara de ionização, além de fornecer a faixa de tensão recomendada para o melhor funcionamento da câmara de ionização (a partir de 400 V).

A modificação no suporte de um dos micrômetros e o novo protocolo de alinhamento corrigiram perfeitamente o problema relatado anteriormente por Lima [2014].

O espectro obtido com a metodologia semi-empírica mostrou boa concordância com os valores obtidos experimentalmente, revelando-se um método simples e otimizado para obtenção de espectros.

Os valores obtidos para os fatores de correção foram comparados com os valores obtidos pelo laboratório padrão primário alemão PTB, mostrando uma boa concordância, validando os métodos utilizados.

Finalmente, foi determinada a taxa de kerma no ar com a câmara de ionização de ar livre como um sistema absoluto, estabelecendo-se assim o sistema padrão primário para o intervalo de energias de mamografia no LCI.

Além disso, como uma aplicação, foi determinado ainda o fator de calibração para a câmara de ionização da marca Radcal (sistema padrão secundário para feixes de mamografia do LCI) para as qualidades padronizadas de mamografia. Os resultados foram altamente satisfatórios.

Apêndice A

Procedimento de Utilização da Câmara de Ionização de Ar Livre

A.1 Objetivos

Este procedimento descreve as instruções (passo a passo) para a correta utilização da câmara de ionização de ar livre (marca Victoreen, modelo 481-5), no LCI. Contém também as instruções para o cálculo do fator de correção para as condições ambientais de referencia e os valores dos fatores de correção para atenuação no ar, espalhamento e fluorescência, transmissão e espalhamento no diafragma, e recombinação iônica para as qualidades padronizadas de mamografia, implementadas no Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN (WMV28, WMV35, WMH28, WMH35).

A.2 Condições e Recursos Necessários

- Supervisor com conhecimentos em proteção radiológica;

- Sistema de radiação X, Pantak/Seifert , ISOVOLT 160 HS;
- Colimador de radiação X com diâmetro de 50,8 mm;
- Materiais e equipamentos necessários para a implementação das qualidades de radiação;
- Câmara de ionização de ar livre, marca Victoreen, modelo 481-5;
- Tela fluorescente;
- Câmera de vídeo;
- Eletrômetro Keithley, modelo 6517A;
- Dois cabos triaxiais para conexão da câmara de ionização ao eletrômetro;
- Sistema de ar condicionado e desumidificador;
- Termômetro, barômetro e higrômetro;
- Cronômetro;
- Microcomputador para os cálculos.

A.3 Fatores de Correção

A.3.1 Fator de Correção para Condições Ambientais de Referência

Utilizar a Equação A.1:

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

onde T e P são respectivamente a temperatura e a pressão durante a medição e T_0 e P_0 são respectivamente a temperatura e a pressão de referência (20° C e 101,325 kPa).

A.3.2 Fator de Correção para Atenuação no Ar

Utilizar a Tabela A.1:

Tabela A.1: Fatores de correção para atenuação no ar.

Qualidade de Radiação	Fator de Correção (k_a)
WMV28	$1,0221 \pm 0,0004$
WMV35	$1,0212 \pm 0,0005$
WMH28	$1,0152 \pm 0,0005$
WMH35	$1,0125 \pm 0,0005$

A.3.3 Fator de Correção para Espalhamento e Fluorescência

Utilizar a Tabela A.2:

Tabela A.2: Valores obtidos para os fatores de correção para espalhamento e fluorescência.

Qualidade de Radiação	Fator de Correção (k_{sc})
WMV28	$0,999 \pm 0,002$
WMV35	$0,999 \pm 0,002$
WMH28	$0,999 \pm 0,001$
WMH35	$0,999 \pm 0,001$

A.3.4 Fator de Correção para Recombinação Iônica

Utilizas as Tabelas A.3, A.4, A.5 e A.6:

Tabela A.3: Fator de correção para recombinação iônica para diferentes tensões, para a qualidade WMV28.

Tensão (V)	Fator de Correção (k_s)
400	$1,003 \pm 0,006$
800	$1,000 \pm 0,006$
600	$1,000 \pm 0,005$
1000	$1,000 \pm 0,006$

Tabela A.4: Fator de correção para recombinação iônica para diferentes tensões, para a qualidade WMV35.

Tensão (V)	Fator de Correção (k_s)
400	$1,004 \pm 0,006$
800	$1,003 \pm 0,006$
600	$1,001 \pm 0,006$
1000	$1,001 \pm 0,006$

Tabela A.5: Fator de correção para recombinação iônica para diferentes tensões, para a qualidade WMH28.

Tensão (V)	Fator de Correção (k_s)
400	$1,006 \pm 0,006$
800	$1,005 \pm 0,006$
600	$1,003 \pm 0,006$
1000	$1,003 \pm 0,005$

Tabela A.6: Fator de correção para recombinação iônica para diferentes tensões, para a qualidade WMH35.

Tensão (V)	Fator de Correção (k_s)
400	$1,006 \pm 0,006$
800	$1,004 \pm 0,006$
600	$1,001 \pm 0,006$
1000	$1,001 \pm 0,006$

A.3.5 Fator de Correção para Transmissão e Espalhamento no Diafragma

Utilizar a Tabela A.7

Tabela A.7: Valores obtidos para os fatores de correção para transmissão e espalhamento no diafragma.

Qualidade de Radiação	Fator de Correção (k_{dia})
WMV28	$1,00 \pm 0,04$
WMV35	$1,00 \pm 0,04$
WMH28	$1,00 \pm 0,04$
WMH35	$1,00 \pm 0,04$

A.4 Procedimento de Operação

- Ligar com duas horas de antecedência o sistema de ar condicionado e desumidificador (a umidade deve estar entre 50% e 60% para o início das medições);
- Colocar o colimador (diâmetro de 50,8 mm) no sistema de radiação X;
- Posicionar a câmara de ionização de ar live com o laser lateral em seu diafragma;
- Alinhar o eixo central da câmara com o laser;

- Colocar a tela fluorescente na saída da câmara de ionização;
- Posicionar a câmara de vídeo na tela fluorescente no ponto onde cruzam os feixes de laser;
- Com a luz apagada e com o operador fora da sala, ligar o sistema de radiação X, visualizar a imagem formada pelo monitor ligado à câmera de vídeo e, seguindo essa imagem, fazer os ajustes necessários;
- Após certificar que o alinhamento está correto, conectar a câmara de ionização ao eletrômetro por meio dos cabos;
- Polarizar a câmara de ionização com uma tensão de 600 V, por duas horas;
- Realizar o teste de corrente de fuga seguindo a recomendação da norma IEC 61674 e, na ausência de fuga, prosseguir o procedimento;
- Posicionar a filtração adicional referente à qualidade de radiação;
- Posicionar e verificar o funcionamento dos equipamentos de monitoração das condições ambientais;
- Selecionar os parâmetros referentes à qualidade desejada no painel do sistema de radiação;
- Iniciar as medições, lembrando de anotar os valores de temperatura e pressão;

- Lembrar que, para o cálculo da taxa de kerma no ar, são necessários duas medições: uma medição com um comprimento do volume sensível e outra medição com um incremento no comprimento do volume sensível, sempre mantendo o centro do volume sensível fixo.

A.5 Determinação da Taxa de Kerma no Ar

Utilizar a Equação A.2:

$$\dot{K}_{ar} = \frac{\left(\frac{\overline{W}_{ar}}{e}\right) (Q_2 - Q_1)/\Delta t}{\rho_{ar} A \Delta L} (k_{P,T} k_a k_s k_{dia} k_{sc}) \quad (A.2)$$

onde:

- $\frac{\overline{W}_{ar}}{e}$ é a energia necessária para gerar um par de íons (33,97 J/C);
- ρ_{ar} é a densidade do ar seco em condições de referência (1,2930 kg/m⁻³);
- A é a área de abertura do diafragma da câmara de ionização (1,26 × 10⁻⁵ m²);
- $(Q_2 - Q_1)/\Delta t$ é a corrente de ionização, e é obtida com a subtração da carga da segunda medição pela carga obtida na primeira medição, dividida pelo tempo;
- ΔL é a variação do comprimento sensível na primeira e segunda medições;

- $k_{P,T}$ é o fator de correção para as condições de referência (Equação A.1);
- k_a é o fator de correção para atenuação no ar dado na Tabela A.1
- k_s é o fator de correção para recombinação iônica dado nas Tabelas A.3, A.4, A.5 e A.6;
- k_{dia} é o fator de correção para transmissão e espalhamento no diafragma dado na Tabela A.7;
- k_{sc} é o fator de correção para espalhamento e fluorescência dado na Tabela A.2.

A.6 Cuidados a serem tomados

- Manter a câmara de ionização de ar livre em local seco, fechado e com sílica para evitar a umidade;
- Não esquecer de desligar a tensão aplicada sempre que for manusear a câmara, como por exemplo, para variar o volume sensível;
- Os micrômetros responsáveis pela movimentação dos cilindros internos são equipamentos frágeis e requerem cuidado ao serem manuseados.

A.7 Solução de Problemas

- Em caso de corrente de fuga, a câmara e os cabos deverão ser tratados com sílica, os conectores limpos com álcool isopropílico. Se o problema persistir, a câmara poderá ser aberta e seus componentes internos limpos, também com álcool isopropílico.
- O operador, ao notar alguma irregularidade com as medições, deverá conferir se os cabos estão conectados corretamente; se o manuseio dos micrômetros foi feito de forma correta; ou se o alinhamento está adequado (utilizando a tela fluorescente).

Referências Bibliográficas

- ANTONIO, P. L. ; CARVALHO, V. S. ; CALDAS, L. V. E. Calibração de uma câmara de extrapolação PTW em dois sistemas padrões secundários, com fontes de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$. **Trabalhos Científicos do XIII Congresso Brasileiro de Física Médica**, Belo Horizonte, p. 1-9, 2008.
- ATTIX, F.H. **Electronic Equilibrium in Free-Air Chambers and a proposed new Chamber Design**, NRL Report 5646, US Naval Research Laboratory, Washington, p. 1-27, 1961.
- ATTIX F.H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**, Willey-VCH Verlag, Wisconsin, 2004.
- BERGER, M. J.; HUBBELL, J. H.; SELTZER, S. M.; CHANG, J.; COURSEY, J. S.; SUKUMAR, R.; ZUCKER, D. S.; OLSEN, K. XCOM: **Photon Cross Sections Database**, NIST Standard Reference Database 8 (XGAM), 1998.
- BOONE, J. M.; FEWELL, T. R.; JENNINGS, R. J. Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography, **Medical Physics**, v. 24, p. 1-12, 1997.
- BOUTILLON, M.; HENRY, W.H.; LAMPERTI P.J. Comparison of exposure standard in the 10-50kV region, **Metrologia**, v.5, p. 1-11, 1969.
- BOUTILLON M.; ALLISY-ROBERTS, P.J.; BURNS, D.T. **Measuring Conditions used for Calibration of Ionizing Chambers at the BIPM**, Rapport BIPM -01/04, p. 1-21, 2001.

- BOUTILLON, M.; BURNS, D.T.; MORETTI C. J.; WILLIAMS, T.T. **Comparison of the Air Kerma Standards of the NPL and the BIPM in the Low and Medium-Energy X-Ray Ranges**, Rapport BIPM-02/08, p. 1-8, 2002
- BURNS D. T. **Free-Air Chamber Correction Factors for Electron Loss, Photon Scatter, Fluorescence and Bremsstrahlung**. Report CCRI(I), p. 1-36, 2001.
- BURNS, D.T. **Degrees of Equivalence for the Key Comparison BIPM.RI(I)-K3 between National Primary Standards for Low-Energy X-Rays**, Summary Report BIPM RI(I)-K3, p. 1-12, 2003.
- BURNS, D. T.; LAMPERTI, P.; O'BRIEN, M. Comparison of the NIST and BIPM air-kerma standards for measurements in the low-energy x-ray range. **Journal of Research of the National Institute of Standards and Technology**, v. 104, n. 2, p. 135, 1999.
- BURNS, D. T.; TONI, M. P.; BOVI, M. **Comparison of the Air-Kerma Standards of the ENEA-INMRI and the BIPM in the Medium-Energy X-Ray Range**. Repport BIPM CCRI(I), p. 1-10, 2000.
- BURNS, D. T.; BÜERMANN, L.; KRAMER, H. M.; LANGE, B. **Comparison of the air-kerma standards of the PTB and the BIPM in the medium-energy X-ray range**. Repport BIPM CCRI(I)/02/07, p. 1-13, 2002.
- BURNS, D. T.; BÜERMANN, L. Free-air ionization chambers, **Metrologia**, v. 46, p. 9-23, 2009.
- BURNS, D. T.; KESSLER, C. Diaphragm correction factors for free-air chamber standards for air kerma in a-rays. **Physics in Medicine and Biology**, v. 54, p. 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, p. 19-24, 1999.
- CINTRA, F. B. **Avaliação da Metodologia de Cálculo de Dose em Microdosimetria com Fontes de Elétrons com o Uso de Código**

- de MCNP5**. Dissertação de Mestrado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, 2010.
- CORRÊA, E. L.; Vivolo, V.; Potiens, M. P. A. Quality control methodology and implementation of X-radiation standards beams, mammography level, following the standard IEC 61267. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 70, n.7, p. 1396-1399, 2012.
- 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. **Physics in Medicine and Biology**, v. 43, n. 11, p. 3207-3224, 1998.
- GUM, ISO. **Avaliação de Dados de Medição: Guia para a Expressão de Incerteza de Medição**. Tradução INMETRO. 1ª Edição. Rio de Janeiro, 2012.
- HALLIDAY, R.; MERRIL, J. **Óptica e Física Moderna**. Livros Técnicos. e Científicos Editora, Ltda São Paulo, 1995.
- IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Calibration of Radiation Protection Monitoring Instruments**. Vienna, 2000 (IAEA Safety Report Series No.16).
- IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice**. Vienna, 2007 (Technical Report Series No.457).
- ICRU, INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Fundamental Quantities Units for Ionizing Radiation**. ICRU Report, v. 60, 1998.
- IEC, INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical Electrical Equipment – Dosimeters with Ionization Chamber and / or Semi-Conductor Detectors as used in X-ray Diagnosis Imaging**. Geneva, 1997 (IEC 61674).
- IEC, INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical diagnostic x-ray equipment – Radiation conditions for use in the determination of characteristics**. Geneva, 2005 (IEC 61267).

- IEC, INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical Electrical Equipment – Dosimeters with Ionization Chamber as used in Radiotherapy**. Geneva, 2011 (IEC 60731).
- IWAHARA, A. **Rastreabilidade e Garantia da Qualidade em Medições de Radionuclídeos utilizados na Medicina Nuclear**. Tese de Doutorado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2001.
- KESSLER, C.; BURNS, D.T.; BÜERMANN, L. Key comparison BIPM.RI(i)-K7 of the air-kerma standard of the PTB, Germany, and the BIPM in mammography X-rays. **Metrologia**, v.48, p. 1-13, 2011.
- KNOLL, G. **Radiation Detection and Measurement**. John Wiley & Sons, New York, 4.ed, 2010.
- LAITANO, R. F.; TONI, M. P. **The Primary Exposure Standard of ENEA for Medium Energy X-rays: Characteristics and Measurement Procedures**. ENEA-RT/PROT (83)27, Roma, 1984.
- LAITANO, R. F.; LAMPERTI, P. J.; TONI, M. P. Comparison of the NIST and ENEA air kerma standards. **Journal of Research of the National Institute of Standards and Technology**, v. 103, n. 4, p. 365-378, 1998.
- LEE, J. H.; KOTLER, L. H.; BUERMANN, L.; HWANG, W.S.; CHIU, J.H.; WANG, C.F. The performance of the INER improved free-air ionization chamber in the comparison of air kerma calibration coefficients for medium-energy X-rays. **Radiation Measurements**, v. 39, p.1–10, 2005.
- LIMA, M. H.; CINTRA, F. B.; CALDAS, D. L. V. E. Determinação do fator de correção para atenuação de fótons no ar para uma câmara de ar-livre utilizando o Método de Monte Carlo. **Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Física Médica**, São Pedro, 2013.
- LIMA, M.H. **Caracterização de uma Câmara de Ionização de Ar Livre em Feixes de Raios X utilizados em Mamografia**, Dissertação de Mestrado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, 2014.

- LO BIANCO, A. S.; OLIVEIRA, H. P. S.; PEIXOTO, J. G. P. Avaliação de incerteza no kerma no ar, em relação ao volume ativo da câmara de ionização de cilindros concêntricos, por simulação de Monte Carlo. **Anais do V Congresso Brasileiro de Metrologia**, Salvador, p. 1-3, 2008.
- LO BIANCO, A. S. **Estudo do Espalhamento no Diafragma da Câmara de Ionização de Ar Livre**. Dissertação de Mestrado, Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), Rio de Janeiro, 2011.
- LOS ALAMOS LABORATORY, **MCNP – A General Monte Carlo N-particle Transport Code**. Version 5, LA-UR-03-1987. Los Alamos National Laboratory, 2008.
- NEVES L. P.; SILVA, E. A.B.; PERINI, A. P. MAIDANA, N. L. ; CALDAS, L. V.E. Characterization of an extrapolation chamber for low-energy X-rays: Experimental and Monte Carlo preliminary results. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 70, p. 1388-1391, 2012.
- OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. **Física das Radiações**. Oficina de Textos, São Paulo, 2010.
- OLIVEIRA, H. **Determinação da Atenuação do Ar e Perda Eletrônica para a Câmara de Ionização de Ar Livre de Cilindros Concêntricos**. Dissertação de Mestrado, Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), Rio de Janeiro, 2010.
- OLIVEIRA, M. L.; CALDAS, L. V. E. A special mini-extrapolation chamber for calibration of $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ sources. **Physics in Medicine and Biology**, v.50, p. 2929-2936, 2005.
- PEIXOTO, J. G. P.; DE ALMEIDA, C. E.; BORGES, J. C. Câmara de ar livre como padrão primário da grandeza exposição para feixes de raios-X (80-280 kVp). **Revista Brasileira de Engenharia**, v. 7, n. 1, p. 351-358, 1990.
- RESNICK, R.; EISBERG, R. **Física Quântica: Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos e Partículas**. Editora Campus, São Paulo, 1979.
- SALOMAN E. B.; HUBBELL J. H. X-ray Attenuation Coefficients (Total Cross Sections): Comparison of the Experimental Data Base with Recommended

- Values of Henke and the Theoretical Values of Scofield for Energies between 0.1-100 keV, **Report NBSIR 86-3431**, National Bureau of Standards, 1986.
- SERWAY, R. A.; JEWETT, J. W. **Princípios de Física – Volume 4: Óptica e Física Moderna**. Cengage Learning, 3ª Ed., São Paulo, 2005.
- SILVA, E.A.B. **Caracterização e Aplicação de duas Câmaras de Extrapolação em Feixes Padronizados de Radiação X**, Tese de Doutorado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, 2011.
- TAUHATA, L.; SALATI, I. P. A.; DI PRINZIO, R.; DI PRINZIO, M. A. R. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. 10ª revisão. Rio de Janeiro. IRD/CNEN. p. 344, 2014.
- WILLIAMS III, R. G.; GRESH, C. J.; PAGH, R. T. Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling, **Report PNNL-158870**, Pacific Northwest National Laboratory, Washington, 2006.