AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO DE CÂMARAS DE
IONIZAÇÃO CILÍNDRICAS COMO SISTEMAS DE REFERÊNCIA
PARA DOSIMETRIA DE FEIXES DE RADIAÇÃO DE FÓTONS**

LUCIO PEREIRA NEVES

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

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

**São Paulo
2013**

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

**DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO DE CÂMARAS DE
IONIZAÇÃO CILÍNDRICAS COMO SISTEMAS DE REFERÊNCIA
PARA DOSIMETRIA DE FEIXES DE RADIAÇÃO DE FÓTONS**

LUCIO PEREIRA NEVES

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

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

Versão Corrigida
Versão Original disponível no IPEN

São Paulo
2013

*Aos meus pais, ao meu irmão e à
minha noiva Ana Paula, com amor.*

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Dra. Linda Caldas, não apenas pela orientação dedicada, oportunidades de crescimento profissional, incentivo e pela oportunidade de realização deste trabalho, mas principalmente pela amizade, apoio constantes e por sempre acreditar no meu trabalho. A Dra. Linda Caldas possui como principais características paciência infinita, competência e zelo pelas pessoas que a cercam. Estas características sempre foram reforçadas nos momentos mais difíceis deste trabalho, tornando qualquer grande problema em apenas mais um problema a ser resolvido. Agradeço por ter confiado minha formação acadêmica a esta excelente pesquisadora.

Meus agradecimentos se estendem:

Ao Dr. Vitor Vivolo, pela ajuda na utilização dos equipamentos do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN, e importantes contribuições ao texto e sugestões no desenvolvimento do trabalho. O Dr. Vivolo sempre esteve disposto a ajudar com muito boa vontade e educação, o que considero suas características mais marcantes.

A Sra. Donata C. Zanin, pela sua disponibilidade em sanar os problemas administrativos, muitas vezes durante suas férias. Entretanto, acima de tudo, agradeço pelas várias feijoadas (as melhores que já experimentei).

À Dra. Helen J. Khoury e ao Dr. Vagner Cassola, que me receberam no DEN/UFPE com muito respeito e dedicação. Seu auxílio com o Código EGSnrc foi muito importante para o andamento deste projeto.

À Dra. Ana Maia e MSc. William S. Santos por sua ajuda com dúvidas que tive durante este trabalho.

Ao Sres. Claudinei T. Cescon e Marcos Xavier, que sempre tiveram muito boa vontade e atenção aos problemas que enfrentei com os componentes eletrônicos dos protótipos. Sua atenção e capacidade diminuíram consideravelmente o tempo de montagem dos protótipos.

Ao Sr. Gelson P. dos Santos, que me ajudou com o irradiador de ^{60}Co e com os

padrões de referência do IPEN. Agradeço por sempre se mostrar solícito, colaborando para que eu realizasse as medições, além de sanar minhas dúvidas sempre que preciso.

À Dra. Maria da Penha Albuquerque Potiens, que me ajudou com os equipamentos do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN. Sempre se mostrou disposta a sanar minhas dúvidas e contribuir com meu trabalho.

Ao Dr. Orlando Rodrigues Jr., por sua disposição e boa vontade nas muitas vezes que precisei de ajuda com os computadores.

A todos da Oficina Mecânica, em especial ao Sr. José Carlos Sabino, pela confecção das câmaras e dos suportes.

Ao Sr. André Paz pelos agradáveis momentos de descontração e amizade.

Ao Dr. Iberê Caldas, por me mostrar uma forma descontraída e agradável de bem-viver, e pelas inusitadas e interessantes aulas de história.

Ao Dr. Ludwig Büermann, do Laboratório Padrão Primário Alemão, por sua contribuição com minhas dúvidas em Monte Carlo.

Ao Dr. José Maria Fernández-Varea, da Universidade de Barcelona, pela ajuda na simulação de Monte Carlo com o código PENELOPE, amizade e incentivo. Seus conselhos e observações ajudaram muito em meu crescimento pessoal e profissional.

À Dra. Åsa Carlson Tedgren da Linköping University, Sweden, por ceder o espectro do irradiador de ^{60}Co do Laboratório de Padrões Secundários da Suécia.

À Dra. Tânia Furquim e ao Dr. Vitor Vivolo pelas contribuições a este trabalho, em meu exame de Qualificação e Seminário de Área.

Aos meus pais, Virginio e Laurinha, e ao meu irmão Lucas, pela compreensão, apoio e carinho em todos os momentos.

Aos meus sogros, José e Marley, por me “adotarem” em seus corações.

À Ana Paula Perini, minha noiva, pelo incentivo, companheirismo e paciência inesgotáveis. Obrigado.

Ao meu amigo Tallysson Sarmiento Alvarenga, pela confiança e amizade. Seu bom humor sempre tornou o laboratório mais agradável.

Aos amigos do IPEN, Maria Inês Teixeira, Jonas, Christianne, Eduardo, Felipe,

Fernanda, Daniela, Maíra, Mateus, Patrícia, Eric, Iremar e Gustavo pelos muitos momentos de descontração.

À empresa Carbomec - Indústria de Produtos Eletromecânicos Ltda., na pessoa do Sr. Rafael Palhas Domingos, pela presteza e atenção na usinagem das peças em grafite.

À empresa Centerflon, na pessoa da Sra. Helena, que foi muito atenciosa com a usinagem das peças de Teflon.

À Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) e ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), pela infra-estrutura oferecida e pela oportunidade de desenvolver este trabalho.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), pela Bolsa de Doutorado para a realização deste projeto (Projeto FAPESP n° 2010/01070-4).

Ao Deus todo poderoso, criador do Céu e da Terra, que colocou todas estas pessoas em meu caminho.

EPÍGRAFE

“A nossa maior glória não reside no fato de nunca cairmos, mas sim em levantarmo-nos sempre depois de cada queda”.

- Confúcio (pensador e filósofo chinês que viveu entre 551 e 479 AC.)

DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO CILÍNDRICAS COMO SISTEMAS DE REFERÊNCIA PARA DOSIMETRIA DE FEIXES DE RADIAÇÃO DE FÓTONS

Lucio Pereira Neves

RESUMO

A câmara de ionização é um tipo de dosímetro muito utilizado atualmente para medidas precisas, tais como as necessárias em radioterapia. Existem diferentes tipos de câmaras de ionização para diferentes aplicações, como exemplo, as câmaras tipo lápis utilizadas para dosimetria em tomografia computadorizada (TC) e as câmaras cavitárias de grafite utilizadas como sistemas padrões primários para determinação da taxa de kerma no ar. Neste trabalho, foram caracterizadas duas câmaras de ionização tipo lápis, de diferentes volumes sensíveis e com comprimentos do volume sensível menores que as empregadas em TC, em feixes de ^{60}Co e duas câmaras de ionização de grafite foram desenvolvidas e caracterizadas para constituir um sistema padrão primário para feixes de ^{60}Co . Além destas câmaras de ionização, também foi projetada e avaliada uma câmara de ionização cilíndrica construída utilizando-se cloreto de polivinila (PVC) para estudar inicialmente as configurações geométricas das câmaras de ionização de grafite, já que o PVC é mais facilmente usinado e apresenta um custo relativamente baixo quando comparado ao grafite. O estudo inicial realizado com as câmaras de ionização tipo lápis foi muito importante, principalmente no que se refere à escolha do material para o desenvolvimento das câmaras de ionização, aos parâmetros utilizados nas simulações de Monte Carlo e também na determinação do espectro de radiação que melhor representa a fonte de ^{60}Co do Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI). A partir dos resultados obtidos com as câmaras de ionização tipo lápis e com a câmara de ionização cilíndrica de PVC foram projetadas e caracterizadas experimentalmente e por simulação de Monte Carlo duas câmaras de ionização de grafite. Os resultados obtidos da caracterização destas câmaras de ionização apontaram que elas possuem qualidade metrológica para atuação como padrões primários de referência. Como aplicação do estudo das câmaras de ionização de grafite, o valor da taxa de kerma no ar da fonte de ^{60}Co do LCI foi determinado e comparado com o valor obtido com o padrão de referência do LCI. Os valores determinados com os protótipos desenvolvidos neste projeto (CG1 e CG2) diferiram em apenas 0,17% e 1,7%, respectivamente, do valor calculado com o sistema padrão do IPEN.

DEVELOPMENT AND CHARACTERIZATION OF CYLINDRICAL IONIZATION CHAMBERS AS DOSIMETRIC REFERENCE SYSTEMS FOR PHOTON RADIATION

Lucio Pereira Neves

ABSTRACT

Ionization chambers are the most employed dosimeters for precise measurements, as those requested in radiotherapy. There are several different ionization chambers, employed for different applications, such as pencil ionization chambers, used in computed tomography (CT) dosimetry, and cavity ionization chambers, used as primary standard systems for the air kerma determination. In this work two pencil ionization chambers, with sensitive volumes smaller in size and length than those employed in CT, were characterized in ^{60}Co gamma beams, and two graphite ionization chambers were developed and characterized in order to compose a primary standard system for the beam dosimetry of ^{60}Co sources. Besides these ionization chambers, a cylindrical prototype made of polyvinyl chloride (PVC) was developed and characterized, in order to evaluate the geometrical design of the graphite ionization chambers. This step was important, since PVC is easier to use as manufacture material and it presents a lower production cost than graphite. The inicial study, with the pencil ionization chambers, was essential in order to choose the materials and parameters employed for the further ionization chamber models. The determination of the radiation spectra that best fits the ^{60}Co source employed in this work was also carried out with a pencil ionization chamber. From the results with the pencil and the PVC ionization chambers, the graphite dosimeters were projected, developed and characterized, both experimentally and using Monte Carlo simulations. The results obtained with these dosimeters pointed out that they present metrological quality to be used as primary standard systems. As an application of the study concerning the graphite ionization chambers, the air kerma rate of the ^{60}Co source of the Calibration Laboratory was determined and compared with the value obtained with the IPEN standard system. The values obtained with the developed ionization chambers CG1 and CG2 presented differences of only 0.17% and 1.7%, respectively.

Sumário

Lista de Figuras	xi
Lista de Tabelas	xiv
Lista de Siglas	xvi
1 Introdução	1
2 Objetivos	5
3 Revisão Bibliográfica	7
4 Fundamentos Teóricos	12
4.1 Interação da radiação com a matéria	12
4.1.1 Efeito fotoelétrico	12
4.1.2 Efeito Compton	13
4.1.3 Produção de pares	14
4.2 Poder de freamento	14
4.3 Metrologia em radioterapia	14
4.4 Câmaras de ionização	16
4.4.1 Testes de estabilidade de curto e longo prazos	18
4.4.2 Corrente de fuga	19
4.4.3 Saturação, eficiência de coleção de íons e efeito de polaridade	19
4.4.4 Dependência angular	21
4.5 Teoria da cavidade	22
4.6 Fatores de correção	24
4.6.1 Fator de correção para a haste	24
4.6.2 Fator de correção para o eletrodo coletor central	25
4.6.3 Fator de correção para a parede da câmara de ionização	26
4.6.4 Fator de correção para a falta de uniformidade axial do feixe de radiação	27
4.6.5 Fator de correção para a temperatura	27
4.6.6 Fator de correção para a pressão	28
4.7 Influência dos componentes	28
4.8 Simulação de Monte Carlo	29
4.8.1 Código PENELOPE	30
4.8.2 Código EGSnrc	32

5	Padrão Primário para Determinação do Kerma no Ar para Radiação de ^{60}Co	34
6	Materiais e Métodos	39
6.1	Códigos de simulação de Monte Carlo	39
6.2	Câmaras de ionização	40
6.3	Sistemas de referência	42
6.4	Eletrômetros	42
6.5	Sistemas de radiação	43
6.6	Sistemas e instrumentos auxiliares	45
6.7	Estimativa das Incertezas	46
7	Resultados e Discussão: Avaliação Experimental	49
7.1	Câmaras de ionização tipo lápis, especiais, CL1 e CL2, desenvolvidas no IPEN	50
7.1.1	Avaliação da capa de equilíbrio eletrônico das câmaras de ionização CL1 e CL2	52
7.1.2	Curva de saturação, eficiência de coleção de íons e efeito de polaridade	53
7.1.3	Estabilidade a curto e longo prazos	55
7.1.4	Tempo de estabilização	55
7.1.5	Linearidade da resposta	56
7.1.6	Corrente de fuga	56
7.1.7	Dependência angular	57
7.1.8	Calibração e dependência energética	58
7.1.9	Avaliação da resposta da câmara de ionização CL2 com a variação da distância fonte-detector	61
7.2	Projeto e construção de três câmaras de ionização especiais para dosimetria de feixes de ^{60}Co	62
7.3	Caracterização das câmaras de ionização CPVC, CG1 e CG2	69
7.3.1	Curva de saturação, eficiência de coleção de íons e efeito de polaridade	69
7.3.2	Estabilidade a curto e longo prazos	70
7.3.3	Corrente de fuga	71
7.3.4	Tempo de estabilização	72
7.3.5	Linearidade da resposta	72
7.3.6	Dependência angular	73
8	Resultados e Discussão: Avaliação Utilizando Simulação de Monte Carlo	74
8.1	Determinação da influência dos componentes estruturais das câmaras de ionização CL1, CL2 e CPVC pela técnica de Monte Carlo	75
8.1.1	Câmara de ionização CL1	76
8.1.2	Câmara de ionização CL2	81
8.1.3	Câmara de ionização CPVC	83
8.2	Determinação dos fatores de correção das câmaras de ionização de grafite CG1 e CG2 pela técnica de Monte Carlo	86
8.3	Determinação da taxa de kerma no ar utilizando as câmaras de ionização CG1 e CG2	90

9	Conclusões	92
A	Lista de Publicações em Periódicos Decorrentes desta Tese	94
A.1	Artigos Publicados em Periódicos	94
A.2	Artigos Aceitos para Publicação	95
B	Lista de Trabalhos Completos Publicados em Anais de Congressos Decorrentes desta Tese	97
C	Lista de Resumos Publicados em Anais de Congressos Decorrentes desta Tese	99
D	Estimativa do Custo de Confecção das Câmaras de Ionização Desenvolvidas neste Projeto	104
	Referências Bibliográficas	106

Lista de Figuras

4.1	Regiões de predominância das três formas de interação da radiação gama. As curvas indicam os valores de Z e energia para os quais as probabilidades dos processos vizinhos são iguais. Figura modificada de EVANS (1955).	13
4.2	Arranjo experimental utilizado para os testes de estabilidade a curto e longo prazos das câmaras de ionização tipo lápis. Na imagem também é mostrada a fonte de controle utilizada nos testes [MAIA e CALDAS (2003)].	19
4.3	Representação esquemática dos testes de dependência angular: (a) inclinação e (b) rotação.	22
5.1	Desenho esquemático da câmara de ionização com parede de grafite, preenchida com ar, não selada, modelo PTB-HRK2 [BÜERMANN e BURNS (2009)].	37
6.1	Câmara de ionização tipo Farmer, modelo TN 30011-1, fabricada pela PTW, com sua capa de equilíbrio eletrônico.	41
6.2	Câmara de ionização tipo Farmer, modelo TN 30002, fabricada pela PTW, e utilizada como sistema de referência no LCI, para feixes de radiação gama.	42
6.3	(a) eletrômetro PTW, modelo Unidos E, e (b) eletrômetro Keithley, modelo 6517A.	43
6.4	Equipamento Gammatron II S80 utilizado para calibrar os dosímetros clínicos no LCI.	44
6.5	Equipamento de raios X, disponível no LCI, da marca Pantak/Seifert, tubo modelo MXR-160/22.	45
7.1	Fotos das câmaras de ionização (a) CL1 e (b) CL2. Em (a) o volume sensível é apresentado em detalhes, sendo que a mesma estrutura é empregada na câmara de ionização CL2. Em (b) são apresentados, em detalhes, os diferentes componentes estruturais, o que também se aplica à câmara de ionização CL1.	50
7.2	Resposta relativa da câmara de ionização CL2 em função da espessura da parede (a variação da espessura da parede foi possível pela utilização de diversas capas de PMMA). Os valores foram normalizados para a espessura de 0,26 mm (parede da câmara de ionização).	52

7.3	Câmaras de ionização (a) CL1 e (b) CL2 com as suas respectivas capas de equilíbrio eletrônico. Também é mostrado o sistema de encaixe com rosca para a fixação destas capas nas câmaras de ionização.	53
7.4	Curvas de saturação da resposta das câmaras de ionização (a) CL1 e (b) CL2 e câmara de ionização comercial PTW TN 30002, utilizando a fonte de ^{60}Co ; e curvas de saturação das câmaras de ionização (c) CL1 e (d) CL2 utilizando a qualidade de terapia T-30. No caso de (b), (c) e (d), a maior incerteza foi de 0,3%, e por isso as incertezas não são visíveis nos gráficos.	54
7.5	Testes de estabilidade das câmaras de ionização (a) CL1 com a fonte de ^{60}Co por seis meses e (b) CL2 com a fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ por doze meses. As linhas pontilhadas representam o limite de $\pm 0,5\%$ recomendado pela norma IEC 60731 [IEC (2011)]. As respostas foram normalizadas em relação a média das medições.	56
7.6	Teste de linearidade de resposta, em feixes de ^{60}Co , das câmaras de ionização (a) CL1 e (b) CL2 e na qualidade de terapia de baixas energias T-30 para as câmaras de ionização (c) CL1 e (d) CL2.	57
7.7	Testes de inclinação das câmaras de ionização (a) CL1 e (b) CL2 e da câmara de ionização PTW TN30011-1 para feixes de ^{60}Co e das câmaras de ionização (c) CL1 e (d) CL2 para as qualidades T-30. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados pela norma IEC 60731 [IEC (2011)].	58
7.8	Testes de rotação das câmaras de ionização (a) CL1 e (b) CL2 e câmara de ionização PTW TN30011-1 para feixes de ^{60}Co e das câmaras de ionização (c) CL1 e (d) CL2 para as qualidades T-30. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados pela norma IEC 60731 [IEC (2011)].	59
7.9	Comportamento do campo de radiação do equipamento Gammatron II S80 em função da distância fonte-detector. A maior incerteza foi de 0,1% e por isso não é visível no gráfico.	61
7.10	(a) Diagrama esquemático e (b) foto do protótipo CPVC desenvolvido neste projeto.	62
7.11	Diagrama esquemático dos componentes da câmara de ionização CPVC: (a) parede, (b) eletrodo coletor central, (c) corpo e (d) haste.	64
7.12	Fotos das câmaras de ionização (a) CG1 e (b) CG2.	65
7.13	(a) Diagrama esquemático do protótipo CG1, (b) diagrama da parede de grafite, (c) diagrama esquemático da base de grafite e (d) diagrama, em detalhes, do encaixe entre a base e a haste.	66
7.14	(a) Diagrama esquemático do protótipo CG2, (b) diagrama da parede de grafite, (c) diagrama esquemático da base de grafite e (d) diagrama, em detalhes, do encaixe entre a base e a haste.	67
7.15	Eletrodos coletores das câmaras de ionização (a) CG1 e (b) CG2 em detalhes para comparação. A principal diferença está nas extremidades. O eletrodo coletor do protótipo CG1 (a) apresenta extremidade retangular, enquanto no protótipo CG2 (b) a extremidade é uma semi-esfera de 1,0 mm de raio.	68

7.16	Foto do encaixe da haste com o corpo, isolante e eletrodo coletor central das câmaras de ionização (a) CG1 e (b) CG2 em detalhes para comparação.	68
7.17	Curvas de saturação das respostas das câmaras de ionização cilíndricas (a) CPVC, (b) CG1 e (c) CG2. A maior incerteza foi de 0,3% (CPVC), e desta forma não é visível nos gráficos.	70
7.18	Teste de estabilidade das câmaras de ionização (a) CPVC, (b) CG1 e (c) CG2 desenvolvidas neste projeto. As linhas pontilhadas representam o limite de $\pm 0,5\%$, recomendado pela norma IEC 60731 [IEC (2011)]. As respostas foram normalizadas em relação a média das medições.	71
7.19	Teste de linearidade de resposta das câmaras de ionização (a) CPVC, (b) CG1 e (c) CG2 desenvolvidas neste projeto.	72
7.20	Testes de rotação dos protótipos das câmaras de ionização (a) CPVC, (b) CG1 e (c) CG2. As linhas pontilhadas representam o limite de $\pm 0,5\%$ recomendado pela norma IEC [IEC (2011)].	73
8.1	Geometria da câmara de ionização CL1, utilizada como parâmetro de entrada no código PENELOPE.	77
8.2	Comparação entre os resultados experimentais e das simulações de Monte Carlo para a resposta da câmara de ionização CL1, utilizando diversas capas de equilíbrio eletrônico, dois espectros de equipamentos comerciais disponíveis na literatura [MORA <i>et al.</i> (1999); TEDGREN <i>et al.</i> (2010)] e o espectro de uma fonte puntiforme de ^{60}Co [SELTZER e BERGSTROM (2003)]. Os resultados foram normalizados para a capa de equilíbrio eletrônico de 4,05 mm.	79
8.3	Diferentes geometrias utilizadas para avaliar a influência dos diversos componentes da câmara de ionização CL1 no seu volume sensível. É possível observar, para fins de comparação a câmara de ionização CL1: (a) completa, (b) sem o conector BNC, (c) sem o eletrodo coletor central e (d) sem o corpo de PMMA. As regiões em cor branca representam o ar que circunda o dosímetro (ar atmosférico).	80
8.4	Geometria da câmara de ionização CL2 utilizada no código EGSnrc.	82
8.5	Geometria e materiais constituintes da câmara de ionização CPVC utilizada no código PENELOPE.	84
8.6	Diferentes geometrias utilizadas para avaliar a influência dos diversos componentes da câmara de ionização CPVC no seu volume sensível. É possível observar, para fins de comparação a câmara de ionização CPVC: (a) completa, (b) sem o corpo de PMMA, (c) sem o eletrodo coletor central e (d) sem a haste de PMMA. As regiões em cor branca representam o ar que circunda o dosímetro (ar atmosférico).	85
8.7	Arranjo da câmara de ionização CG1 no interior de um disco de ar, sendo a mesma configuração utilizada com a câmara de ionização CG2. A camada de ar é mostrada com 30% de transparência para visualização da câmara de ionização em seu interior.	87
8.8	Geometria da câmara de ionização CG1 utilizada no código EGSnrc.	87
8.9	Geometria da câmara de ionização CG2 utilizada no código EGSnrc.	87

Lista de Tabelas

4.1	Expressões para o fator de correção f	23
4.2	Descrição dos códigos mais importantes do código PENELOPE [SALVAT <i>et al.</i> (2008)].	31
4.3	Descrição das bibliotecas mais importantes na determinação de fatores de correção, utilizando o código EGSnrc [ROGERS <i>et al.</i> (2011)].	33
6.1	Especificações das câmaras de ionização tipo Farmer, modelos TN 30011-1 e TN 30002, fabricadas pela PTW [PTW (2013)].	41
6.2	Qualidades de tomografia computadorizada implantadas no equipamento Pantak/Seifert.	45
6.3	Qualidades de radiodiagnóstico implantadas no equipamento Pantak/Seifert.	46
6.4	Qualidades de terapia implantadas no equipamento Pantak/Seifert.	46
7.1	Características das câmaras de ionização CL1 e CL2 desenvolvidas no IPEN e caracterizadas neste projeto.	51
7.2	Coefficientes de calibração e fatores de correção para a câmara de ionização CL1 utilizando os feixes de qualidade de terapia de energias baixas [ALLISY-ROBERTS <i>et al.</i> (2004)].	60
7.3	Coefficientes de calibração e fatores de correção para a câmara de ionização CL2 utilizando os feixes de qualidade de terapia de energias baixas [ALLISY-ROBERTS <i>et al.</i> (2004)].	60
7.4	Coefficientes de calibração e fatores de correção para a câmara de ionização PTW TN30011-1 utilizando os feixes de qualidade de terapia de energias baixas [ALLISY-ROBERTS <i>et al.</i> (2004)].	60
7.5	Especificações técnicas das câmaras de ionização CPVC, CG1 e CG2.	63
7.6	Corrente de fuga das câmaras de ionização CPVC, CG1 e CG2.	71
8.1	Parâmetros de simulação utilizados no código PENELOPE.	77
8.2	Influência do conector BNC, eletrodo coletor e corpo de PMMA no volume sensível da câmara de ionização CL1.	81
8.3	Influências do eletrodo coletor e corpo de PMMA na resposta da câmara de ionização CL2.	83
8.4	Influência de cada componente estudado na resposta da câmara de ionização CPVC.	85
8.5	Fatores de correção para os protótipos de grafite CG1 e CG2 desenvolvidos neste projeto.	88

8.6	Comparação entre os fatores de correção das câmaras de ionização CG1 e CG2, determinados neste trabalho, com os fatores de correção dos padrões primários HRK-1, HRK-2 e HRK-3 utilizados no PTB [ALLISY-ROBERTS <i>et al.</i> (2005)].	89
8.7	Comparação entre os fatores de correção das câmaras de ionização CG1 e CG2, determinados neste trabalho, com os fatores de correção do padrão primário utilizado no BIPM [ALLISY-ROBERTS <i>et al.</i> (2005)].	90
8.8	Taxas de kerma no ar determinadas com os sistemas de referência desenvolvidos neste projeto e com o sistema de referência utilizado no LCI.	91
D.1	Estimativa de custo de confecção da câmara de ionização CPVC. . . .	104
D.2	Estimativa de custo de confecção das câmaras de ionização CG1 e CG2.	105

Lista de Siglas

BEV Bundesamt für Eich- und Vermessungswesen

BIPM Bureau International des Poids et Mesures

CG1 Câmara de ionização cilíndrica, com parede e eletrodo coletor central de grafite, e volume sensível de 2,4 cm³

CG2 Câmara de ionização cilíndrica, com parede e eletrodo coletor central de grafite, e volume sensível de 1,4 cm³

CL1 Câmara de ionização tipo lápis, especial, com volume sensível de 0,34 cm³

CL2 Câmara de ionização tipo lápis, especial, com volume sensível de 1,06 cm³

CNEN Comissão Nacional de Energia Nuclear

CPVC Câmara de ionização cilíndrica, com parede e eletrodo coletor de PVC, recobertos com uma camada de grafite, e volume sensível de 1,0 cm³

ENEA Agenzia Nazionale per le Nuove Tecnologie, l'Energia e lo Sviluppo Economico Sostenibile

IAEA International Atomic Energy Agency

IEC International Electrotechnical Commission

INMETRO Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia

IPEN Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

KCDB The BIPM key comparison database

LCI Laboratório de Calibração de Instrumentos do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

LNE-LNHB Laboratoire National de Métrologie et d'Essais - Henri Becquerel National Laboratory

LNMRI Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes

LSDG Laboratorium voor Standaard Dosimetrie van de Universiteit Gent

METAS Swiss Federal Office of Metrology and Accreditation

MMC Método de Monte Carlo

NIST National Institute of Standards and Technology, EUA

NPL National Physical Laboratory, Inglaterra

NRC National Research Council

OMH Országos Mérésügyi Hivatal

OMS Organização Mundial de Saúde

PMMA Polimetil-metacrilato

PTB Physikalisch-Technische Bundesanstalt

PTW Physikalisch-Technische Werkstätten

PVC Cloreto de Polivinila

SI Sistema Internacional de Unidades

TC Tomografia computadorizada

VIM Vocabulário Internacional de Metrologia

VNIIFTRI National Metrological Institute of Russia

Capítulo 1

Introdução

A câmara de ionização é o dosímetro mais utilizado atualmente para medidas precisas, tais como as necessárias em radioterapia. As câmaras de ionização podem ser obtidas comercialmente em uma grande variedade de formas e dimensões para as mais diversas aplicações. Devido à sua alta sensibilidade, estabilidade e reprodutibilidade de resposta, a câmara de ionização tornou-se o principal instrumento para a detecção de radiação X e gama, a partir de 1930 [ATTIX (2004)].

Os laboratórios de padronização primária utilizam dois tipos de câmaras de ionização como sistemas padrões primários, para determinar o kerma no ar. Neste caso, para radiação X no intervalo de 7,5 kV a 400 kV, utiliza-se a tradicional câmara de ionização de ar livre. Para fótons com energias superiores, a utilização de uma câmara de ar livre torna-se quase impossível, pois o alcance de elétrons espalhados gerados no ar é muito grande. Por exemplo, no caso do ^{60}Co , seria necessária uma câmara de ionização de ar livre com dimensões de uma sala de tratamento clínico [CHUNG e YOO (2007)].

Desta forma, a solução encontrada para se determinar o kerma no ar para feixes com energias maiores (por exemplo, para ^{60}Co e ^{137}Cs) foi a utilização de câmaras de ionização cavitárias. O funcionamento destas câmaras está baseado nas suposições da teoria cavitária de Bragg-Gray [ATTIX (2004)]. Neste caso, para fótons incidentes com uma determinada energia, todos os elétrons secundários que contribuem para a ionização na cavidade são produzidos na parede da câmara, ou seja, há um

equilíbrio entre as partículas portadoras de carga elétrica. O formato mais comum de câmaras cavitárias é o cilíndrico, como as câmaras cavitárias desenvolvidas no laboratório padrão primário da Alemanha, *Physikalisch-Technische Bundesanstalt* (PTB) [BÜERMANN e BURNS (2009)].

O procedimento de caracterização da câmara de ionização envolve a determinação de diversos fatores de correção. É importante ressaltar que trabalhos relativamente recentes [ARAKI *et al.* (2009); MUIR e ROGERS (2011); SATO *et al.* (2006)] demonstraram que alguns fatores de correção, determinados por modelagem computacional, utilizando o Método de Monte Carlo (MMC), diferem dos valores encontrados em diversos protocolos de dosimetria, como os da AAPM TG-51 [ALMOND *et al.* (1999)] e da IAEA TRS-398 [IAEA (2004)].

O MMC utiliza a amostragem de números pseudo-aleatórios e métodos estatísticos para encontrar soluções de problemas matemáticos ou físicos, para os quais a solução por métodos diretos é muito difícil ou impossível. Este método utiliza um modelo estocástico para representar o processo de interesse e um gerador de números aleatórios de alta qualidade para representar a função densidade de probabilidade definida pelo modelo. O resultado é uma estimativa da grandeza física sob investigação, determinada com um alto grau de precisão [KRAMER *et al.* (2000)].

De acordo com ROGERS (2006), deve-se salientar que foram os trabalhos de BÜERMANN *et al.* (2003) e de McCAFFREY *et al.* (2004), que trouxeram as evidências experimentais irrefutáveis da capacidade e confiabilidade do MMC, fazendo com que os laboratórios de padronização primária passassem a aceitar os novos fatores de correção para a determinação do kerma no ar [BÜERMANN e BURNS (2009)].

Dentre os diversos pacotes de Monte Carlo utilizados em aplicações de Física Radiológica, optou-se neste trabalho pelos códigos PENELOPE [SALVAT *et al.* (2008)] e EGSnrc [KAWRAKOW *et al.* (2011)], pois estes possuem um tratamento detalhado de seções de choque para baixas energias e já foram avaliados de forma

extensa em diversos estudos envolvendo dosimetria.

No Brasil, há um Laboratório Padrão Secundário de Dosimetria, o Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI), apoiado pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), sediado no Rio de Janeiro, no Instituto de Radioproteção e Dosimetria, da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), que oferece serviços de calibração de detectores de radiação. Os padrões nacionais são calibrados no *Bureau International des Poids et Mesures* (BIPM), França.

No Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, são calibrados diversos tipos de detectores de radiação alfa, beta, gama e X, ativímetros (curiômetros), aplicadores clínicos, etc, utilizando sistemas padrões secundários com rastreabilidade ao LNMRI e aos laboratórios padrões primários *National Physical Laboratory* (NPL), Inglaterra, *National Institute of Standards and Technology* (NIST), EUA, e *Physikalisch-Technische Bundesanstalt* (PTB), Alemanha.

Atualmente, não há na América Latina laboratórios de padronização primária para calibração de sistemas padrões secundários, que por sua vez são utilizados nos laboratórios secundários e regionais para calibração dos detectores dos usuários.

Desta forma, neste trabalho, foi desenvolvido um sistema padrão primário para radiação gama, para feixes de ^{60}Co . O passo inicial para o desenvolvimento e caracterização do sistema padrão primário foi a caracterização experimental e por simulação de Monte Carlo de duas câmaras de ionização tipo lápis desenvolvidas no LCI.

Os resultados obtidos com as câmaras de ionização tipo lápis foram muito importantes, principalmente no que se refere à escolha do material para o desenvolvimento das câmaras de ionização, aos parâmetros utilizados nas simulações de Monte Carlo e também na determinação do espectro de radiação que melhor representa a fonte de ^{60}Co do LCI. Por meio do estudo das câmaras de ionização tipo lápis foi desenvolvida a primeira câmara de ionização em que se utilizou PVC na sua construção, o mesmo material adotado para fazer as paredes das câmaras de

ionização tipo lápis. Este material se mostrou muito resistente, com a vantagem de apresentar baixo custo e ser facilmente usinado.

A caracterização experimental e por simulação de Monte Carlo da primeira câmara de ionização desenvolvida neste projeto, com paredes e eletrodo coletor de PVC, possibilitou avaliar previamente a configuração geométrica adotada na confecção das câmaras de ionização de grafite. Esta pré-avaliação foi muito importante, pois os protótipos de grafite apresentaram um custo relativamente elevado, o que inviabilizaria que vários protótipos fossem construídos e testados.

Capítulo 2

Objetivos

Este projeto teve como objetivo o desenvolvimento e a caracterização de um sistema de referência para determinação da taxa de kerma no ar da fonte de ^{60}Co do equipamento Gammatron II S80 do LCI. Para alcançar esta meta, diversos objetivos específicos foram propostos:

1. Estudo e caracterização de duas câmaras de ionização tipo lápis com diferentes volumes sensíveis, desenvolvidas no LCI, para o aprendizado relacionado à parte experimental (familiarização com os equipamentos) e à simulação de Monte Carlo (contato inicial com os códigos de Monte Carlo);
2. Definição das condições de contorno para utilização dos códigos de Monte Carlo EGSnrc e PENELOPE com as câmaras de ionização desenvolvidas no LCI;
3. Definição do espectro de radiação dos equipamentos Gammatron II S80 e das qualidades de terapia de baixas energias (qualidades T), disponíveis no LCI;
4. Determinação da influência das partes que compõem as câmaras de ionização desenvolvidas no IPEN na energia depositada em seu volume sensível;
5. Desenvolvimento de um primeiro protótipo de câmara de ionização cilíndrica utilizando-se PVC;

6. Desenvolvimento de duas câmaras de ionização cavitárias cilíndricas de grafite, com qualidade metrológica para atuação como sistemas padrões primários ou secundários, para radiação gama;
7. Determinação dos vários fatores de correção das câmaras de ionização de grafite pelo método de Monte Carlo para obtenção da taxa de kerma no ar para a fonte de ^{60}Co do LCI.

Capítulo 3

Revisão Bibliográfica

O *Bureau International des Poids et Mesures* (BIPM) foi criado na Convenção do Metro, um tratado assinado em 1875 por representantes de 17 países, conhecidos como os Estados Membros do BIPM, e que hoje somam 55 países [BIPM (2013a)]. O BIPM tem o objetivo principal de fornecer as bases de um sistema único de medidas, com rastreabilidade ao Sistema Internacional de Unidades (SI).

Um dos objetivos do BIPM é possibilitar a comparação dos seus resultados com os resultados de todos os Laboratórios Padrões Primários existentes. Este sistema de intercomparações é feito por meio de uma base de dados para comparação, a KCDB [BIPM (2013b)]. Desta forma, estes laboratórios podem validar seus resultados, e implementar as grandezas de interesse em seus países. Em dosimetria das radiações ionizantes, no caso de radioterapia, as grandezas de interesse são kerma no ar e dose absorvida na água.

Para facilitar a difusão dos padrões de radiação adotados pelo BIPM para todos os Estados Membros, em 1976, a IAEA e a Organização Mundial de Saúde (OMS) estabeleceram uma rede internacional de laboratórios de dosimetria padrão secundário (SSDLs), atualmente composta por 80 laboratórios [IAEA (2013)]. Desde então, o BIPM e a IAEA têm colaborado para difundir as grandezas kerma no ar e dose absorvida na água. Para os Estados Membros do BIPM que não possuem um Laboratório Padrão Primário, como o Brasil, o BIPM oferece o serviço de calibração dos respectivos padrões nacionais em termos dos padrões internacionais,

por meio dos SSDLs da IAEA.

O BIPM criou seus laboratórios de radiações ionizantes em 1962, para medidas de atividade e dosimetria [CGPM (1960)]. O primeiro sistema padrão de dosimetria, estabelecido pelo BIPM, foi para a grandeza exposição. Este sistema era composto de uma câmara de ar livre, desenvolvida pelo NIST. Os padrões do BIPM e NIST foram comparados pela primeira vez em 1966 [BOUTILLON *et al.* (1969)].

Posteriormente, duas câmaras de ar livre foram desenvolvidas, como padrões primários de radiação para feixes de raios X de energias baixas (tensões de 10 kV a 50 kV) e energias intermediárias (tensões de 100 kV a 300 kV), e vários fatores de correção foram calculados para estas câmaras de ionização, utilizando a técnica de Monte Carlo [BURNS (2001); GRIMBERGEN *et al.* (1998)]. Estas câmaras de ionização são utilizadas para todas as intercomparações de kerma no ar até hoje.

O segundo sistema padrão de dosimetria desenvolvido pelo BIPM foi para feixes de radiação gama, inicialmente ^{60}Co [ALLISY (1967)], e mais tarde para o ^{137}Cs . Este sistema é composto de câmaras de ionização, de placas paralelas, com paredes de grafite. Este sistema do BIPM tem sido utilizado em comparações bilaterais desde 1971. Inicialmente estas comparações eram realizadas para a grandeza exposição, mas posteriormente mudaram para kerma no ar.

O detector mais recente desenvolvido pelo BIPM é um calorímetro de grafite. Este calorímetro foi desenvolvido para determinação da dose absorvida na água em feixes de fótons de energias altas, para dosimetria em aceleradores lineares. Alguns laboratórios padrões já possuem aceleradores lineares, e também realizam a determinação da dose absorvida na água com calorímetros de água ou grafite. Os laboratórios padrões primários *Laboratoire National de Métrologie et d'Essais - Henri Becquerel National Laboratory* (LNE-LNHB), França; *Agenzia Nazionale per le Nuove Tecnologie, l'Energia e lo Sviluppo Economico Sostenibile* (Italian National Agency for New Technologies, Energy and Sustainable Economic Development - ENEA), Itália; *Bundesamt für Eich- und Vermessungswesen*¹ (BEV),

¹Para este laboratório não foi encontrado o nome oficial em Inglês.

Áustria; *Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency* (ARPANSA), Austrália; *National Metrological Institute of Russia* (VNIIFTRI), Rússia; e *Országos Mérésügyi Hivatal* (*National Office of Measures* - OMH), Hungria, utilizam calorímetros de grafite, e os laboratórios NIST; *National Research Council* (NRC), Canadá; *Laboratorium voor Standaard Dosimetrie van de Universiteit Gent* (*Laboratory for Standard Dosimetry* - LSDG), Bélgica; e o *Swiss Federal Office of Metrology and Accreditation* (METAS), Suíça, utilizam calorímetros de água [ALLISY-ROBERTS e BURNS (2005); SEUNTJENS e DUANE (2009)].

Câmaras cavitárias também foram desenvolvidas para medições de dose absorvida e kerma no ar, utilizando feixes de radiação de ^{60}Co . Para as medições de dose absorvida, inicialmente foram utilizados objetos simuladores de grafite, e posteriormente objetos simuladores de água. Para a realização das medições na água, foram utilizadas capas à prova d'água de polietileno [BOUTILLON (1981); BOUTILLON e NIATEL (1973)].

Além do desenvolvimento das câmaras de ionização, a implementação de uma câmara de ionização cavitária como Sistema Padrão Primário também implica na determinação de diversos fatores de correção. Estes fatores de correção podem ser determinados experimentalmente ou a partir de simulações computacionais.

Dois exemplos de fatores de correção que podem ser obtidos tanto experimentalmente como por simulação computacional são os fatores de correção para a parede e para a haste da câmara de ionização. A determinação da influência da parede da câmara de ionização pode ser obtida pela extrapolação das paredes da câmara, como demonstrado por BOUTILLON e NIATEL (1973). O fator de correção para a haste pode ser determinado, experimentalmente, pela inserção de uma haste “falsa”, na extremidade oposta à da haste da câmara de ionização. Este procedimento foi utilizado, por exemplo, durante a intercomparação do padrão primário alemão como o padrão primário utilizado no BIPM [ALLISY-ROBERTS e BURNS (2005)].

Entretanto, outros fatores de correção, como o fator de correção para o

eletrodo coletor central, não podem ser obtidos experimentalmente. Isto se deve à impossibilidade de realizar medições experimentais com uma câmara de ionização sem o seu eletrodo coletor central. Sendo assim, a caracterização da câmara de ionização deve ser realizada com auxílio de ferramentas computacionais, como os códigos de Monte Carlo.

Um dos primeiros trabalhos sobre o uso da técnica de Monte Carlo data de 1950 [KAHN (1950)], mas a simulação de câmaras cavitárias de ionização, envolvendo sua resposta e determinação de fatores de correção ocorreu apenas em 1980 [NATH e SCHULZ (1981)]. Um levantamento dos trabalhos envolvendo Monte Carlo nos últimos 50 anos, feito por ROGERS (2006), mostra que entre 1967 e 2000 o número de artigos que tratam do assunto dobrou a cada 5 anos. Este aumento, cada vez maior, do uso da técnica de Monte Carlo é em grande parte devido ao aumento do poder de processamento dos computadores e à diminuição do seu custo. Além disso, a disponibilidade de códigos de Monte Carlo também ajudou a aumentar os trabalhos envolvendo dosimetria. Estes fatores também ajudam a explicar porque o uso desta técnica, para aplicações com câmaras de ionização, demorou tanto tempo.

Estes códigos de Simulação de Monte Carlo já estão sendo utilizados para verificar os valores de referência utilizados em diversos protocolos de dosimetria. Alguns trabalhos recentes [ARAKI *et al.* (2009); CHUNG e YOO (2007); SATO *et al.* (2006); SEMP AU e ANDREO (2006); WULFF *et al.* (2008)] demonstraram que alguns fatores de correção, determinados utilizando o método de Monte Carlo, diferem dos valores apresentados em diversos protocolos de dosimetria, como os da AAPM TG-51 [ALMOND *et al.* (1999)] e da IAEA TRS-398 [IAEA (2004)].

De acordo com ROGERS (2006), deve-se salientar que foram os trabalhos de BÜERMANN *et al.* (2003) e McCAFFREY *et al.* (2004), que trouxeram as evidências experimentais irrefutáveis da capacidade e confiabilidade dos métodos de Monte Carlo, fazendo com que os laboratórios de padronização primária passassem a aceitar os fatores de correção obtidos com esta técnica na determinação da taxa

de kerma no ar.

A partir deste fato vários trabalhos foram feitos, utilizando-se a técnica de Monte Carlo para a determinação dos fatores de correção de câmaras de ionização cavitárias [BÜERMANN e BURNS (2009); BÜERMANN e HILGERS (2007); ERAZO e LALLENA (2013); WULFF *et al.* (2008)].

Capítulo 4

Fundamentos Teóricos

4.1 Interação da radiação com a matéria

O processo de dosimetria de um feixe de radiação ocorre pela interação dos fótons (radiação X ou gama) com a matéria, e neste caso específico, quando os fótons incidentes interagem com a câmara de ionização. As três principais formas de interação dos fótons com a matéria são: absorção fotoelétrica, espalhamento Compton e produção de pares.

A probabilidade relativa de ocorrência destes processos depende da energia do fóton incidente ($h\nu$) e do número atômico Z do material absorvedor (Figura 4.1). O efeito fotoelétrico predomina para fótons de energias baixas e para materiais com número atômico alto; a criação de pares predomina para fótons de energias altas e também materiais com Z alto; e o efeito Compton predomina para fótons de energias intermediárias e materiais com Z baixo. Dependendo das condições do meio, e da energia dos fótons incidentes, é possível a ocorrência de mais de um destes efeitos em sequência. Estes três processos serão descritos com mais detalhes a seguir.

4.1.1 Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico ocorre quando um fóton incide em um meio e é absorvido por um átomo deste meio. A absorção deste fóton ocorre com um elétron orbital das camadas mais internas do átomo. Para que o elétron possa ser ejetado, o fóton

Figura 4.1: Regiões de predominância das três formas de interação da radiação gama. As curvas indicam os valores de Z e energia para os quais as probabilidades dos processos vizinhos são iguais. Figura modificada de EVANS (1955).

incidente deve possuir, no mínimo, energia igual à energia de ligação do elétron. Sendo $h\nu$ a energia do fóton incidente e E a energia de ligação do elétron, a energia cinética do elétron, após a sua ejeção, será $(h\nu - E)$.

A lacuna deixada pelo elétron ejetado será preenchida por um elétron de uma camada superior, o que irá gerar outra lacuna a ser preenchida por um elétron de outra camada superior, e assim sucessivamente. Este processo se repetirá até que o nível sem elétron seja o de menor energia. Esta desexcitação dos elétrons produz a emissão de radiação característica de raios X.

4.1.2 Efeito Compton

No efeito Compton um fóton incidente, com energia $h\nu$, interage com um elétron livre. Elétrons livres são elétrons que possuem uma energia de ligação muito menor que a energia do fóton incidente.

O resultado desta interação é um fóton com menor energia, emitido em uma direção com ângulo θ , e um elétron ejetado com um ângulo de inclinação ϕ , ambos em relação à direção de incidência. Neste processo, o fóton resultante não é absorvido pelo meio e, portanto, pode continuar interagindo com a matéria.

4.1.3 Produção de pares

Quando um fóton incidente se aproxima do núcleo fica sujeito a uma forte força coulombiana, convertendo-se num par elétron-pósitron. Para que este processo aconteça é necessário que o fóton incidente tenha energia superior ao dobro da energia de repouso do elétron (1,022 MeV).

Este valor de 1,022 MeV é o limite para ocorrência deste efeito; sendo assim, em geral a produção de pares é um efeito importante para fótons incidentes de energia elevada.

4.2 Poder de freamento

A perda de energia S para partículas carregadas num dado absorvedor é definida como a quantidade de energia dE transferida para o material ao longo da distância dx percorrida pela partícula dentro dele. Assim, a taxa de perda de energia pode ser expressa por [TAUHATA *et al.* (2003)]:

$$S = -\frac{dE}{dx} \quad (4.1)$$

4.3 Metrologia em radioterapia

As fontes de ^{60}Co e raios X de energias intermediárias são utilizados para o tratamento de tumores. Os raios X de energias intermediárias são utilizados para o tratamento de tumores superficiais, enquanto as fontes de ^{60}Co e aceleradores lineares possuem uma faixa maior de aplicações. Existe uma tendência mundial de substituição de equipamentos de raios X intermediários por aceleradores lineares, mas no Brasil muitos destes equipamentos ainda estão em uso.

O sucesso em qualquer tratamento radioterápico, independentemente do equipamento utilizado, depende da precisão e da exatidão da dose entregue sobre o tumor. Durante o tratamento, a maior incerteza admitida na dose sobre o tumor é de 5,0%, sendo que alguns estudos sugerem uma precisão ainda maior [BRAHME *et al.*

(1988)]. Incertezas maiores podem comprometer o tratamento do tumor ou gerar complicações com o tecido saudável adjacente.

Para assegurar que a incerteza durante o tratamento radioterápico não seja maior do que 5,0%, diversos cuidados devem ser tomados, dentre eles:

- Posicionamento correto do paciente sob o feixe de radiação;
- Controle de variações na geometria do tumor durante o tratamento;
- Diminuição ou monitoramento dos movimentos voluntários ou involuntários do paciente;
- Dosimetria do feixe de radiação utilizado no tratamento.

Em geral, parâmetros biológicos, ou correções do movimento do paciente só podem ser realizados com equipamentos mais modernos e precisos, que são muito caros e ainda pouco utilizados no Brasil e no mundo. A dosimetria do feixe de radiação utilizado no tratamento é mais facilmente controlável, e por isso, esforços devem ser realizados para manter a incerteza o mais baixo quanto possível.

Para a determinação do kerma no ar, para feixes de ^{60}Co , são utilizadas câmaras de ionização cavitárias. O BIPM utiliza uma câmara de placas paralelas como seu padrão primário, e o PTB, um conjunto de três câmaras, duas cilíndricas e uma de placas paralelas. Outros laboratórios primários também fazem uso de câmaras de ionização, para determinação da grandeza kerma no ar, seguindo os modelos do BIPM ou do PTB. A partir da determinação do kerma no ar, pode-se determinar a dose absorvida no ar, ou na água, utilizando os coeficientes de calibração adequados.

A determinação da dose absorvida na água para os aceleradores lineares pode ser realizada de duas formas: utilizando aceleradores lineares, o que requer o uso de calorímetros, ou convertendo-se a dose absorvida determinada em um feixe padrão de ^{60}Co para as qualidades utilizadas no acelerador linear de interesse.

A determinação dos coeficientes de calibração para cada qualidade do feixe clínico de interesse é, infelizmente, impraticável, pois muitos laboratórios padrões

não possuem aceleradores lineares clínicos, como é o caso do Brasil, e, portanto, não podem reproduzir os feixes usados em clínicas ou hospitais.

Desta forma, para determinar a dose absorvida na água, para um acelerador linear, é necessário converter o coeficiente de calibração de dose absorvida para um feixe de ^{60}Co , $N_{\text{D,w}}^{^{60}\text{Co}}$, em um coeficiente de calibração para qualquer qualidade de feixe k_Q , a ser utilizada no acelerador linear. Esta conversão é realizada utilizando a relação

$$N_{\text{D,w}}^Q = k_Q N_{\text{D,w}}^{^{60}\text{Co}} \quad (4.2)$$

sendo $N_{\text{D,w}}^Q$ a dose absorvida na água utilizando um feixe de qualidade Q , e k_Q um fator de conversão para a qualidade de radiação Q .

4.4 Câmaras de ionização

Em 1908 Ernest Rutherford e Hans Geiger construíram um dispositivo composto de um cilindro metálico com um fio metálico fino transposto de forma axial dentro do cilindro. A cavidade era preenchida com ar. Com a aplicação de uma tensão elétrica entre as paredes e o fio metálico fino, partículas alfa direcionadas para dentro do dispositivo produziram correntes elétricas mensuráveis com um eletrômetro. Rutherford e Geiger haviam desenvolvido o primeiro medidor de radiação [McGREGOR (2011)].

Eles também observaram que o comportamento do detector mudava com o aumento da tensão aplicada, em grande parte porque as partículas alfa podiam ser detectadas em tensões muito mais baixas do que as partículas beta, uma técnica que mais tarde se tornou conhecida como contagem proporcional.

O princípio de funcionamento dos contadores a gás é muito simples. As interações da radiação com o gás, e com a parede da câmara de ionização, tornam o gás do detector ionizado. Desta forma, surge uma nuvem de cargas, composta de elétrons e íons positivos.

O campo elétrico formado entre os eletrodos na câmara de ionização com gás

força os elétrons e os íons positivos a se separarem. Os elétrons são atraídos para o anodo e os íons positivos são atraídos para o catodo. Com o movimento de cargas elétricas através da câmara, é induzida uma corrente elétrica no circuito externo conectado à câmara. Esta corrente, ou variação da corrente, poderá ser medida, como indicação de que houve interação da radiação com a matéria na câmara.

O tipo de detector mais simples, preenchido com gás, é a câmara de ionização. Nas câmaras de ionização a corrente elétrica no circuito externo é medida de forma direta ou armazenando a carga elétrica em um capacitor e então medindo a tensão resultante.

Dependendo da aplicação das câmaras de ionização, alguns cuidados devem ser tomados no seu projeto. Devido ao fato de a forma geométrica da cavidade não ser definida pela teoria cavitária de Bragg-Gray, deve-se levar em conta alguns fatores, tais como a distância entre os eletrodos, para o caso da recombinação dos íons, e a espessura da parede para se obter a condição de equilíbrio eletrônico, no caso de detecção de radiação gama (^{137}Cs e ^{60}Co).

Câmaras de ionização possuem muitas formas, e podem ser usadas para medições em reatores nucleares, onde o campo de radiação é muito intenso, ou como pequenos dosímetros pessoais, em que os níveis de radiação são muito mais baixos. Embora simples em conceito, dois problemas principais ocorrem com estes dosímetros:

1. O sinal medido é muito pequeno, devido à baixa intensidade das correntes elétricas geradas nas interações da radiação com a matéria;
2. O tempo para a formação do sinal pode ser longo devido ao movimento lento dos íons positivos no gás que preenche a câmara de ionização.

O primeiro problema pode ser contornado com o uso de um eletrômetro, e tomando-se o cuidado de evitar correntes de fuga. Quanto ao tempo de formação do sinal, normalmente um circuito RC pode ser conectado à câmara de ionização para reduzir a constante de tempo do sistema, e descarregar o capacitor antes que todos os íons sejam coletados, e desta forma, reduzindo o tempo de resposta.

Após o projeto e a construção de uma câmara de ionização, diversos testes devem ser realizados, seguindo recomendações internacionais, dependendo da aplicação da câmara de ionização. Se a câmara de ionização for utilizada em feixes de radiodiagnóstico, deve-se seguir as recomendações da norma IEC 61674 [IEC (1997)], e para dosimetria em radioterapia, deve-se seguir as recomendações da norma IEC 60731 [IEC (2011)].

A IEC 60731 [IEC (2011)] sofreu algumas alterações em relação a sua versão de 1997. A seguir serão descritos os testes mais importantes que constam na nova norma IEC 60731 [IEC (2011)], tanto para dosímetros utilizados em dosimetria clínica como dosímetros utilizados como padrões de referência. Os testes abordados são: estabilidade de curto e longo prazos, corrente de fuga, saturação, eficiência de coleta de íons, efeito de polaridade e dependência angular.

4.4.1 Testes de estabilidade de curto e longo prazos

Para câmaras de ionização utilizadas em radioterapia, segundo a norma IEC 60731 [IEC (2011)], o maior desvio permitido para os testes de estabilidade de curto prazo, para câmaras de ionização utilizadas em dosimetria clínica, é de 0,5% e para câmaras de ionização utilizadas como padrões de referência, o maior desvio deve ser de 0,25%.

Para testes de estabilidade de longo prazo, a norma IEC 60731 [IEC (2011)] determina que para câmaras de ionização utilizadas em dosimetria clínica, o limite máximo é de 1,0% e para câmaras de ionização utilizadas como padrões de referência, o maior desvio deve ser de 0,5%. Além disso, estes testes devem ser realizados em intervalos de tempo inferiores a um mês, durante um período de tempo de seis meses para câmaras utilizadas em dosimetria clínica, e por um período de, no mínimo, um ano para dosímetros utilizados como padrões de referência.

Em todos estes testes, a câmara de ionização e a fonte devem ser posicionadas de forma reprodutível, garantindo que seu posicionamento seja sempre o mesmo. Desta forma, pode-se assegurar que possíveis desvios nas leituras não sejam gerados pela geometria do arranjo experimental. No LCI, foi desenvolvido um suporte para

a fonte e a câmara de ionização (Figura 4.2), de forma a assegurar a repetibilidade do posicionamento da fonte e do detector.

Figura 4.2: Arranjo experimental utilizado para os testes de estabilidade a curto e longo prazos das câmaras de ionização tipo lápis. Na imagem também é mostrada a fonte de controle utilizada nos testes [MAIA e CALDAS (2003)].

4.4.2 Corrente de fuga

A corrente de fuga pode ocorrer por diversos fatores, e os mais comuns são alta umidade do ambiente, problemas na haste ou no eletrômetro, além da presença de correntes parasitárias nos conectores, ou entre os componentes que compõem a câmara de ionização, como o material isolante que fixa o eletrodo coletor.

As câmaras de ionização são projetadas para evitar, ao máximo possível, estas correntes elétricas. Entretanto, é esperado que exista uma pequena corrente de fuga, e as recomendações internacionais determinam os limites aceitáveis [IEC (2011, 1997)].

Em feixes de radioterapia, o teste para determinação de corrente de fuga consiste em realizar medições de 20 min antes e após a irradiação da câmara de ionização, com a mesma tensão utilizada durante os procedimentos. Conforme a norma IEC 60731 [IEC (2011)], a máxima corrente de fuga deve representar no máximo 0,5% da corrente produzida pela menor taxa de kerma no ar utilizada, tanto para os testes de pré-irradiação quanto para os testes de pós-irradiação.

4.4.3 Saturação, eficiência de coleção de íons e efeito de polaridade

Como visto anteriormente, para que a câmara de ionização seja capaz de coletar as cargas elétricas geradas no gás que preenche seu volume sensível, deve ser aplicada uma tensão elétrica entre o seu catodo e anodo. Entretanto, esta tensão elétrica deve

ser aplicada com uma determinada intensidade, de forma que toda a carga elétrica gerada no gás seja coletada, mas que a formação de novos pares de íons não seja induzida por esta tensão.

Com o aumento da tensão aplicada, a corrente de ionização medida inicialmente tende a aumentar, e então se estabilizar. Este aumento da corrente de ionização com a tensão é causado pela coleção de íons incompleta em tensões baixas. Os íons positivos e negativos tendem a se recombinar, a não ser que eles sejam rapidamente separados pela aplicação do campo elétrico. Com o aumento da tensão, esta recombinação pode ser minimizada.

Entretanto, se a tensão for muito alta, os elétrons, acelerados pelo campo elétrico, podem ganhar energia suficiente para produzir ionização por colisão com as moléculas do gás. Isto resulta em uma rápida multiplicação de elétrons, e a corrente, mais uma vez, torna-se dependente da tensão aplicada.

Desta forma, a câmara de ionização deve operar na região de saturação, para que pequenas mudanças na tensão não resultem em mudanças na corrente elétrica. O teste de saturação tem por objetivo determinar a melhor tensão de operação de uma câmara de ionização. Normalmente, este teste é feito variando-se a tensão em passos de ± 50 V, mas passos de tensão menores podem ser usados, dependendo do eletrômetro a ser utilizado. Do teste de saturação também são obtidas outras duas características: eficiência de coleta de íons e efeito de polaridade.

O teste de eficiência de coleção de íons tem como objetivo verificar se está ocorrendo recombinação de pares de íons dentro do volume sensível da câmara de ionização ou se todos os íons estão sendo coletados. Para determinar a eficiência de coleção de íons, a seguinte fórmula deve ser usada [IAEA (2004)]:

$$k_s = \frac{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - 1}{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - \frac{M_1}{M_2}} \quad (4.3)$$

em que são obtidas medições (M_1 , M_2) em duas tensões diferentes (V_1 , V_2).

Sempre que possível, a tensão na câmara deve ser ajustada para se ter menos

que 1,0% de perdas, isto é, eficiência de coleção melhor que 99,0%.

No teste de efeito de polaridade a resposta fornecida pela câmara de ionização é comparada para mesma tensão, porém com sinal oposto, como mostra a Equação 4.4 [IAEA (2004)]:

$$k_{\text{pol}} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (4.4)$$

onde M_+ e M_- são as medições realizadas com as polaridades positiva e negativa, respectivamente, e M é a medição realizada com a tensão aplicada rotineiramente.

De acordo com as recomendações internacionais [IEC (2011)] a diferença encontrada entre estas respostas deve ser no máximo de 1,0%.

4.4.4 Dependência angular

Durante o posicionamento da câmara de ionização, no feixe de radiação, podem ocorrer pequenos deslocamentos, que podem alterar o valor medido pela câmara de ionização. Desta forma, este teste tem a finalidade de avaliar a resposta da câmara de ionização em função da inclinação da incidência do feixe de radiação.

A norma IEC 60731 [IEC (2011)] preconiza dois testes para avaliar este efeito: teste de inclinação e teste de rotação da câmara de ionização. Ambos são realizados em relação à posição de referência para medida, a 1,0 m da fonte.

O teste de inclinação consiste em inclinar a câmara de ionização, em relação ao seu eixo de referência, em até $\pm 5^\circ$. Neste teste, devem ser realizadas medidas em passos de 1° , utilizando o menor campo de radiação possível, mas que permita a irradiação total da câmara de ionização em todas as inclinações.

O teste de rotação da câmara de ionização consiste em girar a câmara de ionização, em 360° , em relação ao eixo de referência, medindo a resposta em passos de 90° , e utilizando o menor campo possível. Na Figura 4.3 é mostrado um esquema destes dois testes.

Em feixes de radioterapia, conforme a norma IEC 60731 [IEC (2011)], o limite de variação da resposta, em relação à posição de referência, deve ser, no máximo,

Figura 4.3: Representação esquemática dos testes de dependência angular: (a) inclinação e (b) rotação.

de 1,0% para o teste de inclinação e de, no máximo, 0,5% para o teste de rotação.

4.5 Teoria da cavidade

A teoria da cavidade tem como objetivo relacionar a dose absorvida num detector de radiação com a dose absorvida num meio, de constituição diferente da câmara de ionização. A inserção da câmara de ionização no meio de interesse cria uma descontinuidade neste meio, e a câmara de ionização pode ser vista como uma cavidade, preenchida com ar. Um fator muito importante, para a aplicação da teoria da cavidade, é o tamanho da cavidade em relação ao alcance dos elétrons no meio.

A dose absorvida em diferentes regiões de um meio heterogêneo está relacionada ao poder de freamento do material na região de interesse. Se a atividade e a energia da radiação forem as mesmas, então a razão das doses nas diferentes regiões é o recíproco do poder de freamento nestas regiões. Se a cavidade for pequena, a maioria dos elétrons é produzida no material que cerca a cavidade, e a inserção da cavidade no material não muda o espectro dos elétrons.

Normalmente o dosímetro está envolto com algum material diferente do meio e do próprio material da cavidade. A espessura da parede deste material que envolve o dosímetro pode ser muito pequena, comparada com o alcance dos elétrons secundários, e sua influência na energia absorvida pelo dosímetro pode ser desprezível. Entretanto, caso a parede possua uma espessura muito grande, sua influência não pode ser desprezada.

Para os casos em que a parede deste material que envolve o dosímetro for muito

menor ou muito maior que o alcance dos elétrons secundários, a relação entre a dose absorvida na cavidade e dose absorvida no dosímetro pode ser expressa da seguinte forma:

$$D_{\text{meio}} = \frac{1}{f} D_{\text{cav}} \quad (4.5)$$

sendo o fator f definido pelas relações mostradas na Tabela 4.1.

Tabela 4.1: *Expressões para o fator de correção f .*

	$t_w \ll R$	$t_w \gg R$
$t_c \ll R$	S_m^c	$\mu_m^w S_w^c$
$t_c \cong R$	$d \cdot S_m^c + (1 - d) \cdot \mu_m^c$	$\mu_m^w \cdot [d \cdot S_w^c + (1 - d) \cdot \mu_w^c]$
$t_c \gg R$	μ_m^c	μ_m^c

Os termos nas expressões para o fator de correção f representam:

c: cavidade;

m: meio;

w: parede;

t: espessura;

R: alcance;

s: poder de freamento;

μ : coeficiente de absorção de energia.

Para o caso em que a espessura da parede é da ordem do alcance dos elétrons secundários, o cálculo da contribuição da parede à dose absorvida na cavidade não é trivial. As câmaras de ionização são projetadas especificamente para certas faixas de energia e tipos de radiação (fótons, elétrons, partículas alfa, etc), e desta forma esta configuração pode ser evitada no projeto e na construção das câmaras de ionização.

Entretanto, apesar da teoria da cavidade ter evoluído ao longo do tempo, com a adição de diversas considerações, ainda existem diferenças entre a câmara de

ionização e a cavidade ideal, sendo que uma forma de contornar este problema consiste em se utilizar alguns fatores de correção.

4.6 Fatores de correção

O dosímetro padrão para determinação da grandeza kerma no ar é a câmara de ionização. Estas câmaras de ionização devem ser muito bem caracterizadas, e o procedimento de caracterização envolve a determinação de diversos fatores de correção. Considerando o meio em que a câmara de ionização está inserida como sendo a água, e o gás que preenche a cavidade da câmara de ionização como sendo o ar, a Equação 4.5 pode ser reescrita na forma:

$$D_{\text{água}} = \frac{1}{f} \cdot D_{\text{ar}} = D_{\text{câmara}} \cdot P_{\text{haste}} \cdot P_{\text{elec}} \cdot P_{\text{parede}} \cdot P_{\text{capa}} \cdot P_{\text{an}} \cdot \frac{1}{f} \quad (4.6)$$

Esta equação relaciona a dose medida na câmara de ionização, $D_{\text{câmara}}$, com a dose na água ($D_{\text{água}}$). O fator de correção para a haste, P_{haste} , leva em consideração a influência da haste da câmara nas medições, e o fator P_{elec} a influência no espalhamento e absorção da radiação pelo eletrodo central. O fator de correção para a parede da câmara, P_{parede} , é utilizado, pois o material da câmara difere do material ao seu redor. Este fator pode também conter P_{capa} , que considera a capa protetora à prova d'água. O fator de correção P_{an} é o fator de correção para a falta de uniformidade axial do feixe de radiação [WULFF *et al.* (2008)]. A seguir segue uma breve descrição de cada um destes fatores de correção.

4.6.1 Fator de correção para a haste

O fator de correção para a haste, P_{haste} , corrige o valor da dose absorvida, devido à radiação espalhada pela haste da câmara de ionização durante as medições. Este fator de correção é muito menor do que os outros fatores de correção apresentados na Equação 4.6, e desta forma, este fator de correção é, normalmente, omitido das equações de correção para dose absorvida [BUCKLEY e ROGERS (2006)]. Entretanto, em trabalhos em que o intuito seja caracterizar câmaras de ionização

que possam ser utilizadas como padrões de referência, este fator de correção deve ser calculado, e aplicado, para determinar a dose absorvida ou a taxa de kerma no ar.

Este fator de correção foi determinado experimentalmente por BOUTILLON e NIATEL (1973), pela adição de uma haste falsa à câmara de ionização em uma posição diametralmente oposta à haste da câmara de ionização. Durante este experimento, a corrente elétrica média medida com e sem a haste falsa foram de $(9,3625 \pm 0,0234)$ nA e de $(9,3492 \pm 0,01589)$ nA. Considerando que as hastes não tem influência uma sobre a outra, o espalhamento de uma haste contribui com 0,142% sobre a corrente elétrica medida. Desta forma, o fator de correção foi $0,9986 \pm 0,0009$. Para a câmara de ionização utilizada no BIPM, o valor de P_{haste} foi $1,0000 \pm 0,0001$.

Atualmente, este fator de correção pode ser determinado pela técnica de Monte Carlo, pela razão entre a resposta da câmara de ionização sem a presença da haste (R_{haste}) pela resposta da câmara de ionização completa (R_{completa}) (Equação 4.7).

$$P_{\text{haste}} = \frac{R_{\text{haste}}}{R_{\text{completa}}} \quad (4.7)$$

4.6.2 Fator de correção para o eletrodo coletor central

O fator de correção para o eletrodo coletor central, P_{elec} , é utilizado para corrigir as leituras devido a mudanças na ionização no volume sensível devido à presença do eletrodo coletor central.

Os valores para este fator de correção são determinados em função da qualidade do feixe, do material e do raio do eletrodo coletor. Para as câmaras de ionização comerciais, o eletrodo coletor central é normalmente de grafite ou alumínio, com um diâmetro pequeno, normalmente, de 0,1 mm.

A determinação deste fator de correção pode ser realizada apenas com a técnica de Monte Carlo, devido à impossibilidade de realizar medidas com a câmara de ionização sem o eletrodo coletor central.

Este fator é calculado pela razão entre a resposta da câmara de ionização sem a presença do eletrodo coletor central (R_{elec}) e a resposta da câmara de ionização completa (R_{completa}) (Equação 4.8).

$$P_{\text{elec}} = \frac{R_{\text{elec}}}{R_{\text{completa}}} \quad (4.8)$$

4.6.3 Fator de correção para a parede da câmara de ionização

O fator de correção para a parede da câmara de ionização, P_{parede} , leva em consideração o fato de que o material da câmara de ionização é diferente do material de que é composto o meio circundante. Esta diferença dos materiais causa diferenças na atenuação e no espalhamento das partículas que atravessam a parede da câmara de ionização. Caso a câmara de ionização possua uma capa protetora à prova d'água, o fator de correção específico, P_{capa} , também deve ser determinado.

Antes do advento de simulações de Monte Carlo, este fator de correção era determinado medindo-se a resposta da câmara de ionização em função da espessura da parede. Este procedimento consistia em adicionar camadas de diferentes espessuras (mas do mesmo material da parede da câmara de ionização) nas paredes da câmara de ionização e realizar diversas medições. Com o gráfico da resposta da câmara de ionização em função das diferentes espessuras empregadas, o valor para a espessura nula podia ser obtido pela extrapolação linear da curva.

A limitação experimental deste procedimento era de que poderia ser aplicado apenas para câmaras de ionização que possuíam todas as paredes de mesma espessura. Com o advento da técnica de Monte Carlo, esta limitação foi superada, pois a radiação espalhada ou absorvida pelas paredes podem ser determinadas separadamente.

Atualmente, este fator de correção é calculado com a utilização de códigos de Monte Carlo. Dentre os diversos códigos existentes, o código EGSnrc possui uma biblioteca específica para a determinação deste fator de correção [ROGERS *et al.* (2000)]. O fator de correção P_{parede} é calculado como a razão entre a resposta da

câmara de ionização $R_{\text{gás}}$ desconsiderando os efeitos de atenuação e espalhamento dos fótons nas paredes da câmara de ionização, por $(R_{\text{gás}})$ considerando-se os efeitos de atenuação e espalhamento.

4.6.4 Fator de correção para a falta de uniformidade axial do feixe de radiação

As ionizações produzidas ao longo do eixo do feixe de radiação diferem do comportamento ideal previsto pela lei do inverso do quadrado da distância devido aos elétrons originados nas paredes da cavidade e eletrodo coletor central [BIELAJEW (1990); BIELAJEW e ROGERS (1992); BOUTILLON e NIATEL (1973)]. Este desvio é corrigido pelo fator de correção para a falta de uniformidade axial do feixe de radiação P_{an} . Este fator de correção leva em consideração a falta de uniformidade do feixe de radiação na direção entre a fonte de radiação e a câmara de ionização.

O fator de correção para a falta de uniformidade axial do feixe de radiação P_{an} é calculado pela equação [KAWRAKOW *et al.* (2011)]

$$P_{\text{an}} = \frac{(R_{\text{gás}}P_{\text{parede}})^{\text{paralelo}}}{(R_{\text{gás}}P_{\text{parede}})^{\text{divergente}}} \quad (4.9)$$

sendo $(R_{\text{gás}}P_{\text{parede}})^{\text{paralelo}}$ a resposta da câmara de ionização corrigida para os efeitos de espalhamento e absorção dos fótons incidentes na parede da câmara de ionização, para um feixe de radiação paralelo, e $(R_{\text{gás}}P_{\text{parede}})^{\text{divergente}}$ a resposta da câmara de ionização com as mesmas correções, mas considerando uma fonte radioativa puntual.

4.6.5 Fator de correção para a temperatura

Para câmaras de ionização não seladas, a temperatura no gás do volume sensível varia conforme a temperatura ambiente. Deste forma, é necessário levar em consideração estas variações nas leituras realizadas com a câmara de ionização. O fator de correção para a temperatura (P_T) corrige as medições de carga elétrica da câmara de ionização para mudanças na densidade do ar na cavidade da câmara de ionização (volume sensível), provenientes de mudanças na temperatura ambiente em relação à temperatura de referência de 293,15 K (20°). Para um gás ideal, o fator

de correção para a temperatura é dado por

$$P_T = \frac{273,15 + T_{\text{Lab}}}{293,15} \quad (4.10)$$

sendo T_{Lab} a temperatura, em graus Celsius, do laboratório no momento em que foram realizadas as medições.

4.6.6 Fator de correção para a pressão

Para câmaras de ionização não seladas (o que corresponde a todas as câmaras de ionização empregadas neste trabalho), a pressão do gás do volume sensível varia conforme a pressão ambiente. Desta forma, também torna-se necessário levar em consideração estas variações nas leituras realizadas com a câmara de ionização. O fator de correção para a pressão (P_P) corrige as medições de carga elétrica da câmara de ionização para mudanças na densidade de ar na cavidade da câmara de ionização (volume sensível), provenientes de mudanças na pressão ambiente em relação à pressão atmosférica de referência de 101,325 kPa. Para um gás ideal, o fator de correção para a pressão é dado por

$$P_P = \frac{101,35}{P_{\text{Lab}}} \quad (4.11)$$

sendo P_{Lab} a pressão atmosférica, em kPa, do laboratório no momento em que cada medição foi realizada.

4.7 Influência dos componentes

Como parte da caracterização dos dosímetros desenvolvidos neste projeto, utilizados como sistemas de referência secundários, ou terciários, a influência de cada componente na resposta das câmaras de ionização foi determinada. Esta avaliação é muito importante pois estes novos dosímetros possuem configurações geométricas e materiais diferentes dos dosímetros encontrados na literatura (câmaras tipo lápis com volumes sensíveis de 0,34 cm³ e 1,06 cm³ e câmara de ionização tipo Farmer de PVC), e com este estudo pode-se determinar seu comportamento em feixes de

radiação gama (^{60}Co).

A influência dos diversos componentes estruturais das câmaras de ionização sobre a energia depositada sobre o volume sensível, e consequente influência na resposta, é determinada pela equação

$$\text{Influência} = \frac{R_{\text{SCE}}}{R_{\text{completa}}} \quad (4.12)$$

sendo R_{SCE} a resposta da câmara de ionização sem o componente estudado e R_{completa} a resposta da câmara de ionização completa (com todos os componentes).

4.8 Simulação de Monte Carlo

Conforme a definição de KRAMER *et al.* (2000), o Método de Monte Carlo utiliza a amostragem de números aleatórios e métodos estatísticos para encontrar soluções de problemas matemáticos ou físicos, para os quais a solução por métodos diretos é muito difícil ou impossível. Este método utiliza um modelo estocástico para representar o processo de interesse, e um gerador de números aleatórios de alta qualidade para representar a função densidade de probabilidade definida pelo modelo. O resultado é uma estimativa da grandeza física sob investigação, determinada com um alto grau de precisão.

Este método é bastante simples, e pode ser aplicado em problemas com qualquer nível de complexidade. Entretanto, neste método, o desvio da solução procurada é função do número de histórias simuladas, o que tende a aumentar o tempo de simulação, tornando o método um tanto lento [ROGERS (2006); WANG *et al.* (2005)].

No momento em que fótons ou elétrons penetram na matéria, eles podem sofrer múltiplas interações em que sua energia é transferida para os átomos ou moléculas do material, acarretando em uma cascata de eventos, com a provável produção de partículas secundárias. Como consequência da evolução desta cascata, a energia inicial da partícula incidente irá diminuir, com a concomitante deposição de sua energia no meio.

A interação da radiação com a matéria é um exemplo típico de fenômeno probabilístico, podendo-se assim utilizar o método de Monte Carlo como uma ferramenta no estudo do fenômeno de transporte e da atenuação da radiação em meios materiais.

Neste contexto, a história de uma partícula é descrita como uma sequência probabilística de interações em que, no final, a partícula pode alterar a sua direção de movimento, perder parcialmente ou totalmente sua energia, ou ainda, gerar uma partícula secundária. A função densidade de probabilidade, definida para o modelo de interação, determinará a probabilidade de interação das partículas ao longo do caminho simulado. Esta função é que irá estabelecer o alcance para os elétrons, o livre caminho médio para os fótons, o tipo de interação, a perda de energia e a deflexão angular que ocorrerá no decorrer das simulações [ROGERS (2006); SALVAT *et al.* (2008); YORIAZ (2009)].

Dentre os diversos pacotes de simulação de Monte Carlo utilizados em aplicações de Física Radiológica, optou-se pelos códigos PENELOPE [COT *et al.* (2004, 2006); YIA *et al.* (2006)] e EGSnrc [KAWRAKOW (2000a,b); KAWRAKOW e ROGERS (2000); KAWRAKOW *et al.* (2003)]. O código PENELOPE possui um tratamento detalhado de seções de choque para baixas energias bem como um pacote de geometrias flexível [SALVAT *et al.* (2008)]. O código EGSnrc é um dos mais utilizados atualmente para a determinação dos fatores de correção para câmaras de ionização [ROGERS (2006)].

4.8.1 Código PENELOPE

A primeira versão do código PENELOPE foi lançada em 1996, e até hoje seu código vem sendo aprimorado, e novas funções e melhorias vêm sendo incorporadas. O código PENELOPE foi escrito em FORTRAN, e é distribuído livremente pelo banco de dados da *Nuclear Energy Agency NEA Data Bank* [OECD (2013)], que atua, no Brasil, em parceria com o IPEN/CNEN-SP.

Este código é uma sub-rotina que utiliza a técnica de Monte Carlo para a simulação do transporte acoplado de fótons e elétrons. O nome é a abreviação

de *PENetration and Energy LOss of Positron and Electrons*. Seu algoritmo de simulação é baseado em um modelo de espalhamento, que combina bases numéricas de dados com modelos analíticos de seções de choque, para os diferentes mecanismos de interação. Este código pode ser utilizado para simular interações com elétrons e pósitrons com energias na faixa de alguns keV até 1 GeV [SALVAT *et al.* (2003, 2008)].

Várias comparações, entre dados experimentais e simulados, com intuito de caracterizar melhor este código, foram realizadas por SEMPAU *et al.* (2003). Neste trabalho, foi avaliado o transporte de elétrons com energias de alguns keV até 1 GeV. Segundo os autores, os resultados mostraram uma excelente concordância entre os dados experimentais e os simulados pelo código PENELOPE. Por outro lado, em outro trabalho, de [MUÑOZ *et al.* (2005)], em que elétrons de energias baixas, na faixa de poucos keV, incidentes no ar, foram simulados com o código PENELOPE, o perfil de deposição de energia destes elétrons mostrou-se impreciso. Estes resultados servem para demonstrar que se deve ter muita atenção para a faixa de energia em que os códigos de Monte Carlo serão empregados.

O código PENELOPE é composto por quatro arquivos, escritos em linguagem de programação FORTRAN, responsáveis pelas definições das subrotinas utilizadas na simulação: PENELOPE.f, PENGEOm.f, TIMER.f e PENVARED.f. Além destas, outro código também é distribuído com o programa: MATERIAL.f. Na Tabela 4.2 são descritas as subrotinas mais importantes do código PENELOPE.

Tabela 4.2: Descrição dos códigos mais importantes do código PENELOPE [SALVAT *et al.* (2008)].

Código	Descrição
PENELOPE.f	Responsável pelo transporte das partículas simuladas.
PENGEOm.f	Controla a geometria da simulação.
TIMER.f	Controla o tempo de simulação.
PENVARED.f	Executa os métodos de redução variacional.
MATERIAL.f	Responsável pela geração dos arquivos de dados de seção de choque dos materiais.

4.8.2 Código EGSnrc

O código de Monte Carlo EGSnrc [KAWRAKOW (2000a); KAWRAKOW e ROGERS (2000); KAWRAKOW *et al.* (2003)] é um pacote de códigos utilizados para simulação do transporte de fótons e elétrons, em diferentes meios. Dentre as várias vantagens do código EGSnrc, destacam-se o uso de uma teoria de múltiplo espalhamento mais avançada, que inclui os efeitos relativísticos de spin na seção de choque, um algoritmo de efeitos de fronteira mais avançado, e algoritmos de amostragem para uma maior variedade de energias e distribuições angulares.

Em geral, a simulação de Monte Carlo do transporte de uma partícula requer diversas informações sobre as propriedades das interações da partícula e do meio na qual esta se encontra. A história de uma partícula começa com a sua criação, coordenadas de sua posição e energia de acordo com a distribuição da fonte radioativa, especificada pelo usuário. A partícula percorre uma determinada distância antes de interagir com o meio. Esta interação ocorre com uma probabilidade que é determinada pela seção de choque total de interação. O tipo de interação e as partículas resultantes são determinadas pelas seções de choque de interação no ponto em que ocorreu esta interação. Qualquer partícula secundária criada também precisa ser transportada, e a história de uma partícula acaba quando todas as partículas depositaram sua energia no meio ou deixaram a região de interesse [ROGERS (2006); SALVAT *et al.* (2008); YORIAZ (2009)].

O transporte de elétrons apresenta algumas dificuldades, pois um elétron pode passar por centenas de milhares de interações enquanto perde energia no meio. O tempo computacional necessário para o transporte “evento por evento” neste processo lento de perda de energia seria impraticável. No EGSnrc, este problema foi resolvido com o uso da técnica de história condensada, descrito por Berger [BERGER (1963)]. Neste método, um grande número de pequenas interações individuais é condensado em um único passo. O efeito total deste passo é amostrado das distribuições relevantes de espalhamento múltiplo. A técnica de

história condensada é uma aproximação razoável, visto que na maioria das vezes uma única interação causa poucas mudanças na direção e na energia do elétron [KAWRAKOW (2000a)].

Além do código EGSnrc, existem outros códigos de Monte Carlo que fazem uso da técnica de história condensada [AGOSTINELLI *et al.* (2003); BARO *et al.* (1995); BRIESMEISTER (1993); SALVAT *et al.* (2008); SELTZER (1991)]. Entretanto, para diversas aplicações, o EGSnrc é mais eficiente, como no caso da determinação dos fatores de correção. Além disso, o código EGSnrc é o único código que consegue uma precisão de 0,1% no transporte de partículas, em comparação às soluções analíticas [FADDEGON *et al.* (2009); KAWRAKOW (2000b); SEUNTJENS *et al.* (2002)].

O código EGSnrc inclui um conjunto de bibliotecas desenvolvidas para tipos específicos de simulações. A Tabela 4.3 descreve as bibliotecas mais importantes para a determinação dos fatores de correção em câmaras de ionização.

Tabela 4.3: Descrição das bibliotecas mais importantes na determinação de fatores de correção, utilizando o código EGSnrc [ROGERS *et al.* (2011)].

Biblioteca	Descrição
CAVRZnrc	Utilizado para calcular a dose total em uma região (ou regiões) definida como uma cavidade em uma superfície cilíndrica.
SPRRZnrc	Calcula a razão dos poderes de freamento entre o meio, definido no arquivo de entrada, e o ar, para cada região criada na simulação.
DOSRZnrc	Calcula a dose em regiões individuais dentro de uma superfície cilíndrica.
g	Calcula a fração de energia que é dissipada fora da cavidade devido à radiação Bremsstrahlung produzida na cavidade.

Capítulo 5

Padrão Primário para Determinação do Kerma no Ar para Radiação de ^{60}Co

De acordo com o VIM, os instrumentos de medição são classificados em [INMETRO (2012)]:

Padrão Internacional: “padrão de medição reconhecido pelos signatários dum acordo internacional, tendo como propósito a sua utilização mundial”;

Padrão Nacional: “padrão de medição reconhecido por uma entidade nacional para servir dentro dum Estado ou economia, como base para atribuir valores a outros padrões de grandezas de mesma natureza”;

Padrão Primário: “padrão de medição estabelecido com auxílio dum procedimento de medição primário ou criado como um artefato, escolhido por convenção”;

Padrão Secundário: “padrão de medição estabelecido por intermédio duma calibração com referência a um padrão de medição primário duma grandeza da mesma natureza”;

Padrão de Referência: “padrão de medição estabelecido para a calibração de outros padrões de grandezas de mesma natureza numa dada organização ou num dado local”;

Padrão de Trabalho: “padrão de medição que é utilizado rotineiramente para calibrar ou controlar instrumentos de medição ou sistemas de medição”;

Padrão Itinerante: “padrão de medição, algumas vezes de construção especial, destinado para ser transportado entre diferentes locais”;

Dispositivo de Transferência: “dispositivo utilizado como intermediário para comparar padrões”;

Padrão Intrínseco: “padrão baseado numa propriedade intrínseca reproduzível dum fenómeno ou duma substância”.

De acordo com as recomendações da IAEA (2000, 2004, 2009), existem dois procedimentos de calibração de instrumentos detectores de radiação. O primeiro procedimento consiste em utilizar campos de radiação com propriedades bem conhecidas, e o segundo, em utilizar campos de radiação com propriedades menos bem conhecidas. Neste trabalho, foi empregado o segundo procedimento, em que a calibração é feita pela técnica de substituição.

Neste método, a calibração é realizada a partir de padrões primários, ou secundários [LAMPERTI e O'BRIEN (2001)]. Este método consiste em determinar a taxa de kerma no ar em algum ponto pela câmara de ionização de referência, e então posicionar o instrumento a ser calibrado na mesma posição. A partir da comparação entre as respostas do instrumento padrão e do instrumento a ser calibrado, obtém-se o fator (ou coeficiente) de calibração.

Para se calibrar os detectores de radiação de referência, como por exemplo, padrões secundários, é necessário determinar a taxa de kerma no ar, utilizando um padrão primário para radiação. O padrão a ser empregado vai depender do tipo e faixa de energia do feixe de radiação em que será feita a calibração. Para feixes de ^{60}Co ou ^{137}Cs podem ser empregados dois tipos de sistemas de referência: câmaras de ionização ou calorímetros. As câmaras de ionização (como a desenvolvida neste trabalho) possuem a vantagem de maior estabilidade, repetitividade das medições e podem ser transportadas mais facilmente durante as intercomparações, em relação

aos calorímetros. Estes, por sua vez, podem ser empregados para medições diretas em feixes de maior energia, como os de aceleradores lineares, sem a necessidade da utilização dos fatores de conversão para as qualidades de radiação (Equação 4.2), entretanto necessitam de um sistema de refrigeração muito complexo, o que torna sua utilização muito difícil. Desta forma, os laboratório padrões primários optaram pela utilização concomitante de calorímetros e câmaras de ionização, sendo estas empregadas para feixes de ^{60}Co ou ^{137}Cs .

As câmaras de ionização empregadas como sistemas padrões primários devem ser muito bem caracterizadas. Seu volume sensível e a massa de ar em seu interior devem ser muito bem conhecidos, bem como a composição do material que forma as paredes e o eletrodo coletor central. Se forem empregadas para a determinação da taxa de kerma no ar, o material que compõe suas paredes e eletrodo coletor central deve se assemelhar ao ar quanto às características de interação da radiação com a matéria. Um dos materiais mais empregados em câmaras de ionização e que mais se assemelha ao ar é o grafite, empregado nas câmaras de ionização desenvolvidas neste projeto. Também é muito importante que suas dimensões sejam muito bem conhecidas para que os fatores de correção possam ser determinados com maior exatidão. Vários laboratórios primários utilizam câmaras de ionização de grafite, como o PTB e o BIPM.

O formato mais comum de câmaras cavitárias é o cilíndrico, como mostrado na Figura 5.1, que representa uma câmara cavitária desenvolvida no laboratório padrão primário da Alemanha, PTB. A câmara tem uma altura interna de 20 mm e diâmetro de 10 mm. Os principais componentes da câmara mostrada na Figura 5.1 são: a parede e o eletrodo coletor central feitos de grafite, o material isolante, o orifício de ventilação no lado direito de sua extremidade inferior, as conexões elétricas, a cavidade com ar e a haste [BÜERMANN e BURNS (2009)].

A taxa de kerma no ar é definida como [ALLISY-ROBERTS *et al.* (2005); ROGERS e KAWRAKOW (2003)],

Figura 5.1: Desenho esquemático da câmara de ionização com parede de grafite, preenchida com ar, não selada, modelo PTB-HRK2 [BÜERMANN e BURNS (2009)].

$$K_{\text{ar}} = \frac{Q_{\text{gás}}}{m_{\text{ar}}(1 - \bar{g}_{\text{ar}})} \left(\frac{W}{e} \right)_{\text{ar}} \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{\text{ar}}^{\text{parede}} \left(\frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{ar}}^{\text{parede}} \times P_{\text{correção}} \quad (5.1)$$

sendo:

m_{ar} : massa de ar no volume sensível da câmara de ionização;

$Q_{\text{gás}}$: carga elétrica produzida no volume de ar de massa m_{ar} ;

$\bar{g}_{\text{ar}}$: fração de energia que é dissipada fora da cavidade devido à radiação Bremsstrahlung produzida na cavidade;

W : energia média gasta por um elétron de carga e para produzir um par de íons no ar seco;

$(\bar{L}/\rho)_{\text{ar}}^{\text{parede}}$: razão entre os poderes de freamento do material da parede e do ar;

$(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{ar}}^{\text{parede}}$: razão entre os coeficientes médios de absorção de energia mássico do ar e do material da parede;

$P_{\text{correção}}$: produto dos fatores de correção para pressão e temperatura, além dos fatores de correção listados na Seção 4.6.

Os valores das constantes físicas utilizadas na Equação 5.1 devem estar de acordo com as recomendações internacionais [BIPM (1985)] e os fatores de correção devem ser determinados, especificamente, para cada câmara de ionização a ser utilizada.

Capítulo 6

Materiais e Métodos

Neste capítulo, são descritos os softwares de simulação de Monte Carlo, os sistemas de medição, a fonte de radiação de ^{60}Co , a fonte de controle e os sistemas e os instrumentos auxiliares que foram utilizados durante o desenvolvimento deste projeto.

6.1 Códigos de simulação de Monte Carlo

Neste trabalho serão utilizados dois códigos de simulação de Monte Carlo, para verificar qual dos dois se adequa melhor ao problema proposto. O primeiro código a ser utilizado é o código PENELOPE, e o segundo, o código EGSnrc.

O código PENELOPE foi solicitado junto à *Nuclear Energy Agency NEA Data Bank* (ID Co9Lo19), e se encontra disponível no LCI. O código EGSnrc é de distribuição livre, e está disponível no endereço eletrônico: <http://irs.inms.nrc.ca/software/egsnrc/download.html>.

Estes códigos podem ser instalados tanto em plataforma Linux como Microsoft Windows, e durante este projeto será utilizada a plataforma Microsoft Windows 7 Enterprise.

Para utilizar estes programas, é necessário descrever a geometria do problema, a composição dos materiais e as fontes de radiação utilizadas. A geometria do problema consiste em descrever o dosímetro utilizado, com todas as suas dimensões, e o arranjo

experimental. Neste arranjo também deve constar a fonte de radiação, representada pelo seu espectro.

O espectro da fonte de radiação pode ser obtido pela simulação da fonte de radiação, com os próprios códigos, pelo uso de espectros contidos em bases de dados, ou por medidas experimentais, com o uso de um espectrômetro. O irradiador Gammatron II S80, que utiliza uma fonte de ^{60}Co , disponível no LCI não tem seu espectro definido. Desta forma, o espectro para simular este equipamento foi definido com base em dados da literatura, conforme descrito na Seção 8.1.1. O espectro de radiação das qualidades de terapia de baixa energia também não está disponível no LCI, e desta forma, foram utilizados os espectros de radiação destas qualidades obtidos no Laboratório Padrão Primário da Alemanha [BÜERMANN (2012)].

Para descrever os materiais utilizados na construção das câmaras de ionização, foi utilizado o programa ESTAR (*stopping-power and range tables for electrons*), disponibilizado pelo NIST (2013). Com os dados de composição de cada um dos materiais, os próprios códigos EGSnrc e PENELOPE podem buscar as seções de choque em suas bibliotecas.

6.2 Câmaras de ionização

No decorrer deste trabalho, foi utilizada uma câmara de ionização comercial, cilíndrica, com parede de grafite, que serviu de base para comparação com as câmaras de ionização tipo lápis desenvolvidas no LCI, e caracterizadas neste projeto.

Esta câmara de ionização é do tipo Farmer, modelo TN 30011-1, fabricada pela empresa *Physikalisch-Technische Werkstätten* (PTW) Freiburg, Alemanha. A parede e o eletrodo coletor central são de grafite, com volume sensível de $0,6 \text{ cm}^3$. Este dosímetro e sua capa de equilíbrio eletrônico são mostrados na Figura 6.1 e as especificações técnicas foram listadas na Tabela 6.1.

Figura 6.1: Câmara de ionização tipo Farmer, modelo TN 30011-1, fabricada pela PTW, com sua capa de equilíbrio eletrônico.

Tabela 6.1: Especificações das câmaras de ionização tipo Farmer, modelos TN 30011-1 e TN 30002, fabricadas pela PTW [PTW (2013)].

Características	Especificações
Volume	0,6 cm ³
Faixa de aplicações nominal	140 kV a 50 MeV
Resposta	2×10^{-8} C/Gy
Corrente de fuga	$\pm 4 \times 10^{-15}$ A
Tensão de polarização	Valor máximo de 500 V
Corrente de fuga do cabo	10^{-12} C/(Gy.cm)
Material da parede	Grafite
Densidade da parede	1,18 g/cm ³
Espessura da parede	0,45 mm
Densidade superficial	83,3 mg/cm ²
Material do eletrodo coletor central	grafite
Diâmetro do eletrodo coletor central	1 mm
Comprimento do eletrodo coletor central	20,7 mm
Faixa de temperatura de operação	10°C – 40°C
Faixa de umidade de operação: 20% – 75%	
Tempo de coleta de íons	300 V: 0,18 ms
	400 V: 0,14 ms
	500 V: 0,11 ms
Material da capa de equilíbrio eletrônico	PMMA
Espessura da capa de equilíbrio eletrônico	4,55 mm

6.3 Sistemas de referência

O LCI possui sistemas de referência, sejam sistemas padrões secundários ou terciários, para a determinação das características dos campos de radiação, com rastreabilidade aos laboratórios padrões primários NPL (Inglaterra), BIPM (França), PTB (Alemanha), NIST (Estados Unidos) e ao laboratório padrão secundário do Brasil LNMRI (IRD/CNEN).

Os sistemas de referência do laboratório participam regularmente das intercomparações promovidas pelo LNMRI, como parte de seu programa de garantia da qualidade.

O dosímetro utilizado no IPEN como padrão de referência é uma câmara de ionização, PTW, modelo TN 30002 (Figura 6.2), calibrada no LNMRI, e com rastreabilidade ao BIPM. Esta câmara de ionização possui parede e eletrodo coletor central de grafite, com volume sensível de $0,6 \text{ cm}^3$. Suas características principais são listadas na Tabela 6.1

Figura 6.2: *Câmara de ionização tipo Farmer, modelo TN 30002, fabricada pela PTW, e utilizada como sistema de referência no LCI, para feixes de radiação gama.*

6.4 Eletrômetros

Durante este projeto, foram utilizados dois eletrômetros: um eletrômetro PTW, modelo Unidos E, e um eletrômetro Keithley, modelo 6517A, mostrados na Figura 6.3.

(a)

(b)

Figura 6.3: (a) *eletrômetro PTW, modelo Unidos E, e (b) eletrômetro Keithley, modelo 6517A.*

Estes equipamentos possuem conectores tipo BNC triaxial, e são empregados nas práticas de calibração e pesquisa do LCI. O eletrômetro Keithley, modelo 6517A, foi utilizado com as câmaras de ionização de referência do LCI, e o eletrômetro PTW, modelo Unidos E foi utilizado com os protótipos do LCI e os desenvolvidos neste projeto.

6.5 Sistemas de radiação

Dentre os sistemas de calibração presentes no LCI, três foram utilizados neste projeto: uma fonte de controle, um equipamento de teleterapia Gammatron II S80 (Figura 6.4), que possui uma fonte de ^{60}Co , empregada para calibração de câmaras de ionização utilizadas para dosimetria em radioterapia, e o sistema de radiação-X, com qualidades padronizadas para níveis radioproteção, radiodiagnóstico e radioterapia.

A fonte de controle de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$, PTW, modelo 8921 (33 MBq, 1994), foi utilizada nos testes de estabilidade das câmaras de ionização. Para garantir a repetibilidade no posicionamento da câmara de ionização, também foi utilizado um posicionador [MAIA e CALDAS (2003)], feito de acrílico. Este sistema foi mostrado na Figura 4.2.

O equipamento Gammatron II S80 (Figura 6.4) possui uma taxa de kerma no ar de $(0,581 \pm 0,018)$ mGy/s, medida em 05/03/2013. Esta taxa de kerma no ar foi determinada com a câmara de ionização Farmer, modelo TN 30002, PTW, e utilizada como sistema de referência no LCI, descrita no item anterior. Esta taxa

Figura 6.4: Equipamento Gammatron II S80 utilizado para calibrar os dosímetros clínicos no LCI.

de kerma no ar foi determinada com o uso da capa de equilíbrio eletrônico, a uma distância de 1,0 m da fonte de ^{60}Co , e num campo de radiação de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

O sistema de radiação X é composto por um aparelho de raios X da marca Pantak/Seifert, tubo modelo MXR-160/22 (potencial constante), mostrado na Figura 6.5. As qualidades de tomografia computadorizada implantadas neste equipamento são mostradas na Tabela 6.2, qualidades de radiodiagnóstico convencional na Tabela 6.3, e as qualidades de terapia de baixa energia, na Tabela 6.4.

As qualidades de radiodiagnóstico convencional e de tomografia computadorizada foram implantadas conforme definido pela norma IEC 61267 [IEC (2005)], e as qualidades de terapia, segundo as recomendações do BIPM [ALLISY-ROBERTS *et al.* (2004)].

O equipamento de raios X e a fonte de ^{60}Co estão em salas especiais, que possuem blindagem para radiação, controle das condições ambientais, como temperatura e umidade, o que possibilita melhores condições de repetibilidade de resposta dos experimentos de medição.

Figura 6.5: Equipamento de raios X, disponível no LCI, da marca Pantak/Seifert, tubo modelo MXR-160/22.

Tabela 6.2: Qualidades de tomografia computadorizada implantadas no equipamento Pantak/Seifert.

Qualidade da Radiação	Tensão do Tubo (kV)	Filtração Adicional (mm)	Camada Semirredutora (mmAl)	Taxa de Kerma no Ar (mGy/min)
RQT8	100	3,2Al+0,30Cu	6,90	22,0±0,33
RQT9	120	3,5Al+0,35Cu	8,40	34,0±0,51
RQT10	150	4,2Al+0,35Cu	10,1	57,0±0,86

6.6 Sistemas e instrumentos auxiliares

Estão disponíveis no LCI diversos sistemas e instrumentos auxiliares, como um goniômetro OPTRON modelo GN1 200, para realização dos testes de dependência angular, termômetros, higrômetros e barômetros para controle da temperatura, umidade e pressão ambientais, respectivamente, nos laboratórios onde foram realizados os testes com as câmaras de ionização, além de sistemas de ar condicionado e desumidificadores de ambientes.

Tabela 6.3: *Qualidades de radiodiagnóstico implantadas no equipamento Pantak/Seifert.*

Qualidade da Radiação	Tensão do Tubo (kV)	Filtração Adicional (mmAl)	Camada Semirredutora (mmAl)	Taxa de Kerma no Ar (mGy/min)
Feixes Diretos				
RQR3	50	2,40	1,78	21,60±0,18
RQR5	70	2,80	2,58	37,88±0,32
RQR8	100	3,20	3,97	67,45±0,54
RQR10	150	4,20	6,57	120,01±1,02
Feixes Atenuados				
RQA3	50	12,40	3,80	3,46±0,01
RQA5	70	23,80	6,80	3,45±0,01
RQA8	100	37,20	10,10	5,93±0,02
RQA10	150	49,20	13,30	13,48±0,03

Tabela 6.4: *Qualidades de terapia implantadas no equipamento Pantak/Seifert.*

Qualidade da Radiação	Tensão do Tubo (kV)	Filtração Adicional (mmAl)	Camada Semirredutora (mmAl)	Taxa de Kerma no Ar (mGy/min)
T-10	10	-	0,043	3,130±0,013
T-25	25	0,372	0,279	2,762±0,011
T-30	30	0,208	0,185	9,638±0,042
T-50(a)	50	3,989	2,411	0,8208±0,0036
T-50(b)	50	1,008	1,079	4,027±0,016

6.7 Estimativa das Incertezas

Segundo o Vocabulário Internacional de Metrologia (VIM), a incerteza de medição é um “parâmetro não negativo que caracteriza a dispersão dos valores atribuídos a um mensurando, com base nas informações utilizadas” [INMETRO (2012)].

A incerteza de medição geralmente engloba muitas componentes. Algumas delas podem ser estimadas pela incerteza tipo A. Esta incerteza é calculada a partir da distribuição estatística dos valores provenientes de séries de medições e podem ser caracterizadas por desvios-padrão.

A incerteza tipo B, segundo o VIM, é a avaliação de uma componente da incerteza de medição determinada por meios diferentes daquele adotado para uma avaliação de incerteza tipo A. Alguns exemplos de incertezas tipo B [INMETRO (2012)]:

- Avaliação associada a valores publicados por autoridade competente;
- Avaliação associada ao valor dum material de referência certificado;
- Avaliação obtida a partir dum certificado de calibração;
- Avaliação obtida a partir da classe de exatidão dum instrumento de medição verificado;
- Avaliação obtida a partir de limites deduzidos da experiência pessoal.

Neste projeto foram adotadas médias aritméticas das medições e desvios padrões da média, de modo que os resultados obtidos foram dados da seguinte forma: $\bar{x} \pm \delta_{\bar{x}}$.

A média aritmética é dada pela Equação 6.1:

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (6.1)$$

e os desvios-padrões experimentais da média são dados pela Equação 6.2:

$$\delta_{\bar{x}} = \sqrt{\frac{1}{N(N-1)} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad (6.2)$$

sendo N o número de medições realizadas para um mesmo experimento.

Neste trabalho foi utilizada a incerteza expandida combinada. A partir da incerteza combinada (raiz quadrada da soma dos quadrados de todas as incertezas), determinou-se a incerteza expandida combinada, multiplicando-se o valor da incerteza combinada por um fator de abrangência (k) igual a 2.

Seja, por exemplo, uma grandeza G calculada em função de diversas grandezas de entrada x_i relacionadas por:

$$G = f(x_1, x_2, x_3, \dots) \quad (6.3)$$

A equação da incerteza padrão combinada de G para o caso geral, onde apenas grandezas de entrada estatisticamente independentes se relacionam, pode ser estimada por:

$$u^2(G) = \left(\frac{\partial f}{\partial x_1} \cdot u(x_1) \right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial x_2} \cdot u(x_2) \right)^2 + \cdots + \left(\frac{\partial f}{\partial x_n} \cdot u(x_n) \right)^2 \quad (6.4)$$

em que $u(G)$ representa a incerteza padrão da grandeza G e $u(x_1), u(x_2), \dots, u(x_n)$ representam as incertezas padrão associadas às grandezas de entrada $x_1, x_2, \dots, x_n$ respectivamente.

As incertezas para os resultados simulados levaram em consideração apenas as incertezas do Tipo A. Os resultados das simulações de Monte Carlo também são afetados pelas incertezas do Tipo B, oriundas principalmente de simplificações na geometria utilizada nas simulações e limitações nos modelos de interações físicas implementados nos códigos computacionais. Estas limitações nos modelos físicos advêm principalmente das diferenças entre as tabulações para as seções de choque [HUBBELL (2006)]. Entretanto, como neste trabalho foram comparadas respostas normalizadas, estas incertezas tiveram pouca influência nos resultados finais [PERINI *et al.* (2013)].

Capítulo 7

Resultados e Discussão: Avaliação Experimental

Neste capítulo são apresentadas duas câmaras de ionização de grafite (CG1 e CG2) e uma de PVC (CPVC) desenvolvidas no decorrer deste projeto. As avaliações destas câmaras de ionização, para verificar se suas respostas estão de acordo com os limites estabelecidos pela norma IEC (2011) também serão apresentados neste capítulo.

Além disso, também serão apresentados os resultados dos testes de caracterização de duas câmaras de ionização especiais tipo lápis, desenvolvidas no LCI (CL1 e CL2). Estas câmaras de ionização serão utilizadas para avaliação dos códigos computacionais de Monte Carlo EGSnrc e PENELOPE, como será apresentado no Capítulo 8, entretanto, para que esta avaliação possa ser realizada, é necessário primeiramente avaliar se estes dosímetros obedecem aos limites estabelecidos pela norma IEC (2011). Esta análise precede o desenvolvimento das câmaras de ionização CG1, CG2 e CPVC, entretanto, para fins didáticos, os resultados experimentais serão apresentados primeiramente.

Vários dos resultados deste trabalho já foram publicados em periódicos e apresentados em eventos nacionais e internacionais, como se pode observar nos Apêndices A, B e C. No Apêndice D é apresentado o custo de produção das câmaras

de ionização desenvolvidas neste projeto, levando em conta apenas o material utilizado e serviços de usinagem das peças.

7.1 Câmaras de ionização tipo lápis, especiais, CL1 e CL2, desenvolvidas no IPEN

No LCI, foi desenvolvido um conjunto de câmaras de ionização tipo lápis, com características especiais, para dosimetria de feixes de tomografia computadorizada [PERINI *et al.* (2012a,b, 2013)]. Uma destas câmaras de ionização possui volume sensível de $0,34 \text{ cm}^3$ (CL1) e a outra, de $1,06 \text{ cm}^3$ (CL2). Estas câmaras de ionização são apresentadas na Figura 7.1, e suas características listadas na Tabela 7.1. A etapa inicial deste projeto consistiu em caracterizar experimentalmente estes dosímetros.

Figura 7.1: Fotos das câmaras de ionização (a) CL1 e (b) CL2. Em (a) o volume sensível é apresentado em detalhes, sendo que a mesma estrutura é empregada na câmara de ionização CL2. Em (b) são apresentados, em detalhes, os diferentes componentes estruturais, o que também se aplica à câmara de ionização CL1.

Estas câmaras de ionização também serão utilizadas para estudar os parâmetros de entrada dos códigos de simulação de Monte Carlo PENELOPE e EGSnrc, como será apresentado na Seção 8.1. Entretanto, para que estas simulações possam ser realizadas, é necessário, inicialmente, avaliar se estas câmaras de ionização podem ser utilizadas para dosimetria em feixes de radiação gama (^{60}Co).

Tabela 7.1: *Características das câmaras de ionização CL1 e CL2 desenvolvidas no IPEN e caracterizadas neste projeto.*

Características	Especificações	
	CL1	CL2
Material do eletrodo coletor central	Alumínio	
Material da parede	PVC com uma camada de grafite	
Diâmetro do eletrodo coletor central	1,22 mm	
Diâmetro do interior da câmara de ionização	6,72 mm	
Espessura da parede	0,26 mm	
Comprimento do volume sensível	1,0 cm	3,0 cm
Volume sensível	0,34 cm ³	1,06 cm ³

Devido à pequena espessura da parede destas câmaras de ionização, alguns testes também foram realizados para as qualidades T [ALLISY-ROBERTS *et al.* (2004)]. Com a utilização destas qualidades também foi possível conduzir o teste de dependência energética. A câmara de ionização CL2 possui um volume sensível adequado para utilização tanto em feixes de ⁶⁰Co quanto em feixes de radiação X com energias menores, como as qualidades T. A câmara de ionização CL1 possui um volume sensível muito pequeno para uso nestas qualidades, entretanto também foram realizados testes para avaliar seu desempenho.

A seguir é apresentado um estudo para a determinação da capa de equilíbrio eletrônico a ser empregada nas câmaras de ionização CL1 e CL2, bem como os testes de caracterização: curva de saturação, eficiência de coleção de íons e efeito de polaridade; estabilidade a curto e longo prazos; tempo de estabilização; linearidade da resposta; corrente de fuga; dependência angular; calibração e dependência energética e avaliação da resposta com a distância fonte-detector.

7.1.1 Avaliação da capa de equilíbrio eletrônico das câmaras de ionização CL1 e CL2

Como estas câmaras de ionização possuem uma parede muito fina, é necessária a utilização de uma capa de equilíbrio eletrônico para dosimetria em feixes de ^{60}Co . Com o objetivo de verificar a melhor espessura desta capa de equilíbrio eletrônico, a resposta da câmara de ionização CL2 foi avaliada em função da espessura de cinco capas de PMMA entre 2,0 mm e 10,0 mm e a própria parede da câmara. Os resultados são mostrados na Figura 7.2, sendo a menor espessura, de 0,26 mm, a própria parede da câmara de ionização.

Figura 7.2: Resposta relativa da câmara de ionização CL2 em função da espessura da parede (a variação da espessura da parede foi possível pela utilização de diversas capas de PMMA). Os valores foram normalizados para a espessura de 0,26 mm (parede da câmara de ionização).

A resposta obtida com a capa de equilíbrio eletrônico de 4,05 mm apresentou a maior resposta entre todas as capas testadas, sendo maior do que a resposta com as capas de equilíbrio eletrônico de 2,63 mm, 3,49 mm e 4,85 mm em, respectivamente, 0,8%, 0,4% e 1,5%. Desta forma, a espessura da capa de equilíbrio eletrônico utilizada nos demais testes utilizando feixes de ^{60}Co será de 4,05 mm. As câmaras de ionização CL1 e CL2 com as suas respectivas capas de equilíbrio eletrônico são apresentadas na Figura 7.3.

Este resultado está de acordo com os valores de capas de equilíbrio eletrônico utilizadas em câmaras de ionização comerciais para dosimetria de feixes de ^{60}Co ,

Figura 7.3: Câmaras de ionização (a) CL1 e (b) CL2 com as suas respectivas capas de equilíbrio eletrônico. Também é mostrado o sistema de encaixe com rosca para a fixação destas capas nas câmaras de ionização.

como a utilizada no sistema de referência disponível no LCI (Tabela 6.1). Apesar desta câmara de ionização possuir uma janela de PVC, NATH e SCHULZ (1981) demonstraram que, para feixes de ^{60}Co , quando o material da capa de equilíbrio eletrônico é diferente do material da parede, o material da parede da câmara de ionização é o fator dominante em sua resposta. Desta forma, como as duas câmaras de ionização possuem a parede do mesmo material e espessura, a capa de equilíbrio eletrônico de 4,05 mm foi adotada também para a câmara de ionização CL1.

7.1.2 Curva de saturação, eficiência de coleção de íons e efeito de polaridade

Para obter as curvas de saturação foi utilizado o irradiador de ^{60}Co Gammatron II S80 e a qualidade padrão de raios X de radioterapia, T-30, estabelecida no equipamento industrial de raios X Pantak/Seifert (Tabela 6.4). Neste teste, para comparar a resposta das câmaras de ionização desenvolvidas no IPEN com a resposta do dosímetro de referência, a câmara de ionização PTW TN 30002 também foi submetida a este teste com radiação gama (^{60}Co).

Para todas as tensões aplicadas às câmaras de ionização não foi possível observar

mudanças significativas na carga coletada, indicando que os detectores de radiação operam bem no intervalo de tensão testado, como mostram as Figuras 7.4(a), 7.4(b), 7.4(c), 7.4(d). Desta forma, para os demais testes realizados com as câmaras de ionização neste trabalho foi utilizada a tensão de +100 V.

Figura 7.4: *Curvas de saturação da resposta das câmaras de ionização (a) CL1 e (b) CL2 e câmara de ionização comercial PTW TN 30002, utilizando a fonte de ^{60}Co ; e curvas de saturação das câmaras de ionização (c) CL1 e (d) CL2 utilizando a qualidade de terapia T-30. No caso de (b), (c) e (d), a maior incerteza foi de 0,3%, e por isso as incertezas não são visíveis nos gráficos.*

Por meio das curvas de saturação foi verificado o efeito de polaridade (Equação 4.4) e determinada a eficiência de coleção de íons (Equação 4.3) para cada câmara de ionização. Os maiores valores obtidos no teste do efeito de polaridade, com a fonte de ^{60}Co , foram de 0,49% (CL1), 0,20% (câmara PTW TN 30002) e 0,48% (CL2). Para a qualidade padrão T-30 (raios X), as respostas foram de 0,48% (CL1) e 0,25% (CL2). De acordo com as recomendações internacionais [IEC (2011)] este valor não deve ultrapassar 1,0%, o que realmente não ocorreu.

A eficiência de coleção de íons foi calculada utilizando-se as tensões $V_1=100$ V e $V_2=200$ V. Neste caso, a eficiência de coleção de íons foi melhor que 99,9% para todos os casos.

7.1.3 Estabilidade a curto e longo prazos

A utilização da fonte de controle de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ com a câmara de ionização CL1 gerou uma leitura muito baixa, e os resultados do teste de estabilidade ficaram acima dos limites permitidos de 0,5% pela Norma IEC 60731 [IEC (2011)]. Desta forma, os testes de estabilidade a curto e longo prazos para a câmara de ionização CL1 foram conduzidos no sistema Gammatron II S80, utilizando um eletrômetro PTW modelo Unidos E. Durante os testes, a câmara de ionização foi posicionada em um campo padrão de 10×10 cm², à distância de 1,0 m da fonte de ^{60}Co , durante 15 s.

Os testes com a câmara de ionização CL2 foram realizados com a fonte radioativa de controle de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$. A maior variação no teste de estabilidade a curto prazo para as câmaras de ionização CL1 e CL2 foram de 0,1% e 0,04%, respectivamente, que estão de acordo com o limite aceitável de 0,3% [IEC (2011)].

O teste de estabilidade a médio prazo foi obtido do valor médio de dez medições do teste de estabilidade a curto prazo durante seis meses para a câmara de ionização CL1 e durante doze meses com a câmara de ionização CL2 (Figura 7.5). De acordo com a norma IEC 60731 [IEC (2011)], o valor obtido em cada teste não deve diferir em mais de 0,5% do valor de referência. A Figura 7.5 mostra que todas as variações obtidas no intervalo de tempo avaliado estão dentro do limite aceitável.

7.1.4 Tempo de estabilização

Durante este teste, as câmaras de ionização CL1 e CL2 foram irradiadas continuamente no feixe de ^{60}Co do equipamento Gammatron II S80. A corrente de ionização medida 15 min e 120 min após a conexão da câmara ao eletrômetro, foi 99,9% do valor de corrente de ionização medida após 60 min, para os dois detectores de radiação. Este resultado está de acordo com os limites recomendados [IEC (2011)], onde a variação da resposta entre estes intervalos de tempo pode ser

Figura 7.5: Testes de estabilidade das câmaras de ionização (a) CL1 com a fonte de ^{60}Co por seis meses e (b) CL2 com a fonte de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ por doze meses. As linhas pontilhadas representam o limite de $\pm 0,5\%$ recomendado pela norma IEC 60731 [IEC (2011)]. As respostas foram normalizadas em relação a média das medições.

de, no máximo, $\pm 0,5\%$.

7.1.5 Linearidade da resposta

No teste de linearidade da resposta das câmaras de ionização foi utilizado o equipamento Gammatron II S80, e as doses absorvidas no ar foram variadas entre 12 mGy e 150 mGy. Para o teste de linearidade conduzido com a qualidade de terapia de baixa energia T-30, as taxas de kerma no ar foram variadas entre 1,7 mGy/s e 21,3 mGy/s. Os resultados são mostrados na Figura 7.6.

A partir desta figura, foram feitos ajustes lineares, sendo os coeficientes de correlação (R^2) para a câmara de ionização CL1 iguais a 1,0000 (^{60}Co) e 0,9988 (qualidade T-30) e, para a câmara de ionização CL2, de 0,99998 (^{60}Co) e 0,9888 (qualidade T-30).

7.1.6 Corrente de fuga

Os valores máximos obtidos para a corrente de fuga foram de 0,3% (CL1) e 0,06% (CL2) da corrente de ionização durante seu uso. Estes valores satisfazem ao limite recomendado de 0,5% [IEC (2011)].

Figura 7.6: *Teste de linearidade de resposta, em feixes de ^{60}Co , das câmaras de ionização (a) CL1 e (b) CL2 e na qualidade de terapia de baixas energias T-30 para as câmaras de ionização (c) CL1 e (d) CL2.*

7.1.7 Dependência angular

Para avaliar a dependência angular dos dosímetros foram realizados dois testes: inclinação e rotação, utilizando o feixe de ^{60}Co do irradiador Gammatron II S80 e na qualidade de terapia de baixa energia T-30. O esquema dos testes foi apresentado na Figura 4.3.

Os resultados dos testes de inclinação das câmaras de ionização comercial PTW TN30011-1 e produzidas no IPEN podem ser observados nas Figuras 7.7(a) e 7.7(b) para feixes de ^{60}Co e para as câmaras de ionização CL1 e CL2 na qualidade T-30, nas Figuras 7.7(c) e 7.7(d). As máximas variações para as câmaras produzidas no IPEN foram de 0,5% (CL1) e 0,22% (CL2), e de 0,22% para a câmara comercial PTW, para os feixes de ^{60}Co . Para a qualidade de terapia de baixa energia T-30, as máximas variações foram de 0,2% (CL1) e 0,4% (CL2). Os resultados do teste de

rotação (^{60}Co) são mostrados nas Figuras 7.8(a) e 7.8(b), com variações máximas de 0,4%, 0,29% e 0,30% para as câmaras de ionização CL1, CL2 e PTW TN30011-1, respectivamente. Na qualidade de terapia de baixa energia T-30 (Figuras 7.8(c) e 7.8(d)), as máximas variações foram de 0,2% (CL1) e 0,3% (CL2).

Estes resultados mostram que as câmaras de ionização apresentam resultados dentro dos limites aceitáveis de $\pm 0,5\%$ para o teste de rotação e $\pm 1,0\%$ para o teste de inclinação, segundo a norma IEC 60731 [IEC (2011)].

Figura 7.7: Testes de inclinação das câmaras de ionização (a) CL1 e (b) CL2 e da câmara de ionização PTW TN30011-1 para feixes de ^{60}Co e das câmaras de ionização (c) CL1 e (d) CL2 para as qualidades T-30. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados pela norma IEC 60731 [IEC (2011)].

7.1.8 Calibração e dependência energética

Para a calibração das câmaras de ionização CL1, CL2 e PTW TN30011-1 e para o teste de dependência energética, foram utilizadas as qualidades de terapia de energias baixas [ALLISY-ROBERTS *et al.* (2004)] estabelecidas no equipamento industrial

Figura 7.8: Testes de rotação das câmaras de ionização (a) CL1 e (b) CL2 e câmara de ionização PTW TN30011-1 para feixes de ^{60}Co e das câmaras de ionização (c) CL1 e (d) CL2 para as qualidades T-30. As linhas pontilhadas representam os limites recomendados pela norma IEC 60731 [IEC (2011)].

de raios X Pantak/Seifert (Tabela 6.4). Os fatores de correção foram determinados dividindo-se os coeficientes de calibração obtidos em cada qualidade de radiação pelo coeficiente de calibração da qualidade T-30 utilizada como qualidade de referência. A dependência energética obtida para as qualidades de terapia de baixa energia testadas foi de 13,0%, 23,0% e 20,0% para as câmaras de ionização CL1, CL2 e PTW TN30011-1, respectivamente.

Os resultados obtidos no teste de dependência energética foram comparados com os resultados obtidos com a câmara de ionização comercial PTW tipo Farmer, modelo TN30011-1. Os resultados do teste de dependência energética para comparação são apresentados nas Tabelas 7.2, 7.3 e 7.4.

As câmaras de ionização CL1 e CL2 também foram calibradas no feixe de radioterapia, do irradiador de ^{60}Co Gammatron II S80 pelo método de substituição.

Tabela 7.2: Coeficientes de calibração e fatores de correção para a câmara de ionização CL1 utilizando os feixes de qualidade de terapia de energias baixas [ALLISY-ROBERTS et al. (2004)].

Qualidade da Radiação	Coeficientes de Calibração (mGy/nC)	Fatores de Correção
T-10	9,540±0,033	1,028±0,001
T-25	8,994±0,093	0,969±0,001
T-30	9,281±0,066	1,000±0,001
T-50(a)	8,680±0,078	0,935±0,001
T-50(b)	8,314±0,079	0,896±0,001

Tabela 7.3: Coeficientes de calibração e fatores de correção para a câmara de ionização CL2 utilizando os feixes de qualidade de terapia de energias baixas [ALLISY-ROBERTS et al. (2004)].

Qualidade da Radiação	Coeficientes de Calibração (mGy/nC)	Fatores de Correção
T-10	34,94±0,16	1,126±0,012
T-25	33,96±0,14	1,095±0,010
T-30	31,02±0,13	1,000±0,009
T-50(a)	26,99±0,17	0,870±0,012
T-50(b)	28,35±0,12	0,914±0,009

Tabela 7.4: Coeficientes de calibração e fatores de correção para a câmara de ionização PTW TN30011-1 utilizando os feixes de qualidade de terapia de energias baixas [ALLISY-ROBERTS et al. (2004)].

Qualidade da Radiação	Coeficientes de Calibração (mGy/nC)	Fatores de Correção
T-10	4,02±0,05	1,156±0,020
T-25	4,29±0,02	1,234±0,012
T-30	3,48±0,02	1,000±0,009
T-50(a)	4,34±0,14	1,249±0,048
T-50(b)	4,04±0,03	1,161±0,014

Como sistema de referência, foi utilizada a câmara de ionização de referência do LCI, marca PTW, modelo TN30002. Foram obtidos os coeficientes de calibração,

N_k , de $(1,49 \pm 0,04)$ mGy/nC e $(27,05 \pm 0,67)$ mGy/nC, para as câmaras de ionização CL1 e CL2, respectivamente.

7.1.9 Avaliação da resposta da câmara de ionização CL2 com a variação da distância fonte-detector

Após os testes de caracterização, a câmara de ionização CL2 foi utilizada para se determinar o comportamento do campo de radiação do equipamento Gammatron II S80 em função da distância. A distância entre a fonte e a câmara de ionização variou de 80,0 cm até 120,0 cm, em passos de 2,0 cm e para cada posição foram feitas 10 medições. Os resultados obtidos, mostrados na Figura 7.9, estão em boa concordância com o comportamento teórico do campo (decaimento proporcional a $1/d^2$), sendo o valor do coeficiente de correlação (R^2) 0,9993.

Figura 7.9: Comportamento do campo de radiação do equipamento Gammatron II S80 em função da distância fonte-detector. A maior incerteza foi de 0,1% e por isso não é visível no gráfico.

Este teste foi importante para avaliar o dosímetro desenvolvido no LCI, a câmara de ionização CL2, e as condições de calibração do laboratório de radiação gama do LCI, principalmente a contribuição da radiação espalhada sobre as medições. Como se pode observar na Figura 7.9, as maiores diferenças entre os valores medidos e teóricos ocorreram para distâncias fonte-detector superiores a 1,1 m. Entretanto, como a distância fonte-detector de calibração padrão é de 1,0 m, pode-se considerar que as condições de calibração desta sala são adequadas.

7.2 Projeto e construção de três câmaras de ionização especiais para dosimetria de feixes de ^{60}Co

Nesta seção são apresentados os projetos de uma câmara de ionização de PVC para dosimetria de feixes de ^{60}Co e de duas câmaras de ionização de grafite (CG1 e CG2) como sistemas de referência para radiação gama. Conforme alguns testes realizados com dosímetros previamente desenvolvidos no IPEN, pôde-se observar que o PVC apresentou algumas vantagens em relação ao PMMA (muito utilizado em dosímetros comerciais): resistência mecânica, fácil usinagem e pode ser grafitado sem apresentar rachaduras. Estas características são importantes, pois um dosímetro deve ter uma vida útil longa, além de ser estável e manter suas características físicas inalteradas, como volume sensível e dimensões.

Sendo assim, optou-se por desenvolver um primeiro protótipo usando PVC (CPVC) como material para a parede e eletrodo coletor e PMMA para a haste e corpo da câmara de ionização. Este protótipo foi desenvolvido para ser utilizado em dosimetria de radiação gama (^{60}Co). As especificações técnicas desta câmara de ionização são listadas na Tabela 7.5, e o esquema e a foto são mostrados nas Figuras 7.10(a) e 7.10(b), respectivamente.

Figura 7.10: (a) Diagrama esquemático e (b) foto do protótipo CPVC desenvolvido neste projeto.

Tabela 7.5: Especificações técnicas das câmaras de ionização CPVC, CG1 e CG2.

Características	Especificações		
	CPVC	CG1	CG2
Material do eletrodo coletor central e da parede	PVC grafitado	Grafite	Grafite
Material do corpo	PMMA	Grafite	Grafite
Material da haste	PMMA	Teflon [†]	Teflon [†]
Diâmetro do eletrodo coletor	2,0 mm	2,0 mm	2,0 mm
Diâmetro interno da câmara	9,0 mm	12,0 mm	10,0 mm
Espessura da parede da câmara	3,0 mm	4,0 mm	3,0 mm
Comprimento do volume sensível	18,0 mm	21,0 mm	20,0 mm
Volume sensível da câmara	1,0 cm ³	2,4 cm ³	1,4 cm ³

[†] Teflon é marca registrada da DuPont.

Na Figura 7.11 são mostrados em detalhes os componentes da câmara de ionização CPVC.

Após a construção do protótipo CPVC, foram projetadas, construídas e caracterizadas duas outras câmaras de ionização, desta vez utilizando grafite com alto grau de pureza, para atuação como padrões de referência (primário/secundário) no LCI. A primeira câmara de ionização possui volume sensível de 2,4 cm³ e será designada como CG1. Após a análise da câmara de ionização CG1, foram definidos alguns ajustes, e foi desenvolvido um segundo protótipo, com volume sensível de 1,4 cm³ (câmara de ionização CG2). As duas câmaras de ionização são mostradas na Figura 7.12 para comparação.

As especificações técnicas dos protótipos CG1 e CG2 são mostradas também na Tabela 7.5. Os esquemas dos componentes da câmara de ionização CG1 são mostrados na Figura 7.13, e da câmara de ionização CG2 na Figura 7.14.

Como se pode observar na Tabela 7.5, a parede da câmara de ionização CG2 possui uma espessura de 3,0 mm, ou seja, 1,0 mm menor do que a do protótipo CG1. Além disso, o comprimento do volume sensível é menor, o que levou a um volume sensível de ar de 1,4 cm³. Outra diferença é o *design* do eletrodo coletor central. O eletrodo coletor da câmara CG2 foi projetado com uma ponta arredondada

Figura 7.11: Diagrama esquemático dos componentes da câmara de ionização CPVC: (a) parede, (b) eletrodo coletor central, (c) corpo e (d) haste.

(semi-esfera de 1,0 mm de raio), permitindo que o campo elétrico seja mais uniforme no interior da câmara de ionização (volume sensível). Os eletrodos coletores das câmaras de ionização CG1 e CG2 são mostrados na Figura 7.15. Pode-se observar a diferença nas extremidades dos eletrodos coletores.

Na Figura 7.16 pode-se observar o encaixe do eletrodo coletor central de grafite

Figura 7.12: Fotos das câmaras de ionização (a) CG1 e (b) CG2.

com o isolante de Teflon, a base de grafite e a haste de Teflon das câmaras de ionização CG1 e CG2.

Como foram construídas duas câmaras de ionização cavitárias de grafite, a determinação da taxa de kerma no ar do equipamento Gammatron II S80 poderá ser determinada pela média aritmética das taxas de kerma no ar obtidas com os protótipos CG1 e CG2. Esta forma de determinar o kerma no ar é empregada por diversos laboratórios padrões primários, dentre estes o PTB [ALLISY-ROBERTS *et al.* (2005)].

As câmaras de ionização de grafite construídas neste projeto são cilíndricas, com paredes, base e eletrodo coletor de grafite, sendo a haste e os isolantes de Teflon. Durante o projeto destes protótipos, foram utilizados apenas estes dois materiais para diminuir as perturbações na deposição de energia no volume sensível. O grafite utilizado possui alto grau de pureza (99,5%) conforme indicado pelo fabricante (Toyo Tanso). A vantagem principal de se utilizar uma câmara de ionização de grafite com alto grau de pureza é a de gerar a menor influência possível no meio. O grafite possui propriedades de espalhamento e absorção da radiação muito próximas do ar, o que o torna um excelente material para medidas da dose absorvida no ar.

Todos os protótipos construídos neste projeto possuem conectores do tipo BNC, o que os torna compatíveis com os instrumentos já disponíveis no LCI. Devido ao

Figura 7.13: (a) Diagrama esquemático do protótipo CG1, (b) diagrama da parede de grafite, (c) diagrama esquemático da base de grafite e (d) diagrama, em detalhes, do encaixe entre a base e a haste.

arranjo do eletrodo coletor central e da parede, não foi possível a inserção de um anel de guarda. Entretanto, a principal função deste componente é a de diminuir a corrente de fuga e de permitir que o campo elétrico seja mais uniforme. A corrente de fuga pode ser diminuída consideravelmente se procedimentos de controle da umidade relativa do ar forem adotadas. Os principais procedimentos são o acondicionamento adequado do dosímetro e a sua utilização em salas em que as condições ambientais possam ser controladas de forma adequada.

Figura 7.14: (a) Diagrama esquemático do protótipo CG2, (b) diagrama da parede de grafite, (c) diagrama esquemático da base de grafite e (d) diagrama, em detalhes, do encaixe entre a base e a haste.

A uniformidade do campo pode ser avaliada pela curva de saturação, eficiência de coleção de íons e efeito de polaridade. Estes testes são apresentados na Seção 7.3.

O laboratório em que se encontra o irradiador Gammatron II S80 possui sistema de ar-condicionado e desumidificadores, o que permite o controle das condições ambientais do laboratório. Além disso, quando não estão em uso, as câmaras de ionização são acondicionadas em um dessecador com sílica (que recebe tratamento regularmente), para evitar a exposição dos protótipos à umidade e partículas de

Figura 7.15: Eletrodos coletores das câmaras de ionização (a) CG1 e (b) CG2 em detalhes para comparação. A principal diferença está nas extremidades. O eletrodo coletor do protótipo CG1 (a) apresenta extremidade retangular, enquanto no protótipo CG2 (b) a extremidade é uma semi-esfera de 1,0 mm de raio.

Figura 7.16: Foto do encaixe da haste com o corpo, isolante e eletrodo coletor central das câmaras de ionização (a) CG1 e (b) CG2 em detalhes para comparação.

poeira. Todas estas medidas se mostraram eficazes no controle da umidade, e consequente diminuição dos valores de corrente de fuga dos dosímetros.

7.3 Caracterização das câmaras de ionização CPVC, CG1 e CG2

Nesta seção serão apresentados os resultados dos testes de caracterização das câmaras de ionização CPVC, CG1 e CG2 desenvolvidas neste projeto: curva de saturação, eficiência de coleção de íons e efeito de polaridade; estabilidade a curto e longo prazos; corrente de fuga; tempo de estabilização; linearidade da resposta e dependência angular.

7.3.1 Curva de saturação, eficiência de coleção de íons e efeito de polaridade

A curva de saturação foi obtida utilizando o irradiador de ^{60}Co Gammatron II S80. Para todas as tensões testadas não foram observadas mudanças significativas na carga coletada; sendo assim, a saturação foi obtida em todo o intervalo de tensão testado (Figura 7.17).

A eficiência de coleção de íons foi melhor do que 99,9% para todas as tensões testadas. Para o efeito de polaridade, os valores máximos obtidos foram 0,7% (CPVC), 0,4% (CG1) e 0,4% (CG2) e, portanto, dentro do limite recomendado de 1,0% [IEC (2011)]. Com base nestes resultados, optou-se por utilizar a tensão de +100 V nos demais testes de caracterização.

Este valor de tensão foi escolhido para diminuir ao máximo as correntes de fuga. Os detectores de radiação apresentaram uma resposta constante para todo o intervalo de tensão estudado; entretanto, a utilização de tensões mais altas pode levar à geração de correntes parasitárias na superfície dos materiais isolantes. Este efeito é mais acentuado nos protótipos CG1 e CG2, e deve-se à deposição de grafite, na forma de pó de grafite, oriundo do atrito das partes internas das câmaras de ionização. É importante observar, contudo, que estas câmaras de ionização serão utilizadas como padrões primários, e desta forma não serão manuseadas rotineiramente.

Figura 7.17: *Curvas de saturação das respostas das câmaras de ionização cilíndricas (a) CPVC, (b) CG1 e (c) CG2. A maior incerteza foi de 0,3% (CPVC), e desta forma não é visível nos gráficos.*

7.3.2 Estabilidade a curto e longo prazos

As maiores variações no teste de estabilidade a curto prazo das respostas das câmaras de ionização foram 0,06% (CPVC), 0,05% (CG1) e de 0,05% (CG2), que estão de acordo com o limite aceitável de 0,3% [IEC (2011)]. Para o teste de estabilidade a longo prazo, foi obtido o valor médio de dez medições do teste de estabilidade a curto prazo durante três meses (Figura 7.18). De acordo com a norma IEC 60731 [IEC (2011)], o valor obtido em cada teste não deve diferir em mais de 0,5% do valor de referência. A Figura 7.18 mostra que todas as variações obtidas no intervalo de tempo avaliado estão dentro do limite aceitável.

Figura 7.18: *Teste de estabilidade das câmaras de ionização (a) CPVC, (b) CG1 e (c) CG2 desenvolvidas neste projeto. As linhas pontilhadas representam o limite de $\pm 0,5\%$, recomendado pela norma IEC 60731 [IEC (2011)]. As respostas foram normalizadas em relação a média das medições.*

7.3.3 Corrente de fuga

Os valores máximos obtidos para a corrente de fuga, em valores de percentual da corrente de ionização durante as medições, são mostrados na Tabela 7.6. É possível observar que estes valores satisfazem ao limite recomendado de 0,5% [IEC (2011)].

Tabela 7.6: *Corrente de fuga das câmaras de ionização CPVC, CG1 e CG2.*

Câmara de Ionização	Corrente de Fuga (%)
CPVC	0,11
CG1	0,09
CG2	0,10

7.3.4 Tempo de estabilização

No teste do tempo de estabilização das câmaras de ionização, a corrente de ionização, medida 15 min e 120 min após a conexão da câmara ao eletrômetro, foi 99,9% do valor de corrente de ionização medida após 60 min para todos os protótipos. Desta forma, o tempo de estabilização está de acordo com o limite recomendado pela norma IEC 60731 [IEC (2011)], onde a variação da resposta entre estes intervalos de tempo pode ser de, no máximo, $\pm 0,5\%$.

7.3.5 Linearidade da resposta

No teste de linearidade da resposta das câmaras de ionização foi utilizado o equipamento Gammatron II S80, e as doses absorvidas no ar foram variadas entre 12 mGy e 150 mGy. Os resultados são mostrados na Figura 7.19.

Figura 7.19: Teste de linearidade de resposta das câmaras de ionização (a) CPVC, (b) CG1 e (c) CG2 desenvolvidas neste projeto.

A partir das Figuras 7.19(a), 7.19(b) e 7.19(c), foram feitos ajustes lineares,

sendo os coeficientes de correlação (R^2) iguais a 1,0000 (CPVC), 0,99998 (CG1) e 1,0000 (CG2).

7.3.6 Dependência angular

A dependência angular dos protótipos CPVC, CG1 e CG2 foi avaliada com o teste de rotação, utilizando o irradiador de ^{60}Co Gammatron II S80. Neste teste, as câmaras de ionização foram rotacionadas, com uma volta completa sobre seu eixo central. Um esquema do posicionamento foi mostrado na Figura 4.3. Os resultados são mostrados na Figura 7.20.

Figura 7.20: Testes de rotação dos protótipos das câmaras de ionização (a) CPVC, (b) CG1 e (c) CG2. As linhas pontilhadas representam o limite de $\pm 0,5\%$ recomendado pela norma IEC [IEC (2011)].

Como se pode observar nas Figuras 7.20(a), 7.20(b) e 7.20(c), os resultados de todos os protótipos estão de acordo com as recomendações da norma IEC 60731 [IEC (2011)], que define a variação máxima aceitável em $\pm 0,5\%$ do valor medido na posição 0° .

Capítulo 8

Resultados e Discussão: Avaliação Utilizando Simulação de Monte Carlo

Neste capítulo, serão apresentados os resultados das análises computacionais (utilizando simulação de Monte Carlo) das câmaras de ionização especiais tipo lápis (CL1 e CL2). Estas duas câmaras de ionização foram utilizadas para estudar a resposta dos códigos de Monte Carlo EGSnrc e PENELOPE, além do melhor espectro para representar o sistema de irradiação Gammatron II S80 e as qualidades de terapia (raios X) de energias baixas, disponíveis no LCI.

Este estudo inicial da técnica de Monte Carlo permitiu definir os parâmetros de entrada dos códigos de Monte Carlo. Nesta etapa, foram estudadas as influências dos diversos componentes constituintes das câmaras de ionização CL1, CL2 e CPVC (parede, material isolante, eletrodo central, dentre outros) para aplicação como dosímetros em feixes de ^{60}Co .

Os fatores de correção, necessários para caracterizar os padrões primários (CG1 e CG2) para radiação gama, também são apresentados neste capítulo, bem como os valores das taxas de kerma no ar da fonte de ^{60}Co do sistema Gammatron II S80.

8.1 Determinação da influência dos componentes estruturais das câmaras de ionização CL1, CL2 e CPVC pela técnica de Monte Carlo

Nesta seção são apresentados os resultados do estudo da influência dos componentes estruturais constituintes das três câmaras de ionização CL1, CL2 e CPVC nas suas respectivas respostas. As simulações com as câmaras de ionização CL1 e CL2 permitiram definir as condições de contorno e os parâmetros de simulação mais apropriados para as condições do LCI. Para definir estas condições, foram realizadas algumas comparações entre resultados experimentais e simulados. O estudo da câmara de ionização CPVC teve a finalidade de avaliar se este novo projeto de câmara de ionização se mostra adequado para dosimetria em feixes de radiação gama (^{60}Co).

A influência dos componentes foi determinada comparando-se a energia depositada no volume sensível. Para as câmaras de ionização CL1 e CL2, foram utilizados dois códigos computacionais, o código EGSnrc e o código PENELOPE. O código EGSnrc é mais indicado para a determinação de fatores de correção, e em geometrias mais simplificadas do que o código PENELOPE. O código PENELOPE não é empregado diretamente para a determinação de fatores de correção, a não ser que modificações sejam realizadas em seu código fonte. Entretanto, este código permite que geometrias mais complexas sejam corretamente simuladas. A câmara de ionização CPVC também foi simulada, mas utilizando o código PENELOPE devido à sua geometria mais complexa.

O equipamento utilizado para a calibração de dosímetros clínicos é um irradiador Gammatron II S80, com uma fonte de ^{60}Co . Para simular com maior precisão a deposição de energia no volume sensível do dosímetro, é necessário conhecer o espectro do equipamento utilizado, principalmente devido aos fótons espalhados no interior do cabeçote do equipamento. Existem duas formas de se determinar o espectro do equipamento:

- experimentalmente com o uso de um espectrômetro;

- simulação computacional.

O espectrômetro disponível no LCI não pode ser utilizado com este tipo de fonte radioativa (devido à sua alta atividade), e como não foi possível obter o projeto deste equipamento, com suas dimensões internas e materiais, também não foi possível simular seu espectro.

Desta forma, a alternativa encontrada foi a de comparar algumas medições experimentais com as simulações, utilizando dois espectros de equipamentos comerciais disponíveis na literatura [MORA *et al.* (1999); TEDGREN *et al.* (2010)] e o espectro de uma fonte puntiforme de ^{60}Co [SELTZER e BERGSTROM (2003)]. O espectro apresentado por MORA *et al.* (1999) representa o feixe de ^{60}Co de um equipamento de radioterapia Eldorado 6, e o espectro de TEDGREN *et al.* (2010) do irradiador Gammatron 1, do Laboratório Padrão Secundário da Suécia. O espectro de SELTZER e BERGSTROM (2003) representa o feixe de uma fonte puntiforme de ^{60}Co , com fótons de 1,17 MeV e 1,33 MeV de energia, e com probabilidades de emissão iguais. Comparando a resposta dos três espectros, o que apresentou resultados mais próximos dos dados experimentais foi utilizado como a fonte radioativa para os estudos subsequentes.

8.1.1 Câmara de ionização CL1

Nesta etapa do projeto, foram comparadas algumas medições experimentais com resultados de simulações, para se determinar qual o espectro que poderia ser utilizado para simular o equipamento Gammatron II S80 disponível no LCI. Para esta comparação entre os espectros, foram avaliados os resultados da energia depositada no volume sensível da câmara de ionização CL1 utilizando diferentes capas de equilíbrio eletrônico.

Foram utilizadas capas de PMMA com espessuras de 2,63 mm, 3,49 mm, 4,05 mm, 4,85 mm, 9,66 mm e 14,9 mm, além de simulações sem capa de equilíbrio eletrônico. Os resultados foram normalizados para a espessura de 4,05 mm, que é a capa de equilíbrio eletrônico padrão utilizada para esta câmara de ionização.

A câmara de ionização foi simulada com base em suas dimensões, determinadas após a usinagem das peças, incluindo o conector BNC, que teve seus componentes adicionados em detalhes. A geometria da câmara de ionização simulada é mostrada na Figura 8.1, e os parâmetros de entrada utilizados no código PENELOPE são mostrados na Tabela 8.1.

Optou-se pelo código PENELOPE [SALVAT *et al.* (2008)] devido à sua versatilidade em descrever geometrias complexas, principalmente o conector BNC, na extremidade da câmara de ionização.

Figura 8.1: Geometria da câmara de ionização CL1, utilizada como parâmetro de entrada no código PENELOPE.

Tabela 8.1: Parâmetros de simulação utilizados no código PENELOPE.

Parâmetro de Simulação	Valor
Histórias simuladas	2×10^9
Energia de corte para fótons	1 keV
Energia de corte para e^+ e e^-	1 keV
C_1	0,05
C_2	0,05
W_{CC}	0,1 keV
W_{CR}	1 keV

Na Tabela 8.1, os parâmetros E_{ABS} , C_1 , C_2 , W_{CC} e W_{CR} são definidos como [SALVAT *et al.* (2008)]:

E_{ABS} Valor de energia máxima que uma partícula, carregada ou não, pode possuir antes de ser total ou localmente absorvida, finalizando o transporte dela e iniciando o transporte de uma nova partícula.

- C₁** Fator relacionado com a deflexão angular média produzida por múltiplo espalhamento entre duas colisões fortes consecutivas de uma partícula carregada. Deve ser suficientemente pequeno para permitir simulação detalhada, quando esta for necessária;
- C₂** Fator relacionado com a perda fracional máxima de energia permitida entre eventos de colisão forte de uma partícula carregada. Deve ser definida de forma a permitir a amostragem correta do alcance entre eventos de colisão fortes;
- W_{CC}** Energia máxima perdida por partículas carregadas em colisões fortes;
- W_{CR}** Energia máxima perdida por partículas carregadas em perdas radiativas fortes.

Estes valores são fundamentais para se garantir que os resultados obtidos por meio das simulações representem de forma adequada a deposição de energia no volume sensível do dosímetro. Tomando valores muito abrangentes, as simulações serão mais rápidas; entretanto, a interação da radiação com a matéria será descrita de forma muito simplificada. Valores mais baixos irão tornar os processos de interação mais realistas; entretanto, as simulações serão muito lentas. Contudo, mesmo para valores muito baixos existe um limite, devido às incertezas estatísticas. Após certo limite ser alcançado, o uso de valores mais baixos irá apenas aumentar o tempo de cálculo, mas as diferenças entre os valores ficarão abaixo do limite das incertezas estatísticas.

Desta forma, para simular corretamente o dosímetro, dentro de um tempo computacional exequível, foi necessário avaliar na literatura que valores seriam os mais adequados para a simulação. Com base nos estudos de YIA *et al.* (2006) e PANETTIERI *et al.* (2008), chegou-se aos valores apresentados na Tabela 8.1. Estes valores levam a um tempo computacional alto, mas representam muito bem as interações da radiação com o dosímetro. A comparação entre os dados experimentais e das simulações para os três espectros são mostrados na Figura 8.2.

Figura 8.2: Comparação entre os resultados experimentais e das simulações de Monte Carlo para a resposta da câmara de ionização CL1, utilizando diversas capas de equilíbrio eletrônico, dois espectros de equipamentos comerciais disponíveis na literatura [MORA et al. (1999); TEDGREN et al. (2010)] e o espectro de uma fonte puntiforme de ^{60}Co [SELTZER e BERGSTROM (2003)]. Os resultados foram normalizados para a capa de equilíbrio eletrônico de 4,05 mm.

A maior diferença entre os resultados experimentais e simulados foi de 1,9% para a fonte puntiforme de ^{60}Co ; 2,6% para o espectro de MORA et al. (1999); e 0,8% para o espectro de TEDGREN et al. (2010). Os resultados para o espectro de TEDGREN et al. (2010) estavam todos dentro das incertezas estatísticas, em relação aos dados experimentais, enquanto a diferença entre os outros dois espectros ficaram significativamente maiores. Isto pode ser explicado pelo fato de que o equipamento simulado no trabalho de TEDGREN et al. (2010) é muito similar ao equipamento utilizado no LCI, assim como o arranjo geométrico da fonte de ^{60}Co .

Devido à boa concordância entre estes resultados, os mesmos parâmetros de entrada, geometria e espectro de TEDGREN et al. (2010) foram utilizados para se determinar a influência do corpo de PMMA, do eletrodo coletor e do conector BNC, na energia depositada no volume sensível da câmara de ionização CL1. Estes componentes foram escolhidos, pois representam as maiores diferenças entre a câmara de ionização caracterizada neste trabalho e as existentes comercialmente.

Este estudo foi realizado substituindo-se cada componente da câmara de ionização por ar (o mesmo material que circunda o dosímetro), e comparando os resultados com a câmara de ionização completa, empregando a Equação 4.12. Para

garantir equilíbrio eletrônico, a capa de 4,05 mm foi utilizada durante as simulações. Para facilitar a comparação entre as diferentes geometrias, empregadas para as análises, a câmara de ionização CL1 completa é mostrada na Figura 8.3(a), sem o conector BNC é mostrada na Figura 8.3(b), sem o eletrodo coletor central na Figura 8.3(c) e sem o corpo de PMMA na Figura 8.3(d). Os resultados são listados na Tabela 8.2.

Figura 8.3: Diferentes geometrias utilizadas para avaliar a influência dos diversos componentes da câmara de ionização CL1 no seu volume sensível. É possível observar, para fins de comparação a câmara de ionização CL1: (a) completa, (b) sem o conector BNC, (c) sem o eletrodo coletor central e (d) sem o corpo de PMMA. As regiões em cor branca representam o ar que circunda o dosímetro (ar atmosférico).

O conector BNC apresenta a menor influência, dentre os componentes testados, principalmente porque está na extremidade do campo de radiação (a mesma configuração utilizada durante os procedimentos de calibração). Além disso, o corpo de PMMA, que possui aproximadamente 7,3 cm de comprimento entre o volume sensível e o conector também é responsável pela atenuação da radiação espalhada

Tabela 8.2: *Influência do conector BNC, eletrodo coletor e corpo de PMMA no volume sensível da câmara de ionização CL1.*

Componente Estudado	Variação na Deposição de Energia (%)
Conector BNC	0,3
Eletrodo coletor	6,0
Corpo de PMMA	5,0

pelo conector em direção ao volume sensível.

Os componentes que apresentaram a maior influência foram o eletrodo coletor e o corpo de PMMA. A influência do eletrodo coletor é em grande parte devido aos elétrons de recuo por efeito Compton e fotoelétrons gerados pela interação dos fótons com o alumínio que compõe o eletrodo coletor. Estes elétrons irão aumentar de forma significativa a energia depositada no volume sensível da câmara de ionização. Outro trabalho apresentado na literatura [MUIR e ROGERS (2011)] também apresenta uma avaliação do efeito do eletrodo coletor para diversas câmaras de ionização comerciais, utilizando o código EGSnrc. Dentre as avaliações, os autores apresentaram resultados que apontam que o eletrodo coletor central pode ter efeitos de até 50% para feixes de raios X gerados por tubos com potenciais de 200 kV. Ainda não existem na literatura dados para câmaras de ionização com as especificações do protótipo caracterizado neste projeto (CL1), mas o estudo de MUIR e ROGERS (2011) corrobora com os dados apresentados neste trabalho.

O corpo de PMMA delimita o volume sensível da câmara de ionização, e como este é muito pequeno, elétrons gerados na extremidade do PMMA, ou a radiação espalhada por estas extremidades podem depositar energia no volume sensível. Isto leva a um aumento da influência do corpo de PMMA na resposta do dosímetro.

8.1.2 Câmara de ionização CL2

O código EGSnrc [KAWRAKOW *et al.* (2011)] foi utilizado para se estudar a influência do eletrodo coletor e do corpo de PMMA na energia depositada no volume sensível da câmara de ionização CL2. Também foi estudada a resposta desta câmara de ionização para paredes de diferentes materiais e espessuras (PVC foi

substituído por PMMA). Como o conector de BNC é uma estrutura muito complexa, este componente não foi adicionado nesta geometria. A geometria da câmara de ionização CL2 utilizada no código EGSnrc é mostrada na Figura 8.4.

Figura 8.4: Geometria da câmara de ionização CL2 utilizada no código EGSnrc.

Foram simuladas 1×10^9 histórias, utilizando o espectro gentilmente cedido pelo Dr. Ludwig Büermann do PTB [BÜERMANN (2012)]. Este espectro foi obtido em um equipamento Yxlon de 450 kV com um tubo do tipo “MB450-1H450” com uma distância foco-detector de 50,0 cm. Apesar de os espectros não terem sido obtidos no mesmo equipamento onde foram realizadas as medições, como estas qualidades seguiram a mesma norma para sua implementação [ALLISY-ROBERTS *et al.* (2004)], estes espectros, do PTB, podem ser utilizados para simular corretamente o equipamento do LCI. Em um trabalho recente, PERINI *et al.* (2013) demonstraram que o espectro para as qualidades de radiação de tomografia computadorizada do PTB poderiam ser aplicados ao sistema do LCI.

Os resultados da influência de cada componente são determinados pela razão entre a energia depositada no volume sensível sem um determinado componente (que é substituído por ar) e a sua resposta com todos os componentes, como apresentado pela Equação 4.12. Estas análises foram realizadas para as qualidades de radiação de terapia de baixas energias listadas na Tabela 6.4. As influências obtidas para o eletrodo coletor e o corpo de PMMA são mostradas na Tabela 8.3.

Dos dados listados na Tabela 8.3 é possível observar uma influência grande do eletrodo coletor. Este fato é devido à alta dependência da seção de choque do efeito fotoelétrico com o número atômico, no intervalo de energia avaliado. Como apresentado anteriormente, outros dosímetros também apresentaram um efeito do eletrodo central de até 50% para feixes de raios X gerados por tubos com potenciais de 200 kV [MUIR e ROGERS (2011)]. Entretanto, não existem dados disponíveis na literatura para comparação com câmaras de ionização de configuração semelhante

Tabela 8.3: *Influências do eletrodo coletor e corpo de PMMA na resposta da câmara de ionização CL2.*

Qualidade da Radiação	Influência	
	Eletrodo Coletor	Corpo de PMMA
T-25	$0,4921 \pm 0,0007$	$0,001 \pm 0,001$
T-30	$0,4899 \pm 0,0007$	$0,001 \pm 0,001$
T-50(a)	$0,2845 \pm 0,0011$	$0,004 \pm 0,002$
T-50(b)	$0,4032 \pm 0,0010$	$0,004 \pm 0,001$

ao protótipo CL2, ou com as qualidades de terapia de baixas energias (qualidades T) empregadas neste trabalho.

A influência do corpo de PMMA é pequena, principalmente porque a única contribuição no volume sensível é devido à radiação espalhada pelas extremidades do corpo de PMMA em contato com o volume sensível. Esta câmara de ionização, ao contrário da câmara de ionização CL1, possui um volume sensível bem maior em relação a esta superfície de contato. Este fato também foi observado para uma câmara de ionização tipo lápis, com volume sensível de $3,4 \text{ cm}^3$, avaliada nas qualidades de radiodiagnóstico nível tomografia computadorizada [PERINI *et al.* (2013)].

A espessura da parede de PVC da câmara de ionização foi avaliada entre 0,20 mm e 0,36 mm (com a qualidade de radiação padrão T-30). A maior variação na dose no volume sensível foi de 15,0%. É importante salientar que espessuras menores do que a utilizada neste dosímetro (0,26 mm), apesar de apresentarem uma atenuação menor, podem tornar o dosímetro muito frágil. Além disso, substituindo o material da parede por PMMA, um material comumente empregado para dosímetros nesta faixa de energia, a maior variação foi de apenas 1,4%. Isto demonstra que este novo material, PVC, é adequado para dosimetria nestas qualidades.

8.1.3 Câmara de ionização CPVC

A câmara de ionização cilíndrica de PVC foi modelada cuidadosamente, baseando-se em suas dimensões, formas e composição química no código

PENELOPE. Um esquema da geometria utilizada durante as simulações, bem como dos materiais empregados, é mostrado na Figura 8.5.

Figura 8.5: Geometria e materiais constituintes da câmara de ionização CPVC utilizada no código PENELOPE.

A avaliação da influência dos componentes foi realizada determinando-se a energia depositada no volume sensível com e sem os componentes constituintes da câmara de ionização (Equação 4.12), utilizando o código PENELOPE. Cada componente estudado foi substituído por ar (o mesmo que circunda o dosímetro). O esquema dos componentes removidos é mostrado na Figura 8.6: câmara de ionização completa (8.6(a)), remoção do corpo de PMMA (Figura 8.6(b)), remoção do eletrodo coletor central (Figura 8.6(c)) e remoção da haste de PMMA (Figura 8.6(d)).

Para esta avaliação, foram simuladas $2,1 \times 10^9$ histórias, e a energia depositada no material que compõem o volume sensível (ar) foi calculada (utilizando o *Tally Energy Deposition*) [SALVAT *et al.* (2008)]. Os valores obtidos são mostrados na Tabela 8.4. A maior influência advém do corpo de PMMA, devido aos elétrons gerados, além da radiação espalhada pela interface de contato com o ar presente no volume sensível. A influência dos demais componentes é muito menor, demonstrando que este dosímetro é adequado para dosimetria em feixes de ^{60}Co .

Figura 8.6: Diferentes geometrias utilizadas para avaliar a influência dos diversos componentes da câmara de ionização CPVC no seu volume sensível. É possível observar, para fins de comparação a câmara de ionização CPVC: (a) completa, (b) sem o corpo de PMMA, (c) sem o eletrodo coletor central e (d) sem a haste de PMMA. As regiões em cor branca representam o ar que circunda o dosímetro (ar atmosférico).

Tabela 8.4: Influência de cada componente estudado na resposta da câmara de ionização CPVC.

Componente da câmara de ionização	Razão	Influência (%)
Corpo	$0,9769 \pm 0,0072$	2,31
Eletrodo coletor central	$0,9997 \pm 0,0074$	0,03
Haste	$0,9982 \pm 0,0074$	0,18

8.2 Determinação dos fatores de correção das câmaras de ionização de grafite CG1 e CG2 pela técnica de Monte Carlo

Para a determinação dos fatores de correção das câmaras de ionização CG1 e CG2, foi utilizado o código EGSnrc. Este código possui bibliotecas específicas para a determinação de fatores de correção de câmaras de ionização, entretanto a geometria deve ser descrita em coordenadas cilíndricas, impossibilitando que muitos detalhes sejam adicionados. Esta limitação do programa EGSnrc foi levada em consideração durante o projeto das câmaras de ionização CG1 e CG2, de forma que todos os seus componentes puderam ser adicionados a este código.

Foram simuladas 1×10^9 histórias, para se determinar os fatores de correção de parede, haste, eletrodo coletor central, falta de uniformidade axial, além do coeficiente de transmissão mássico.

A fonte de radiação incorporada às simulações foi o espectro do irradiador de ^{60}Co do Laboratório Padrão Secundário da Suécia [TEDGREN *et al.* (2010)], pois como apresentado anteriormente (Seção 8.1.1), pode ser utilizada para simular adequadamente o equipamento Gammatron II S80 disponível no LCI. A distância entre a fonte radioativa e a câmara de ionização foi mantida em 1,0 m, a mesma a ser utilizada durante os procedimentos de calibração. As duas câmaras de ionização foram colocadas em uma camada de ar cilíndrica de 5,0 cm de espessura e 20,0 cm de diâmetro para levar em consideração o espalhamento e a absorção da radiação pelas camadas de ar que circundam o dosímetro. Este arranjo é mostrado na Figura 8.7 para a câmara de ionização CG1, e o mesmo arranjo foi empregado para a câmara de ionização CG2.

A geometria da câmara de ionização CG1 é mostrada na Figura 8.8 e da câmara de ionização CG2 na Figura 8.9. Os valores obtidos são mostrados na Tabela 8.5.

Como se pode observar, os fatores de correção estão muito próximos da unidade, o que demonstra que estas câmaras de ionização interferem muito pouco com o meio (ar) onde são realizadas as medições. Esta baixa interferência é esperada para

Figura 8.7: Arranjo da câmara de ionização CG1 no interior de um disco de ar, sendo a mesma configuração utilizada com a câmara de ionização CG2. A camada de ar é mostrada com 30% de transparência para visualização da câmara de ionização em seu interior.

Figura 8.8: Geometria da câmara de ionização CG1 utilizada no código EGSnrc.

Figura 8.9: Geometria da câmara de ionização CG2 utilizada no código EGSnrc.

câmaras de ionização utilizadas como padrões primários para radiação gama.

Os fatores de correção obtidos para os protótipos CG1 e CG2 foram comparados

Tabela 8.5: *Fatores de correção para os protótipos de grafite CG1 e CG2 desenvolvidos neste projeto.*

Fator de Correção	Valor	
	CG1	CG2
(μ_{en}/ρ)	$0,9994 \pm 0,0014$	$0,9994 \pm 0,0014$
$(\bar{L}/\rho)_{\text{ar}}^{\text{parede}}$	$1,0018 \pm 0,0003$	$1,0041 \pm 0,0003$
$(1 - g_{\text{ar}})^{-1}$	$1,0024 \pm 0,0004$	$1,0024 \pm 0,0004$
P_{parede}	$1,0167 \pm 0,0002$	$1,0112 \pm 0,0002$
P_{haste}	$1,0058 \pm 0,0059$	$0,9910 \pm 0,0057$
P_{elec}	$0,9976 \pm 0,0013$	$1,0017 \pm 0,0011$
P_{an}	$1,0011 \pm 0,0026$	$1,0019 \pm 0,0023$

com os valores encontrados para as câmaras de ionização utilizadas como sistemas padrões primários no PTB e no BIPM. O PTB possui um sistema com três câmaras de ionização: duas cilíndricas (denominadas HRK-1 e HRK-2) e uma de placas paralelas (denominada HRK-3), sendo que todas estas câmaras possuem paredes e eletrodo coletor de grafite, com volumes sensíveis de $0,5539 \text{ cm}^3$ (HRK-1), $1,5190 \text{ cm}^3$ (HRK-2) e $6,138 \text{ cm}^3$ (HRK-3) [ALLISY-ROBERTS *et al.* (2005)]. A comparação entre os fatores de correção das câmaras de ionização CG1 e CG2 com as três câmaras de ionização do PTB são listados na Tabela 8.6. A câmara de ionização do BIPM é de placas paralelas, com parede e eletrodo coletor de grafite, com volume sensível de $6,8028 \text{ cm}^3$ [ALLISY-ROBERTS *et al.* (2005)]. A comparação entre os fatores de correção das câmaras de ionização do BIPM são listados na Tabela 8.7.

Tabela 8.6: Comparação entre os fatores de correção das câmaras de ionização CG1 e CG2, determinados neste trabalho, com os fatores de correção dos padrões primários HRK-1, HRK-2 e HRK-3 utilizados no PTB [ALLISY-ROBERTS et al. (2005)].

Fator de Correção	Valor PTB:	Diferença entre os protótipos		Valor PTB:	Diferença entre os protótipos		Valor PTB:	Diferença entre os protótipos	
		GG1	CG2		GG1	CG2		GG1	CG2
(μ_{en}/ρ)	$0,9985 \pm 0,0010$	0,1	0,1	$0,9985 \pm 0,0010$	0,1	0,1	$0,9985 \pm 0,0010$	0,1	0,1
$(\bar{L}/\rho)_{\text{ar}}^{\text{parede}}$	$1,0010 \pm 0,0022$	0,1	0,3	$1,0010 \pm 0,0022$	1,1	1,1	$1,0010 \pm 0,0022$	1,1	1,1
$(1 - g_{\text{ar}})^{-1}$	$1,0032 \pm 0,0004$	0,1	0,1	$1,0032 \pm 0,0004$	1,1	1,1	$1,0032 \pm 0,0004$	1,1	1,1
P_{parede}	$1,0097 \pm 0,0010$	0,7	0,1	$1,0134 \pm 0,0010$	0,3	0,2	$1,0004 \pm 0,0010$	1,6	1,1
P_{haste}	$0,9986 \pm 0,0010$	0,7	0,8	$0,9982 \pm 0,0010$	0,8	0,7	$0,9992 \pm 0,0010$	0,7	0,8
P_{elec}	$1,0000^{\dagger}$	0,2	0,2	$1,0000^{\dagger}$	0,2	0,2	$1,0000^{\dagger}$	0,2	0,2
P_{an}	$1,0005 \pm 0,0012$	0,1	0,1	$1,0002 \pm 0,0013$	0,1	0,2	$1,0015 \pm 0,0012$	0,0	0,0

[†] O valor deste fator de correção foi considerado unitário.

Tabela 8.7: Comparação entre os fatores de correção das câmaras de ionização CG1 e CG2, determinados neste trabalho, com os fatores de correção do padrão primário utilizado no BIPM [ALLISY-ROBERTS et al. (2005)].

Fator de Correção	Valor BIPM	Diferença entre os protótipos CG (%)	
		GG1	CG2
(μ_{en}/ρ)	$0,9985 \pm 0,0010$	0,1	0,1
$(\bar{L}/\rho)_{\text{ar}}^{\text{parede}}$	$1,0010 \pm 0,0022$	0,1	0,3
$(1 - g_{\text{ar}})^{-1}$	$1,0032 \pm 0,0004$	0,1	0,1
P_{parede}	$1,0107 \pm 0,0014$	0,6	0,0
P_{haste}	$1,0000 \pm 0,0002$	0,6	0,9
P_{elec}	$1,0000^{\dagger}$	0,2	0,2
P_{an}	$0,9964 \pm 0,0014$	0,5	0,5

[†] O valor deste fator de correção foi considerado unitário.

A maior diferença entre os fatores de correção entre os protótipos desenvolvidos neste projeto e as câmaras de ionização do PTB foi de 1,6%, para P_{parede} do modelo HRK-3. Entretanto, deve-se ressaltar que esta câmara de ionização é de placas paralelas, e as desenvolvidas neste projeto são todas cilíndricas. Entre as câmaras de ionização cilíndricas utilizadas no PTB, a maior diferença foi de 1,1% para $(\bar{L}/\rho)_{\text{ar}}^{\text{parede}}$ e $(1 - g_{\text{ar}})^{-1}$. Considerando a câmara de ionização do BIPM, a maior diferença foi de 0,9% para P_{haste} .

Desta forma, pode-se concluir que os fatores de correção encontrados para os protótipos CG1 e CG2, desenvolvidos neste projeto, estão em concordância com os valores encontrados por outros laboratórios padrões primários para os seus sistemas padrões para radiação gama.

8.3 Determinação da taxa de kerma no ar utilizando as câmaras de ionização CG1 e CG2

Lembrando que o objetivo principal do desenvolvimento das câmaras de ionização de grafite CG1 e CG2 era a possibilidade de utilização como sistemas padrões primários, a taxa de kerma no ar da fonte de ^{60}Co do sistema Gammatron II S80 foi

determinada com as câmaras de ionização CG1 e CG2, utilizando a Equação 5.1 [ROGERS e KAWRAKOW (2003)]. A câmara de ionização CPVC não foi empregada nesta etapa pois sua parede e eletrodo coletor são de PVC, material que difere muito do ar em relação às propriedades de interação da radiação com a matéria.

Os valores de kerma no ar determinados com as câmaras CG1 e CG2, utilizando a Equação 5.1, são listados na Tabela 8.8, juntamente com o valor medido com o padrão de referência utilizado no LCI. As medições foram realizadas em 05/03/2013.

Tabela 8.8: *Taxas de kerma no ar determinadas com os sistemas de referência desenvolvidos neste projeto e com o sistema de referência utilizado no LCI.*

Câmara de Ionização	Taxa de kerma no ar (mGy/s)
CG1	$0,590 \pm 0,026$
CG2	$0,591 \pm 0,018$
PTW TN 30002	$0,581 \pm 0,018$

As taxas de kerma no ar determinadas com as câmaras CG1 e CG2 apresentaram uma diferença de 0,17% e de 1,7%, quando comparadas com o valor determinado com o sistema de referência do LCI. Desta forma, é possível observar que estes valores não possuem, estatisticamente, diferença, mostrando que podem ser utilizadas como sistemas padrões primários em feixes de radiação gama de ^{60}Co .

Capítulo 9

Conclusões

Neste trabalho foram avaliadas duas câmaras de ionização tipo lápis com diferentes volumes sensíveis, desenvolvidas no LCI, com o intuito de definir os parâmetros de entrada mais adequados a serem utilizados nos códigos de Monte Carlo. Para tal, as respostas experimentais e da simulação de MC da câmara de ionização CL1 foram comparadas. Neste teste, foram utilizados parâmetros de transporte da radiação que representaram, de forma correta, a deposição da energia sobre o volume sensível do dosímetro. Além disso, foram utilizados três espectros diferentes, e o que apresentou a melhor resposta foi utilizado nos testes de caracterização subsequentes, com as demais câmaras de ionização. Também foram estudados os diversos componentes constituintes das câmaras de ionização CL1 e CL2 (parede, eletrodo coletor central, conector BNC e corpo de PMMA) para aplicação como dosímetros em feixes de ^{60}Co .

Devido à baixa influência do novo material avaliado neste trabalho, PVC, utilizado como material da parede das câmaras de ionização CL1 e CL2, foi proposto um novo protótipo de câmara de ionização cilíndrica para dosimetria em feixes de ^{60}Co . Neste protótipo a parede e o eletrodo coletor foram feitos de PVC, e o corpo e o cabo de PMMA. O PVC foi escolhido por ser um material de fácil usinagem e que permite que o grafite seja aplicado na forma de spray, em sua parede para a condução elétrica, sem apresentar rachaduras.

Os resultados dos testes de caracterização, segundo a norma IEC 60731 [IEC

(2011)], e os resultados das simulações demonstraram que estes detectores de radiação apresentam potencial para utilização como sistemas de referência em dosimetria de radiação gama (^{60}Co). Também foram realizados testes, para as câmaras de ionização CL1 e CL2, em feixes de radioterapia de energias baixas (qualidades T), e os resultados também indicam a possibilidade de aplicação destes instrumentos nestas qualidades.

Com base nos resultados obtidos nas etapas anteriores deste projeto, foi desenvolvido e caracterizado um sistema de referência para determinação da taxa de kerma no ar da fonte de ^{60}Co do equipamento Gammatron II S80 do LCI. Este sistema é composto por duas câmaras de ionização cavitárias cilíndricas de grafite, com qualidade metrológica para atuação como sistemas padrões primários para radiação gama. Estes dosímetros possuem volumes sensíveis de $2,4\text{ cm}^3$ e $1,4\text{ cm}^3$.

Estas câmaras de ionização foram caracterizadas conforme as recomendações da norma IEC 60731 [IEC (2011)], e todos os resultados se apresentaram dentro dos limites preconizados por esta norma. Além destes testes, foram determinados vários fatores de correção pelo método de Monte Carlo para a obtenção da taxa de kerma no ar para a fonte de ^{60}Co do LCI. O valor da taxa de kerma foi obtido com os dois protótipos, sendo de $(0,590 \pm 0,026)\text{ mGy/s}$ para o protótipo CG1 e $(0,591 \pm 0,018)\text{ mGy/s}$ para o protótipo CG2. O valor obtido com o sistema de referência do LCI foi de $(0,581 \pm 0,018)\text{ mGy/s}$. Estes valores não possuem, estatisticamente, diferença. Os protótipos CG1 e CG2 possuem, portanto, qualidade metrológica para atuação como padrões primários de referência em feixes de radiação gama de ^{60}Co .

Apêndice A

Lista de Publicações em Periódicos Decorrentes desta Tese

A.1 Artigos Publicados em Periódicos

1. NEVES, L.P.; PERINI, A.P.; FERNÁNDEZ-VAREA, J.M.; CALDAS, L.V.E. Application of a pencil ionization chamber (0.34 cm³ volume) for ⁶⁰Co beams: experimental and Monte Carlo results. **IEEE Transactions on Nuclear Science**, v.60, p.746–750, 2013.
2. NEVES, L.P.; PERINI, A.P.; CALDAS, L.V.E. Development and characterization of a new cylindrical ionization chamber for dosimetry of ⁶⁰Co beams. **IEEE Transactions on Nuclear Science**, v.60, p.712–715, 2013.
3. NEVES, L.P.; PERINI, A.P.; XAVIER, M.; KHOURY, H.J.; CALDAS, L.V.E. Pre-evaluation of an ionization chamber for clinical radiotherapy dosimetry. **Radioproteção** (S. João da Talha), v.2, p.133–138, 2012.
4. 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.
5. NEVES, L.P.; PERINI, A.P.; DOS SANTOS, G.P.; XAVIER, M.; KHOURY, H.J.; CALDAS, L.V.E. Characterization of a homemade ionization

- chamber for radiotherapy beams. **Applied Radiation and Isotopes**, v.70, p.1291–1295, 2012.
6. PERINI, A.P.; NEVES, L.P.; XAVIER, M.; KHOURY, H.J.; CALDAS, L.V.E. Evaluation of linearity of response and angular dependence of an ionization chamber for dosimetry in computed tomography. **Radioproteção** (S. João da Talha), v.2, p.25–30, 2012.
 7. PERINI, A.P.; NEVES, L.P.; FERNÁNDEZ-VAREA, J.M.; BÜERMANN, L.; CALDAS, L.V.E. Evaluation and simulation of a new ionization chamber design for use in computed tomography beams. **IEEE Transactions on Nuclear Science**, v.60, p.768–773, 2013.
 8. PERINI, A.P.; NEVES, L.P.; VIVOLO, V.; XAVIER, M.; KHOURY, H.J.; CALDAS, L.V.E. Characterization of a CT ionization chamber for radiation field mapping. **Applied Radiation and Isotopes**, v.70, p.1300–1303, 2012.
 9. VIVOLO, V.; NEVES, L.P.; PERINI, A.P.; SILVA, J.O.; LUCENA, R.F.; POTIENS, M.P.A.; CALDAS, L.V.E. Evaluation of the voltage quantities measured with different noninvasive meters for quality control at a calibration laboratory. **Applied Radiation and Isotopes**, v.70, p.1429–1431, 2012.

A.2 Artigos Aceitos para Publicação

1. NEVES, L.P.; PERINI, A.P.; FERNÁNDEZ-VAREA, J.M.; CASSOLA, V.; KRAMER, R.; KHOURY, H.J.; CALDAS, L.V.E. Dosimetric application of a special pencil ionization chamber in radiotherapy x-ray beams. **Radiation Physics and Chemistry**, 2013.
2. PERINI, A.P.; NEVES, L.P.; MAIA, A.F.; CALDAS, L.V.E. Characterization and simulation of a new design parallel-plate ionization chamber for CT dosimetry at calibration laboratories. **IEEE Transactions on Nuclear Science**, 2014.

3. PERINI, A.P.; **NEVES, L.P.**; FERNÁNDEZ-VAREA, J.M.; CASSOLA, V.; KRAMER, R.; KHOURY, H.J.; CALDAS, L.V.E. A new parallel-plate graphite ionization chamber as a ^{60}Co gamma radiation reference instrument. **Radiation Physics and Chemistry**, 2013.
4. PERINI, A.P.; **NEVES, L.P.**; CALDAS, L.V.E. Investigation of the applicability of a special parallel-plate ionization chamber for x-ray beam dosimetry. **Radiation Physics and Chemistry**, 2013.

Apêndice B

Lista de Trabalhos Completos Publicados em Anais de Congressos Decorrentes desta Tese

1. **NEVES, L.P.**; PERINI, A.P.; CALDAS, L.V.E. Energy dependence of a homemade ionization chamber designed for X radiation field mapping. *In: 6º Congresso Brasileiro de Metrologia, 2011*, Natal. Book of Abstracts / CD Proceedings, 2011.
2. **NEVES, L.P.**; PERINI, A.P.; CALDAS, L.V.E. Comparison between a commercial and a homemade ionization chambers for dosimetry of ^{60}Co beams. *In: International Nuclear Atlantic Conference - INAC 2011*, Belo Horizonte. Proceedings INAC, 2011.
3. ALVARENGA, T.S.; **NEVES, L.P.**; PERINI, A.P.; SANCHES, M.P.; FEDERICO, C.A.; CALDAS, L.V.E. Determinação da radiação espalhada no projeto de um laboratório de calibração com nêutrons. *In: Congresso Brasileiro de Física Médica (CBFM), 2013*, São Pedro. Proceedings do Congresso Brasileiro de Física Médica, 2013.
4. VIVOLO, V.; **NEVES, L.P.**; PERINI, A.P.; CALDAS, L.V.E. Establishment of the practical peak voltage for standard computed tomography radiation qualities at a Calibration Laboratory. *In: 13th International Congress of the International Radiation Protection Association (IRPA), 2012*, Glasgow. IRPA 13 Proceedings, 2012.

5. PERINI, A.P.; NEVES, L.P.; CALDAS, L.V.E. Stability and angular dependence of a homemade ionization chamber ^{60}Co beams. *In: 6° Congresso Brasileiro de Metrologia, 2011*, Natal. Book of Abstracts / CD Proceedings, 2011.
6. PERINI, A.P.; PASCHOAL, C.M.M.; NEVES, L.P.; SANTOS, L.A.P.; SOUZA, D.N.; CALDAS, L.V.E. Comparison between two homemade dosimeters for computed tomography: an ionization chamber and a semiconductor detector. *In: International Nuclear Atlantic Conference - INAC 2011*, Belo Horizonte. Proceedings INAC, 2011.
7. PERINI, A.P.; NEVES, L.P.; CALDAS, L.V.E. Performance of a Roos ionization chamber in gamma radiation beams (^{60}Co). *In: International Nuclear Atlantic Conference - INAC 2011*, Belo Horizonte. Proceedings INAC, 2011.

Apêndice C

Lista de Resumos Publicados em Anais de Congressos Decorrentes desta Tese

1. NEVES, L.P.; GORSKI, R.; PERINI, A.P.; SANTOS, W.S.; MAIA, A.F.; CALDAS, L.V.E.; ORENGO, G. Dosimetric study of a brachytherapy treatment of esophagus with Brazilian ^{192}Ir sources using anthropomorphic phantoms. *In: 1st International Conference on Dosimetry and its Applications*, Praga. Book of Abstracts. Praga: České vysoké učení technické v Praze, 2013. v.1. pp.113–113.
2. NEVES, L.P.; PERINI, A.P.; CALDAS, L.V.E. A new standard cylindrical graphite-walled ionization chamber for dosimetry in ^{60}Co beams at calibration laboratories. *In: 1st International Conference on Dosimetry and its Applications*, Praga. Book of Abstracts. Praga: České vysoké učení technické v Praze, 2013. v.1 pp. 112-112.
3. NEVES, L.P.; PERINI, A.P.; CASSOLA, V.; KRAMER, R.; KHOURY, H.J.; CALDAS, L.V.E. Using a graphite ionization chamber in medium-energy x-ray beams. *In: 12th International Symposium on Radiation Physics*, 2012, Rio de Janeiro. Abstracts.
4. NEVES, L.P.; PERINI, A.P.; FERNÁNDEZ-VAREA, J.M.; CASSOLA, V.; KRAMER, R.; KHOURY, H.J.; CALDAS, L.V.E. Dosimetric application of a pencil ionization chamber in radiotherapy x-ray beams. *In: 12th*

International Symposium on Radiation Physics, 2012, Rio de Janeiro. Abstracts.

5. **NEVES, L.P.**; PERINI, A.P.; CALDAS, L.V.E. Development and characterization of a new cylindrical ionization chamber for dosimetry of ^{60}Co beams. *In: 2012 IEEE Symposium on Radiation Measurements and Applications*, Oakland. SORMA West 2012 Proceedings, 2012.
6. **NEVES, L.P.**; PERINI, A.P.; FERNÁNDEZ-VAREA, J.M.; CALDAS, L.V.E. Application of a pencil ionization chamber with a 0.34 cm^3 volume for ^{60}Co beams: experimental and Monte Carlo results. *In: 2012 IEEE Symposium on Radiation Measurements and Applications*, Oakland. SORMA West 2012 Proceedings, 2012.
7. **NEVES, L.P.**; PERINI, A.P.; CALDAS, L.V.E. Simulação de câmaras de ionização pelo método de Monte Carlo. *In: I Workshop do INCT Metrologia das Radiações na Medicina*, 2011, Recife. CD de Posteres do I Wrokshop do INCT MRM.
8. **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. *In: IRRMA 8 - Industrial Radiation and Radioisotope Measurement Application*, 2011, Kansas City. Schedule and Abstract Book.
9. **NEVES, L.P.**; PERINI, A.P.; XAVIER, M.; KHOURY, H.J.; CALDAS, L.V.E. Pre-evaluation of an ionization chamber for clinical radiotherapy dosimetry. *In: International Joint Conference - RADIO*, 2011, Recife. Anais RADIO 2011.
10. **NEVES, L.P.**; PERINI, A.P.; XAVIER, M.; KHOURY, H.J.; CALDAS, L.V.E. Angular dependence tests of an ionization chamber developed for determining the X radiation field homogeneity. *In: 18th*

- International Conference on Medical Physics**, 2011, Porto Alegre. Brazilian Journal of Medical Physics. São Paulo: Zeppelini Editorial, 2011. v.5. p.131–131.
11. NEVES, L.P.; PERINI, A.P.; DOS SANTOS, G.P.; XAVIER, M.; KHOURY, H.J.; CALDAS, L.V.E. Characterization of a homemade ionization chamber for radiotherapy beams. *In: IRRMA 8 - Industrial Radiation and Radioisotope Measurement Applications*, 2011, Kansas City. Schedule and Abstract Book.
 12. PERINI, A.P.; NEVES, L.P.; CALDAS, L.V.E. Development and characterization of a graphite-walled ionization chamber as a reference dosimeter for ^{60}Co beams. *In: 1st International Conference on Dosimetry and its Applications*, Praga. Book of Abstracts. Praga: České vysoké učení technické v Praze, 2013. v.1. pp.114–114.
 13. PERINI, A.P.; NEVES, L.P.; CALDAS, L.V.E. Response of a PMMA graphite coated parallel-plate ionization chamber in ^{60}Co beams. *In: 1st International Conference on Dosimetry and its Applications*, Praga. Book of Abstracts. Praga: České vysoké učení technické v Praze, 2013. v.1 pp.115–115.
 14. PERINI, A.P.; NEVES, L.P.; GUIMARÃES, M.; OLIVEIRA, P.; VIVOLLO, V.; SILVA, T.; CALDAS, L.V.E. Comparison between two calibration systems for direct and attenuated radiation qualities, diagnostic radiology level. *In: 1st International Conference on Dosimetry and its Applications*, Praga. Book of Abstracts. Praga: České vysoké učení technické v Praze, 2013. v.1 pp. 116-116.
 15. PERINI, A.P.; NEVES, L.P.; CALDAS, L.V.E. Assembling and study of a plane-parallel ionization chamber in low-energy X-ray qualities for radiotherapy. *In: 2012 IEEE Symposium on Radiation Measurements and Applications*, Oakland. Sorma West proceedings, 2012.

-
16. PERINI, A.P.; NEVES, L.P.; FERNÁNDEZ-VAREA, J.M.; CALDAS, L.V.E. Evaluation and simulation study of a homemade ionization chamber for use in computed tomography beams. *In: 2012 IEEE Symposium on Radiation Measurements and Applications*, Oakland. SORMA west 2012 Proceedings, 2012.
17. PERINI, A.P.; NEVES, L.P.; FERNÁNDEZ-VAREA, J.M.; CASSOLA, V.; KRAMER, R.; KHOURY, H.J.; CALDAS, L.V.E. A new parallel plate graphite ionization chamber as a ^{60}Co gamma radiation standard. *In: 12th International Symposium on Radiation Physics*, 2012, Rio de Janeiro. Abstracts.
18. PERINI, A.P.; NEVES, L.P.; CALDAS, L.V.E. Investigation of the applicability of a special parallel ionization chamber for x-ray beam dosimetry. *In: 12th International Symposium on Radiation Physics*, 2012, Rio de Janeiro. Abstracts.
19. PERINI, A.P.; NEVES, L.P.; XAVIER, M.; KHOURY, H.J.; CALDAS, L.V.E. Evaluation of linearity of response and angular dependence of an ionization chamber for dosimetry in computed tomography. *In: International Joint Conference - RADIO*, 2011, Recife. Anais do RADIO 2011.
20. PERINI, A.P.; NEVES, L.P.; CALDAS, L.V.E. Estudo de uma câmara de ionização cilíndrica em feixe de ^{60}Co . *In: I Workshop do INCT Metrologia das Radiações na Medicina*, 2011, Recife. CD de Posterres do I Workshop do INCT MRM.
21. PERINI, A.P.; NEVES, L.P.; XAVIER, M.; KHOURY, H.J.; CALDAS, L.V.E. Preliminary characterization of a homemade ionization chamber for use in computed tomography. *In: 18th International Conference on Medical Physics*, 2011, Porto Alegre. Brazilian Journal of Medical Physics. São Paulo: Zeppelini Editorial, 2011. v.5. p.131–131.

22. VIVOLO, V.; **NEVES, L.P.**; PERINI, A.P.; SILVA, J.O.; LUCENA, R.F.; POTIENS, M.P.A.; CALDAS, L.V.E. Evaluation of the voltage quantities measured with different noninvasive meters for quality control at a Calibration Laboratory. *In: IRRMA 8 - Industrial Radiation and Radioisotope Measurement Applications*, 2011, Kansas City. Schedule and Abstract Book.
23. PERINI, A.P.; **NEVES, L.P.**; VIVOLO, V.; XAVIER, M.; KHOURY, H.J.; CALDAS, L.V.E. Characterization of a CT ionization chamber for radiation field mapping. *In: IRRMA 8 - Industrial Radiation and Radioisotope Measurement Applications*, 2011, Kansas City. Schedule and Abstract Book.
24. PERINI, A.P.; **NEVES, L.P.**; COSTA, P.R.; FRIMAIO, A.; CALDAS, L.V.E. Development and evaluation of a tissue equivalent ionization chamber. *In: IRRMA 8 - Industrial Radiation and Radioisotope Measurement Applications*, 2011, Kansas City. Schedule and Abstract Book.

Apêndice D

Estimativa do Custo de Confecção das Câmaras de Ionização Desenvolvidas neste Projeto

Neste capítulo, é apresentado o levantamento dos gastos para confecção das câmaras de ionização desenvolvidas neste projeto, em relação aos materiais utilizados e a mão de obra empregada na usinagem das peças.

A Tabela D.1 apresenta o custo estimado da confecção da câmara de ionização CPVC e na Tabela D.2 é apresentado o custo estimado de confecção das câmaras de ionização de grafite CG1 e CG2. Os valores listados nas Tabelas D.1 e D.2 são referentes à época em que as câmaras de ionização foram desenvolvidas.

Tabela D.1: *Estimativa de custo de confecção da câmara de ionização CPVC.*

Item	Valor (R\$)	Valor (US\$) [†]
Peças usinadas de PVC, incluindo a mão de obra	400,00	181,82
Spray de grafite Aerodag G [®] para o eletrodo coletor e parede interna de grafite	50,00	22,73
Cabo coaxial RG 174 (1 m)	5,00	2,27
Conector BNC para cabo	10,00	4,54
TOTAL	465,00	211,35

[†] Com base na cotação do dólar de 2,20 do dia 08/10/2013.

Tabela D.2: *Estimativa de custo de confecção das câmaras de ionização CG1 e CG2.*

Item	Valor (R\$)	Valor (US\$) [†]
Peças usinadas de grafite com pureza de 99,5%, incluindo mão de obra	5.000,00	2.272,73
Peças usinadas de Teflon para confecção das hastes e dos isolantes das câmaras de ionização, incluindo mão de obra	400,00	181,82
Cabo coaxial RG 174 (1 m)	10,00	4,55
Conector BNC para cabo	20,00	9,09
TOTAL	5.430,00	2.468,18

[†] Com base na cotação do dólar de 2,20 do dia 08/10/2013.

Referências Bibliográficas

- AGOSTINELLI *et al.* (2003) S. AGOSTINELLI, J. ALLISON, K. AMAKO J. APOSTOLAKIS e mais 123 autores. GEANT4 – a simulation toolkit. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 506(3):250–303. doi: 10.1016/S0168-9002(03)01368-8. Citado na pág. 33
- ALLISY (1967) A. ALLISY. Contribution à la mesure de l'exposition produite par les photons émis par le ^{60}Co . *Metrologia*, 3(2):41–51. doi: 10.1088/0026-1394/3/2/003. Citado na pág. 8
- ALLISY-ROBERTS e BURNS (2005) P.J. ALLISY-ROBERTS e D.T. BURNS. Summary of the BIPM.RI(I)-K4 comparison for absorbed dose to water in ^{60}Co gamma radiation. *Metrologia*, 42(1A):06002. doi: 10.1088/0026-1394/42/1A/06002. Citado na pág. 9
- ALLISY-ROBERTS *et al.* (2004) P.J. ALLISY-ROBERTS, D.T. BURNS e C. KESSLER. **Measuring condition used for the calibration of ionization chambers at the BIPM.** Relatório técnico, BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MESURES, Sévres. Citado na pág. xiv, 44, 51, 58, 60, 82
- ALLISY-ROBERTS *et al.* (2005) P.J. ALLISY-ROBERTS, D.T. BURNS, L. BÜERMANN e H.-M. KRAMER. **Comparisons of the standards for air kerma of the PTB and the BIPM for ^{60}Co and ^{137}Cs gamma radiation.** Relatório técnico, BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MESURES, Sévres. Citado na pág. xv, 36, 65, 88, 89, 90
- ALMOND *et al.* (1999) P.R. ALMOND, P.J. BIGGS, B.M. COURSEY, W.F. HANSON, M. SAIFUL HUQ, R. NATH e D.W.O. ROGERS. American Association of Physicists in Medicine, Task Group 51, “AAPM’s TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Medical Physics*, 26(9):1847–1870. doi: 10.1118/1.598691. Citado na pág. 2, 10
- ARAKI *et al.* (2009) F. ARAKI, Y. HANYU, M. FUKUOKA, K. MATSUMOTO, M. OKUMURA e H. OGUCHI. Monte Carlo calculations of correction factors for plastic phantoms in clinical photon and electron beam dosimetry. *Medical Physics*, 36(7):2992–3001. doi: 10.1118/1.3151809. Citado na pág. 2, 10
- ATTIX (2004) F.H. ATTIX. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Wiley, New York, 2ª ed. Citado na pág. 1
- BARO *et al.* (1995) J. BARO, J. SEMPAY, J.M. FERNÁNDEZ-VAREA e F. SALVAT. PENELOPE: an algorithm for Monte Carlo simulation of the penetration and energy loss of electrons and positrons in matter. *Nuclear*

- Instruments and Methods in Physics Research Section B*, 100(1):31–46. doi: 10.1016/0168-583X(95)00349-5. Citado na pág. 33
- BERGER (1963)** M.J. BERGER. Monte Carlo calculation of the penetration and diffusion of fast charged particles. Em B. ALDER, S. FERNBACH e M. ROTENBERG, editors, *Methods in Computational Physics*. Academic Press, New York, 1 ed. Citado na pág. 32
- BIELAJEW (1990)** A.F. BIELAJEW. An analytic theory of the point-source non-uniformity correction factor for thick-walled ionisation chambers in photon beams. *Physics in Medicine and Biology*, 35(4):517–538. doi: 10.1088/0031-9155/35/4/004. Citado na pág. 27
- BIELAJEW e ROGERS (1992)** A.F. BIELAJEW e D.W.O. ROGERS. Implications of new correction factors on primary air kerma standards in ^{60}Co -beams. *Physics in Medicine and Biology*, 37(6):1283–1291. doi: 10.1088/0031-9155/37/6/006. Citado na pág. 27
- BIPM (1985)** BIPM. BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MESURES, Com.Cons. Etalons Mes. Ray. Ionizants, Section (I). Constantes physiques pour les étalons de mesure de rayonnement. Relatório técnico, BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MESURES, (Paris: Offilib). Citado na pág. 38
- BIPM (2013a)** BIPM. BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MESURES, The Metre Convention. <http://www.bipm.org/en/convention/>, 2013a. Último acesso em 31/08/2013. Citado na pág. 7
- BIPM (2013b)** BIPM. BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MESURES, The BIPM key comparison database. <http://kcdb.bipm.org/>, 2013b. Último acesso em 31/08/2013. Citado na pág. 7
- BOUTILLON (1981)** M. BOUTILLON. Determination of absorbed dose in a water phantom from the measurement of absorbed dose in a graphite phantom. Relatório técnico, BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MESURES, Sévres. Citado na pág. 9
- BOUTILLON e NIATEL (1973)** M. BOUTILLON e M.T.A. NIATEL. Study of a graphite cavity ionization chamber for absolute exposure measurements of ^{60}Co gamma rays. *Metrologia*, 9(4):139–146. doi: 10.1088/0026-1394/9/4/001. Citado na pág. 9, 25, 27
- BOUTILLON et al. (1969)** M. BOUTILLON, W.H. HENRY e P.J. LAMPERTI. Comparison of exposure standards in the 10–50 kV X-ray region. *Metrologia*, 5(1):1–11. doi: 10.1088/0026-1394/5/1/002. Citado na pág. 8
- BRAHME et al. (1988)** A. BRAHME, J. CHAUDAUDRA, T. LANDBERG, E.C. McCULLOUGH, F. NÜSSLIN, J.A. RAWLINSON, G.E. SVENSSON e H. SVENSSON. Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons. *Acta Oncologica*, 27(Suppl 1):1–76. Citado na pág. 14

- BRIESMEISTER (1993)** J.F. BRIESMEISTER. *MCNP — A general Monte Carlo N-particle transport code*, 1993. Los Alamos National Laboratory Report LA-12625-M (Los Alamos, NM). Citado na pág. 33
- BUCKLEY e ROGERS (2006)** L.A. BUCKLEY e D.W.O. ROGERS. Wall correction factors P_{wall} , for thimble ionization chambers. *Medical Physics*, 33 (2):455–464. doi: 10.1118/1.2161403. Citado na pág. 24
- BÜERMANN (2012)** L. BÜERMANN. **PTB Radiation qualities for calibration of secondary standards**. <http://www.ptb.de/en/org/6/62/625/pdf/strhlq.pdf>, 2012. Último acesso em 01/02/2012. Citado na pág. 40, 82
- BÜERMANN e BURNS (2009)** L. BÜERMANN e D.T. BURNS. Air-kerma cavity standards. *Metrologia*, 46(2):S24–S38. doi: 10.1088/0026-1394/46/2/S03. Citado na pág. xi, 2, 11, 36, 37
- BÜERMANN e HILGERS (2007)** L. BÜERMANN e G. HILGERS. Significant discrepancies in air kerma rates measured with free-air and cavity ionization chambers. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 580(1):477–480. doi: 10.1016/j.nima.2007.05.144. Citado na pág. 11
- BÜERMANN et al. (2003)** L. BÜERMANN, H.M. KRAMER e I. CSETE. Results supporting calculated wall correction factors for cavity chambers. *Physics in Medicine and Biology*, 48(21):3581–3594. doi: 10.1088/0031-9155/48/21/009. Citado na pág. 2, 10
- BURNS (2001)** D.T. BURNS. **Free-air chamber correction factors for electron loss, photon scatter, fluorescence and bremsstrahlung**. Relatório técnico, Bureau International des Poids et Mesures, Sévres. Citado na pág. 8
- CGPM (1960)** CGPM. CONFÉRENCE GÉNÉRALE DES POIDS ET MESURES **Resolution 1 of the 11th meeting of the CGPM. Comptes rendus des scéances de la 11me Conférence Générale des Poids et Mesures**. <http://www.bipm.org/en/CGPM/db/11/1/>, 1960. Paris: BIPM. Citado na pág. 8
- CHUNG e YOO (2007)** K.J. CHUNG e G.H. YOO. Investigation of the air kerma response of spherical ionization chambers for unfolded pulse height distributions of ^{60}Co and ^{137}Cs using the EGS4 Monte Carlo code. *Journal of Radiation Research*, 48(5):385–395. Citado na pág. 1, 10
- COT et al. (2004)** A. COT, J. SEMP AU, D. PARETO, S. BULLICH, J. PAVÍA, F. CALVI NO e D. ROS. Study of the point spread function (PSF) for ^{123}I SPECT imaging using Monte Carlo simulation. *Physics in Medicine and Biology*, 49 (14):3125–3136. doi: 10.1088/0031-9155/49/14/007. Citado na pág. 30
- COT et al. (2006)** A. COT, E. JANE e J. SEMP AU. Modeling of high-energy contamination in spect imaging using Monte Carlo simulation. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 53(1):198–203. doi: 10.1109/TNS.2006.870174. Citado na pág. 30

- ERAZO e LALLENA (2013)** F. ERAZO e A.M. LALLENA. Calculation of beam quality correction factors for various thimble ionization chambers using the Monte Carlo PENELOPE. *Physica Medica*, 29(2):163–170. doi: 10.1016/j.ejmp.2012.01.001. Citado na pág. 11
- EVANS (1955)** R.D. EVANS. *The Atomic Nucleus*. Tata McGraw-Hill, New Delhi, 1^a ed. Citado na pág. xi, 13
- FADDEGON et al. (2009)** B.A. FADDEGON, I. KAWRAKOW, Y. KUBYSHIN, J. PERL, J. SEMPANAU e L. URBAN. Accuracy of EGSnrc, Geant4 and PENELOPE Monte Carlo systems for simulation of electron scatter in external beam radiotherapy. *Physics in Medicine and Biology*, 54(20):6151–6163. doi: 10.1088/0031-9155/54/20/008. Citado na pág. 33
- GRIMBERGEN et al. (1998)** T.W.M. GRIMBERGEN, E. van DIJK e W. de VRIES. 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*, 43(11):3207–3224. doi: 10.1088/0031-9155/43/11/004. Citado na pág. 8
- HUBBELL (2006)** J.H. HUBBELL. Review and history of photon cross section calculations. *Physics in Medicine and Biology*, 51(13):R245–R262. doi: 10.1088/0031-9155/51/13/R15. Citado na pág. 48
- IAEA (2000)** IAEA. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Calibration of radiation protection monitoring instruments**. Relatório Técnico IAEA SRS 16, IAEA, Vienna. Citado na pág. 35
- IAEA (2004)** IAEA. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water**. Relatório Técnico IAEA TRS 398 (v.11b), IAEA, Vienna. Citado na pág. 2, 10, 20, 21, 35
- IAEA (2009)** IAEA. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Calibration of reference dosimeters for external beam radiotherapy**. Relatório Técnico IAEA TRS 469, IAEA, Vienna. Citado na pág. 35
- IAEA (2013)** IAEA. **The International Atomic Energy Agency / World Health Organization Network of Secondary Standards Dosimetry Laboratories (SSDL Network)**. <http://www-naweb.iaea.org/nahu/dmrp/ssdl.asp>, 2013. Último acesso em 31/08/2013. Citado na pág. 7
- IEC (2011)** IEC. INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical electrical equipment—dosemeters with ionization chambers as used in radiotherapy**. Relatório Técnico IEC 60731, IEC, Genève. Citado na pág. xii, xiii, 18, 19, 21, 49, 54, 55, 56, 58, 59, 69, 70, 71, 72, 73, 92, 93
- IEC (2005)** IEC. INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical diagnostic X-ray equipment – Radiation conditions for use in the determination of characteristics**. Relatório Técnico IEC 61267, IEC, Genève. Citado na pág. 44

- IEC (1997)** IEC. INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical electrical equipment-dosimeters with ionization chambers and/or semi-conductor detectors as used in x-ray diagnostic imaging.** Relatório Técnico IEC 61674, IEC, Genève. Citado na pág. 18, 19
- INMETRO (2012)** INMETRO. *INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, QUALIDADE e TECNOLOGIA: Vocabulário Internacional de Metrologia: Conceitos Fundamentais e Gerais e Termos Associados (VIM 2012).* INMETRO, 1ª luso-brasileira ed. Citado na pág. 34, 46, 47
- KAHN (1950)** H. KAHN. Random sampling (Monte Carlo) techniques in neutron attenuation problems: I. *Nucleonics*, 6(5):27. Citado na pág. 10
- KAWRAKOW (2000a)** I. KAWRAKOW. Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport. I. EGSnrc, the new EGS4 version. *Medical Physics*, 27(3):485–498. doi: 10.1118/1.598917. Citado na pág. 30, 32, 33
- KAWRAKOW (2000b)** I. KAWRAKOW. Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport. II. Application to ion chamber response simulations. *Medical Physics*, 27(3):499–513. doi: 10.1118/1.598918. Citado na pág. 30, 33
- KAWRAKOW e ROGERS (2000)** I. KAWRAKOW e D.W.O. ROGERS. **The EGSnrc Code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport.** Relatório Técnico PIRS-701, National Research Council of Canada, Ottawa, Canada. Citado na pág. 30, 32
- KAWRAKOW et al. (2003)** I. KAWRAKOW, E. MAINEGRA-HING e D.W.O. ROGERS. **EGSnrcMP: The multiplatform environment for EGSnrc.** Relatório Técnico PIRS-877, National Research Council of Canada, Ottawa, Canada. Citado na pág. 30, 32
- KAWRAKOW et al. (2011)** I. KAWRAKOW, E. MAINEGRA-HING, D.W.O. ROGERS, F. TESSIER e B.R.B. WALTERS. **The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport.** Relatório Técnico NRCC Report PIRS-701, National Research Council of Canada, Ottawa, Canada. Citado na pág. 2, 27, 81
- KRAMER et al. (2000)** G.H. KRAMER, P. CROWLEY e L.C. BURNS. Investigating the impossible: Monte Carlo simulation. *Radiation Protection Dosimetry*, 89(3–4):259–262. Citado na pág. 2, 29
- LAMPERTI e O'BRIEN (2001)** P.J. LAMPERTI e M. O'BRIEN. **NIST measurements services: calibration of x-rays and gamma-ray measuring instruments.** Relatório Técnico NIST Special Pub., National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg. Citado na pág. 35
- MAIA e CALDAS (2003)** A.F. MAIA e L.V.E. CALDAS. Performance of a pencil ionization chamber in various radiation beams. *Applied Radiation and Isotopes*, 55(5):595–601. doi: 10.1016/S0969-8043(03)00058-7. Citado na pág. xi, 19, 43

- McCAFFREY et al. (2004)** J.P. McCAFFREY, E. MAINEGRA-HING, I. KAWRAKOW, K.R. SHORTT e D.W.O. ROGERS. Evidence for using Monte Carlo calculated wall attenuation and scatter correction factors for three styles of graphite-walled ion chambers. *Physics in Medicine and Biology*, 49(12): 2491–2501. doi: 10.1088/0031-9155/49/12/002. Citado na pág. 2, 10
- McGREGOR (2011)** D. McGREGOR. Workshop on ionizing radiation detection class notes. Em *Workshop on Ionizing Radiation Detection*, 24 June – 26 June, Kansas City. Citado na pág. 16
- MORA et al. (1999)** G.M. MORA, A. MAIO e D.W.O. ROGERS. Monte Carlo simulation of a typical ^{60}Co therapy source. *Medical Physics*, 26(11):2494–2502. doi: 10.1118/1.598770. Citado na pág. xiii, 76, 79
- MUIR e ROGERS (2011)** R. MUIR e D.W.O. ROGERS. The central electrode correction factor for high-Z electrodes in small ionization chambers. *Medical Physics*, 38(2):1081–1088. doi: 10.1118/1.3532818. Citado na pág. 2, 81, 82
- MUÑOZ et al. (2005)** A. MUÑOZ, J.M. PÉREZ, G. GARCÍA e F. BLANCO. An approach to Monte Carlo simulation of low-energy electron and photon interactions in air. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A*, 536(1–2):176–188. doi: 10.1016/j.nima.2004.07.171. Citado na pág. 31
- NATH e SCHULZ (1981)** R. NATH e R.J. SCHULZ. Calculated response and wall correction factors for ionization chambers exposed to ^{60}Co gamma-rays. *Medical Physics*, 8(6):85–93. doi: 10.1118/1.595205. Citado na pág. 10, 53
- NIST (2013)** NIST. NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY, **ESTAR: Stopping Powers and Ranges for Electrons**. <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Star/Text/ESTAR.html>, 2013. Último acesso em 31/08/2013. Citado na pág. 40
- OECD (2013)** OECD. ORGANISATION FOR ECONOMIC CO-OPERATION AND DEVELOPMENT, **Nuclear Energy Agency**. <http://www.nea.fr>, 2013. Último acesso em 31/08/2013. Citado na pág. 30
- PANETTIERI et al. (2008)** V. PANETTIERI, J. SEMP AU e P. ANDREO. Chamber-quality factors in ^{60}Co for three plane-parallel chambers for the dosimetry of electrons, protons and heavier charged particles: PENELOPE Monte Carlo simulations. *Physics in Medicine and Biology*, 53(21):5917–5926. doi: 10.1088/0031-9155/53/21/002. Citado na pág. 78
- PERINI et al. (2012a)** A.P. PERINI, L.P. NEVES, V. VIVOLO, M. XAVIER, H.J. KHOURY e L.V.E. CALDAS. Characterization of a CT ionization chamber for radiation field mapping. *Applied Radiation and Isotopes*, 70(7):1300–1303. doi: 10.1016/j.apradiso.2011.11.051. Citado na pág. 50
- PERINI et al. (2012b)** A.P. PERINI, L.P. NEVES, M. XAVIER, H.J. KHOURY e L.V.E. CALDAS. Evaluation of linearity of response and angular dependence of an ionization chamber for dosimetry in computed tomography. *Radioproteção (S. João da Talha)*, 2(20):25–30. Citado na pág. 50

- PERINI et al. (2013)** A.P. PERINI, L.P. NEVES, J.M. FERNÁNDEZ-VAREA, L. BÜERMANN e L.V.E. CALDAS. Evaluation and simulation of a new ionization chamber design for use in computed tomography beams. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 60(2):768–773. doi: 10.1109/TNS.2012.2233752. Citado na pág. 48, 50, 82, 83
- PTW (2013)** PTW. PHYSIKALISCH-TECHNISCHE WERKSTÄTTEN, **Ionizing radiation detectors catalog**. http://www.ptw.de/fileadmin/data/download/catalogviewer/D16522900/blaetterkatalog/catalog_index.html?startpage=1, 2013. Último acesso em 09/08/2013. Citado na pág. xiv, 41
- ROGERS (2006)** D.W.O. ROGERS. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. *Physics in Medicine and Biology*, 51(13):R287–R301. doi: 10.1088/0031-9155/51/13/R17. Citado na pág. 2, 10, 29, 30, 32
- ROGERS e KAWRAKOW (2003)** D.W.O. ROGERS e I. KAWRAKOW. Monte Carlo calculated correction factors for primary standards of air kerma. *Medical Physics*, 30(4):521–532. doi: 10.1118/1.1563663. Citado na pág. 36, 91
- ROGERS et al. (2000)** D.W.O. ROGERS, I. KAWRAKOW, J.P. SEUNTJENS e B.R.B. WALTERS. **NRC User Codes for EGSnrc**. Relatório Técnico PIRS-702, National Research Council of Canada, Ottawa, Canada. Citado na pág. 26
- ROGERS et al. (2011)** D.W.O. ROGERS, I. KAWRAKOW, J.P. SEUNTJENS, B.R.B. WALTERS e E. MAINEGRA-HING. **NRC User Codes for EGSnrc**. Relatório Técnico PIRS-702 (revC), National Research Council of Canada, Ottawa, Canada. Citado na pág. xiv, 33
- SALVAT et al. (2003)** F. SALVAT, J.M. FERNÁNDEZ-VAREA e J. SEMP AU. **PENELOPE – A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport**. Relatório técnico, OECD Nuclear Energy Agency, Issy-les-Moulineaux, France. Citado na pág. 31
- SALVAT et al. (2008)** F. SALVAT, J.M. FERNÁNDEZ-VAREA e J. SEMP AU. Proceedings of the PENELOPE-2008 Workshop. Em *PENELOPE-2008: A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport*, Spain. 30 June–3 July. Citado na pág. xiv, 2, 30, 31, 32, 33, 77, 84
- SATO et al. (2006)** Y. SATO, A. YUNOKI, Y. HINO e T. YAMADA. Response calculation for standard ionization chambers in the APMP using EGS4 Monte Carlo code. *Applied Radiation and Isotopes*, 64(10–11):1211–1214. doi: 10.1016/j.apradiso.2006.02.023. Citado na pág. 2, 10
- SELTZER (1991)** S.M. SELTZER. Electron-photon Monte Carlo calculations: the ETRAN code. *International Journal of Radiation Applications and Instrumentation. Part A. Applied Radiation and Isotopes*, 42(10): 917–941. doi: 10.1016/0883-2889(91)90050-B. Citado na pág. 33
- SELTZER e BERGSTROM (2003)** S.M. SELTZER e P.M. BERGSTROM. Changes in the U.S. primary standards for the air kerma from gamma-ray beams.

- Journal of Research of National Institute of Standards and Technology*, 108(5):359–381. Citado na pág. xiii, 76, 79
- SEMPAU e ANDREO (2006)** J. SEMPAU e P. ANDREO. Configuration of the electron transport algorithm of PENELOPE to simulate ion chambers. *Physics in Medicine and Biology*, 51(14):3533–3548. doi: 10.1088/0031-9155/51/14/017. Citado na pág. 10
- SEMPAU et al. (2003)** J. SEMPAU, J.M. FERNÁNDEZ-VAREA, E. ACOSTA e F. SALVAT. Experimental benchmarks of the Monte Carlo code PENELOPE. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B*, 207(2):107–123. doi: 10.1016/S0168-583X(03)00453-1. Citado na pág. 31
- SEUNTJENS e DUANE (2009)** J. SEUNTJENS e S. DUANE. Photon absorbed dose standards. *Metrologia*, 46(2):S39–S58. doi: 10.1088/0026-1394/46/2/S04. Citado na pág. 9
- SEUNTJENS et al. (2002)** J.P. SEUNTJENS, I. KAWRAKOW, J. BORG, F. HOBEILA e D.W.O. ROGERS. Calculated and measured air-kerma response of ionization chambers in low and medium energy photon beams. Em J.P. SEUNTJENS e P. MOBIT, editors, *Recent developments in accurate radiation dosimetry: proceedings of an International Workshop*, páginas 69–84. Medical Physics Publishing, Madison, WI. Citado na pág. 33
- TAUHATA et al. (2003)** L. TAUHATA, I.P. SALATI e A.R. DI PRINZIO. *Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos*. Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) - CNEN. Citado na pág. 14
- TEDGREN et al. (2010)** Å.C. TEDGREN, S. LUELMO e J.E. GRINDBORG. Characterization of a ^{60}Co unit at a secondary standard dosimetry laboratory: Monte Carlo simulations compared to measurements and results from the literature. *Medical Physics*, 37(6):2777–2786. doi: 10.1118/1.3392198. Citado na pág. xiii, 76, 79, 86
- WANG et al. (2005)** B. WANG, G. XU e C.-H. KIM. Monte Carlo study of MOSFET dosimeter characteristics: dose dependence on photon energy, direction and dosimeter composition. *Radiation Protection Dosimetry*, 113(1):40–46. doi: 10.1093/rpd/nch426. Citado na pág. 29
- WULFF et al. (2008)** J. WULFF, J.T. HEVERHAGEN e K. ZINK. Monte-Carlo-based perturbation and beam quality correction factors for thimble ionization chambers in high-energy photon beams. *Physics in Medicine and Biology*, 53(11):2823–2836. doi: 10.1088/0031-9155/53/11/005. Citado na pág. 10, 11, 24
- YIA et al. (2006)** C.-Y. YIA, S.-H. HAH e M.S. YEOM. Monte Carlo calculation of the ionization chamber response to ^{60}Co beam using PENELOPE. *Medical Physics*, 33(5):1213–1221. doi: 10.1118/1.2188822. Citado na pág. 30, 78
- YORIAZ (2009)** H. YORIAZ. Método de Monte Carlo: Princípios e aplicações em física médica. *Revista Brasileira de Física Médica*, 31(1):141–149. doi: http://www.abfm.org.br/rbfm/publicado/rbfm_v3n1_141-9.pdf. Citado na pág. 30, 32