



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**PADRONIZAÇÃO DE FEIXES E METODOLOGIA
DOSIMÉTRICA EM TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA**

ANA FIGUEIREDO MAIA

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

Orientadora:
Dra. Linda V.E. Caldas

**São Paulo
2005**

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

PADRONIZAÇÃO DE FEIXES E METODOLOGIA
DOSIMÉTRICA EM TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA

ANA FIGUEIREDO MAIA



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

Orientadora:
Dr^a Linda V. E. Caldas

SÃO PAULO

2005

539.1.074.22
M217p

Aos meus pais, ao meu irmão e a Fred,
com carinho.

AGRADECIMENTOS

À Dra. Linda V. E. Caldas, pela orientação dedicada, pelo apoio constante e pela amizade.

À Dra. Maria da Penha Potiens, pelas importantes sugestões durante todo o desenvolvimento do projeto e pela amizade.

Ao Dr. Paulo Roberto Costa, pelas valiosas contribuições dadas no Exame de Qualificação e no Seminário de Área, e por ter emprestado os simuladores dosimétricos.

Aos Srs. Vitor Vivolo, Marcos Xavier, Claudinei Cescon, Gelson dos Santos e Flávio Betti, pelo apoio técnico na parte experimental.

Ao Sr. Orlando Rodrigues Jr., pelo suporte computacional.

Às secretárias Adriana Lima e Filomena Beraldo, pela colaboração nos assuntos administrativos.

A todos os funcionários da Oficina Mecânica do IPEN, em especial ao Sr. José Carlos Sabino, responsável pela seção de usinagem, e ao Sr. Idacir Mantovani, responsável pela seção de montagem e caldeiraria, por estarem sempre prontos a ajudar nos projetos mecânicos necessários ao desenvolvimento desta tese.

A todos da Divisão de Ensino e da Comissão de Pós-Graduação do IPEN, por todo o auxílio.

Aos funcionários do Laboratório Nacional de Metrologia da Radiações Ionizantes (LNMRI), IRD, por terem me recebido muito bem, e, sobretudo, ao Dr. José Guilherme Peixoto, por permitir a realização de uma parte do projeto no seu laboratório.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), pela infra-estrutura e por possibilitar o desenvolvimento deste projeto.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), pelo suporte financeiro.

A todos os amigos do IPEN, pelo incentivo e pelos momentos de descontração, em especial à Felícia Rocha, ao Oscar Alvarez e à Luciana Afonso, pelo companheirismo e pela convivência extremamente agradável na nossa sala, e à Ana Carolina Bessa, pelas indagações sempre estimulantes.

À Mércia Oliveira, minha “irmã”, pela amizade sincera e profunda.

Aos meus pais e ao meu irmão, pelo apoio incondicional e por compreenderem a minha distância.

Ao meu namorado, Frederico Brito, pelo carinho, pela paciência e por estar sempre por perto.

PADRONIZAÇÃO DE FEIXES E METODOLOGIA DOSIMÉTRICA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Ana Figueiredo Maia

RESUMO

Para dosimetria em feixes de tomografia computadorizada (CT), são utilizadas câmaras de ionização especiais, denominadas câmaras de ionização tipo lápis. Neste trabalho foi feito um estudo amplo sobre as câmaras de ionização tipo lápis, visando contribuir para a acurácia da dosimetria dos feixes de CT. A comunidade científica internacional tem discutido recentemente a necessidade de implantação de um procedimento de calibração específico para as câmaras de ionização utilizadas em CT, uma vez que estas câmaras têm características particulares que as diferenciam das demais câmaras de ionização utilizadas em feixes de radiodiagnóstico convencional. Neste trabalho foi estabelecido um procedimento de calibração adequado para as câmaras de ionização tipo lápis no Laboratório de Calibração de Instrumentos, do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, seguindo as recomendações internacionais mais recentes. Duas metodologias de calibração foram testadas e avaliadas por meio de estudos comparativos. Além disso, foi desenvolvida uma câmara de ionização de placas paralelas com seção transversal semelhante a grande parte das câmaras de ionização tipo lápis. As características operacionais desta câmara foram determinadas e concluiu-se que ela apresenta desempenho adequado como sistema de referência em feixes padrões de CT. Dois outros estudos foram conduzidos durante a execução deste trabalho, ambos envolvendo as câmaras de ionização utilizadas em CT. No primeiro caso, a resposta desta câmara foi estudada para radiações ionizantes de diversos tipos e energias; os resultados mostraram que estas câmaras de ionização também apresentam comportamento adequado em diversas outras qualidades de radiodiagnóstico convencional, de mamografia e de radioterapia. No segundo caso, foi desenvolvido um sistema tandem para avaliação da variação dos valores de camada semi-redutora nos tomógrafos utilizando a própria câmara de ionização tipo lápis. Devido ao movimento rotatório do tubo de raios X, a determinação dos valores das camadas semi-redutoras nos tomógrafos não é uma tarefa simples e, por isso, não faz normalmente parte dos programas de controle de qualidade.

BEAM STANDARDIZATION AND DOSIMETRIC METHODOLOGY IN COMPUTED TOMOGRAPHY

Ana Figueiredo Maia

ABSTRACT

Special ionization chambers, named pencil ionization chambers, are used in dosimetric procedures in computed tomography beams (CT). In this work, an extensive study about pencil ionization chambers was performed, as a contribution to the accuracy of the dosimetric procedures in CT beams. The international scientific community has recently been discussing the need of the establishment of a specific calibration procedure for CT ionization chambers, once these chambers present special characteristics that differentiate them from other ionization chambers used in diagnostic radiology beams. In this work, an adequate calibration procedure for pencil ionization chambers was established at the Calibration Laboratory, of the Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, in accordance with the most recent international recommendations. Two calibration methodologies were tested and analyzed by comparative studies. Moreover, a new extended length parallel plate ionization chamber, with a transversal section very similar to pencil ionization chambers, was developed. The operational characteristics of this chamber were determined and the results obtained showed that its behaviour is adequate as a reference system in CT standard beams. Two other studies were performed during this work, both using CT ionization chambers. The first study was about the performance of a pencil ionization chamber in standard radiation beams of several types and energies, and the results showed that this chamber presents satisfactory behaviour in other radiation qualities as of diagnostic radiology, mammography and radiotherapy. In the second study, a tandem system for verification of half-value layer variations in CT equipment, using a pencil ionization chamber, was developed. Because of the X rays tube rotation, the determination of half-value layers in computed tomography equipment is not an easy task, and it is usually not performed within quality control programs.

SUMÁRIO

1	Introdução	27
1.1	Objetivos	29
2	Fundamentos Teóricos	31
2.1	Fundamentos da Tomografia Computadorizada	31
2.1.1	Um Breve Histórico	32
2.1.2	Grandezas Dosimétricas Específicas de Tomografia Computadorizada	39
2.1.2.1	Tendências Futuras de Harmonização	43
2.2	Câmaras de Ionização	45
2.2.1	Teoria da Cavidade	45
2.2.2	Características Gerais	47
2.2.3	Câmara de Ionização Específica para Tomografia Computadorizada	50
2.2.4	Calibração de Instrumentos	52
2.2.4.1	Definição de Qualidade do Feixe	53
3	Revisão da Literatura	55
4	Materiais e Métodos	59
4.1	Equipamentos e Sistemas de Radiação	59
4.2	Testes de Caracterização e de Controle de Qualidade	66
4.3	Determinação de Coeficientes de Calibração e das Incertezas Expandidas	67
5	Estabelecimento de Campos Padrões	71

5.1	Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI), IRD	71
5.2	Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI), IPEN	80
5.2.1	Alinhamento do Tubo de Radiação X	81
5.2.2	Determinação das Camadas Semi-Redutoras	87
6	Metodologias para Calibração das Câmaras de Ionização tipo Lápis	99
6.1	Metodologia 1 - Irradiação Completa da Câmara	99
6.2	Metodologia 2 - Irradiação Parcial da Câmara	103
6.2.1	Homogeneidade da Resposta ao Longo do Comprimento Sensível da Câmara	108
6.3	Comparação das Metodologias	109
6.4	Aplicação das Metodologias	109
6.5	Relação entre os Campos Padrões e as Medidas nos Simuladores Dosi- métricos	111
6.5.1	Determinação de Camadas Semi-Redutoras utilizando Filtros de Acrílico	112
6.5.2	Determinação das Correntes de Ionização dentro dos Simuladores Dosimétricos e nos Campos Padrões	113
7	Desenvolvimento de uma Câmara de Ionização de Placas Paralelas	117
7.1	Saturação, Eficiência de Coleta de Íons e Efeito da Polaridade	119
7.2	Estabilidade a Curto e Longo Prazos	120
7.3	Corrente de Fuga	120
7.4	Linearidade da Resposta	121
7.5	Dependência Angular	122
7.6	Dependência Energética	123

8	Estudo das Características de uma Câmara de Ionização tipo Lápis	127
8.1	Saturação, Eficiência de Coleta de Íons e Efeito da Polaridade	128
8.2	Estabilidade a Curto e Longo Prazos	129
8.3	Corrente de Fuga	131
8.4	Linearidade da Resposta	131
8.5	Dependência Angular	133
8.6	Dependência Energética	136
9	Sistema Tandem para Avaliação das Camadas Semi-Redutoras em Feixes de Tomografia Computadorizada	143
9.1	Sistema Tandem com Capas Absorvedoras	143
9.2	Sistema Tandem com Simuladores Dosimétricos	153
10	Conclusões	159
	Referências Bibliográficas	161
	Apêndice A – Procedimento Dosimétrico do Feixe no Equipamento de Radiação X, nível Diagnóstico, do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN	169
A.1	Objetivo	169
A.2	Campo de Aplicação	169
A.3	Procedimento	169
A.3.1	Condições e Recursos Necessários	169
A.3.2	Cuidados Especiais	170
A.3.3	Descrição das Atividades	170
A.3.4	Informações Adicionais: Descrição dos Cálculos para Obtenção da Taxa de de Kerma no Ar. por Unidade Monitora	172

Apêndice B - Procedimento de Calibração das Câmaras de Ionização Tipo Lápis com Radiação X no Laboratório de Calibração de Instru- mentos do IPEN	175
B.1 Objetivo	175
B.2 Campo de Aplicação	175
B.3 Procedimento	175
B.3.1 Condições e Recursos Necessários	175
B.3.2 Cuidados Especiais	176
B.3.3 Descrição das Atividades	176
B.3.4 Informações Adicionais: Descrição dos Cálculos para obtenção dos Coeficientes de Calibração	178
Apêndice C - Lista de Publicações em Periódicos Decorrentes desta Tese	181
C.1 Publicações em Periódicos Internacionais	181
C.2 Publicações em Periódicos Nacionais	181

LISTA DE FIGURAS

2.1	Esquema de funcionamento dos tomógrafos das quatro primeiras gerações: (A) primeira geração; (B) segunda geração; (C) terceira geração; (D) quarta geração.	33
2.2	Ilustração da definição de fator de passo na CT helicoidal.	36
2.3	Ilustração das duas configurações de detectores utilizadas em tomógrafos de dezesseis cortes simultâneos: (A) com detectores de tamanhos semelhantes, possibilitando espessuras de corte variando entre 0,625 mm e 10 mm, ⁽¹⁹⁾ utilizada por exemplo no equipamento <i>LightSpeed</i> da marca <i>GE</i> ; (B) com detectores de tamanhos diferentes, possibilitando espessuras de corte variando entre 0,5 mm e 10 mm, ⁽²¹⁾ utilizada por exemplo no equipamento <i>SOMATOM Volume Zoom</i> da <i>Siemens</i>	38
2.4	Esquema gráfico de um câmara de ar livre.	48
2.5	Esquema gráfico de um câmara de ionização tipo lápis (adaptado de Suzuki e Susuki ⁽⁴⁴⁾).	51
5.1	Arranjo experimental utilizado para determinação da homogeneidade do campo de radiação na direção vertical, a 100 cm do foco, no equipamento E5, utilizando 70 kV de tensão nominal, 10 mA de corrente e filtração adicional de 2,5 mmAl.	73
5.2	Arranjo experimental utilizado para determinação da homogeneidade do campo de radiação na direção horizontal, a 100 cm do foco, no equipamento E5, utilizando 70 kV de tensão nominal, 10 mA de corrente e filtração adicional de 2,5 mmAl.	73
5.3	Homogeneidade do campo de radiação na direção vertical, a 100 cm do foco, no equipamento E5, utilizando 70 kV de tensão nominal, 10 mA de corrente e filtração adicional de 2,5 mmAl.	74

5.4	Homogeneidade do campo de radiação na direção horizontal, a 100 cm do foco, no equipamento E5, utilizando 70 kV de tensão nominal, 10 mA de corrente e filtração adicional de 2.5 mmAl.	74
5.5	Homogeneidade do campo de radiação na direção vertical, a 150 cm do foco, no equipamento E5, utilizando 70 kV de tensão nominal, 10 mA de corrente e filtração adicional de 2.5 mmAl.	75
5.6	Homogeneidade do campo de radiação na direção horizontal, a 150 cm do foco, no equipamento E5, utilizando 70 kV de tensão nominal, 10 mA de corrente e filtração adicional de 2,5 mmAl.	75
5.7	Arranjo experimental utilizado para determinação das CSR no equipamento E5.	76
5.8	Curva para conversão da CSR, em mmAl, para energia efetiva. Foi feito um ajuste polinomial de sexta ordem. ^(49, 50)	77
5.9	Sistema de colimação do equipamento E4 do LCI.	80
5.10	Sistema de lasers que permite o posicionamento preciso dos detectores no equipamento E4.	81
5.11	Homogeneidade vertical do campo de radiação para quatro colimadores diferentes, no equipamento E4.	82
5.12	Homogeneidade horizontal do campo de radiação, mostrando forte influência do efeito anódico, para dois colimadores diferentes, no equipamento E4.	82
5.13	Homogeneidade horizontal do campo de radiação em duas condições: sem angulação do tubo e com uma rotação de 11,5°, no equipamento E4.	83
5.14	Diferença no arranjo experimental com o tubo reto(A) e rotacionado em 11,5°(B), no equipamento E4.	84
5.15	Arranjo experimental utilizado para determinação da homogeneidade do campo de radiação na direção vertical, a 100 cm do foco, no equipamento E4, utilizando 70 kV de tensão nominal, 10 mA de corrente e filtração adicional de 2.5 mmAl. No detalhe apresenta-se a escala posicionadora utilizada.	85

5.16	Arranjo experimental utilizado para determinação da homogeneidade do campo de radiação na direção horizontal, a 100 cm do foco, no equipamento E4, utilizando 70 kV de tensão nominal, 10 mA de corrente e filtração adicional de 2,5 mmAl. No detalhe apresenta-se a escala posicionadora utilizada.	85
5.17	Homogeneidade do campo de radiação na direção vertical, a 100 cm do foco, no equipamento E4, utilizando 70 kV de tensão nominal, 10 mA de corrente e filtração adicional de 2,5 mmAl, para diferentes diâmetros de colimadores.	86
5.18	Homogeneidade do campo de radiação na direção horizontal, a 100 cm do foco, no equipamento E4, utilizando 70 kV de tensão nominal, 10 mA de corrente e filtração adicional de 2,5 mmAl, para diferentes diâmetros de colimadores.	86
5.19	Arranjo experimental utilizado para determinação das CSR no equipamento E4.	88
5.20	Posicionamento da filtração adicional (A) e dos filtros absorvedores (B) durante o teste de CSR no equipamento E4.	88
5.21	Curvas de atenuação obtidas para as qualidades RQR2, RQR3, RQR4, RQA2, RQA3 e RQA4 implantadas no equipamento E4.	91
5.22	Curvas de atenuação obtidas para as qualidades RQR5, RQR6, RQR7, RQA5, RQA6 e RQA7 implantadas no equipamento E4.	92
5.23	Curvas de atenuação obtidas para as qualidades RQR8, RQR9, RQR10, RQA8, RQA9 e RQA10 implantadas no equipamento E4.	93
5.24	Comparação entre os valores de CSR obtidas no LCI, IPEN, no LNMRI, IRD, no PTB (2003 e 2004) e os valores listados na norma IEC 61267 ⁽⁴⁶⁾ para as qualidades de radiodiagnóstico, feixes diretos.	94
5.25	Comparação entre os valores de CSR obtidas no LCI, IPEN, no LNMRI, IRD, no PTB (2003 e 2004) e os valores listados na norma IEC 61267 ⁽⁴⁶⁾ para as qualidades de radiodiagnóstico, feixes atenuados.	94

5.26	Fatores de correção do sistema padrão C1, pertencente ao LCI, IPEN, em função das CSR dos feixes diretos do laboratório padrão primário PTB, na Alemanha, onde este sistema foi calibrado. A curva de ajuste é uma função polinomial de segunda ordem.	96
5.27	Fatores de correção do sistema padrão C1, pertencente ao LCI, IPEN, em função das CSR dos feixes atenuados do laboratório padrão primário PTB, na Alemanha, onde este sistema foi calibrado. A curva de ajuste é uma função polinomial de segunda ordem.	96
5.28	Fatores de correção do sistema padrão C7, pertencente ao LCI, IPEN, em função das CSR dos feixes diretos do laboratório nacional LNMRI, IRD, onde este sistema foi calibrado. A curva de ajuste é uma função polinomial de quinta ordem.	97
5.29	Fatores de correção do sistema padrão C8, pertencente ao LCI, IPEN, em função da CSR dos feixes atenuados do laboratório nacional LNMRI, IRD, onde este sistema foi calibrado. A curva de ajuste é uma função polinomial de quinta ordem.	97
6.1	Dependência energética da câmara C9 nos campos padrões de radio-diagnóstico, feixes diretos, estabelecidos no equipamento E4, com irradiação completa do volume sensível da câmara de ionização.	102
6.2	Dependência energética da câmara C9 nos campos padrões de radio-diagnóstico, feixes atenuados, estabelecidos no equipamento E4, com irradiação completa do volume sensível da câmara de ionização.	102
6.3	Colimador retangular, tipo diafragma, que foi utilizado para irradiação parcial da câmara C9.	104
6.4	Leituras obtidas com a câmara C9 no campo padrão RQR9 (feixe direto), estabelecido no equipamento E4, para campos de radiação com diferentes aberturas verticais e com 1,5 cm de abertura horizontal.	105
6.5	Leituras obtidas com a câmara C9 no campo padrão RQA9 (feixe atenuado), estabelecido no equipamento E4, para campos de radiação com diferentes aberturas verticais e com 1,5 cm de abertura horizontal.	105

6.6	Homogeneidade da resposta ao longo do comprimento sensível da câmara C9. As medidas foram feitas no campo padrão RQR9, estabelecido no equipamento E4, utilizando um campo com uma abertura horizontal de 1,5 cm e uma abertura vertical de 1 cm.	108
6.7	Dois filtros de acrílico, com diâmetro de 7,6 cm e espessura de 8 cm, utilizados para simulação de feixes de radiação mais próximos aos feixes atenuados pelos simuladores dosimétricos.	113
6.8	Simuladores dosimétricos de acrílico: o menor é o simulador de cabeça e tem diâmetro de 16 cm; o maior é o simulador de abdômen e tem diâmetro de 32 cm. Os simuladores pertencem ao Serviço Técnico de Aplicações Médico-Hospitalares. IEE/USP.	114
7.1	Esquema da câmara de ionização de placas paralelas desenvolvida neste trabalho no IPEN. O eletrodo e o anel de guarda são de grafite, o isolante é de Teflon, a parede é de acrílico e a janela é de poliéster aluminizado.	118
7.2	Fotos da câmara de ionização de placas paralelas desenvolvida neste trabalho no IPEN: (A) Câmara ainda sem a janela de entrada; (B) Câmara com a janela de entrada; (C) Câmara com um suporte especial e a fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$, para os testes de estabilidade.	118
7.3	Curva de saturação da nova câmara de ionização, exposta a uma taxa de kerma no ar de 121,8 mGy/min, em um feixe padrão de radiodiagnóstico (RQR9), no equipamento E4.	119
7.4	Teste de estabilidade a longo prazo realizado com a câmara de ionização desenvolvida neste trabalho entre os meses de junho e novembro de 2004.	120
7.5	Teste de linearidade da resposta da nova câmara de ionização em um feixe padrão de radiodiagnóstico (RQR9), no equipamento E4. Os valores foram normalizados em relação à medida obtida com uma corrente nominal de 1 mA.	121
7.6	Teste de dependência angular realizado com a nova câmara de ionização, em um feixe padrão de radiodiagnóstico (RQR9), no equipamento E4. Os valores foram normalizados em relação à medida obtida a 0°	122
7.7	Dependência energética da nova câmara de ionização para as qualidades de radiodiagnóstico, feixes diretos, no equipamento E4.	124

7.8	Dependência energética da nova câmara de ionização para as qualidades de radiodiagnóstico, feixes atenuados, no equipamento E4.	124
7.9	Dependência energética da nova câmara de ionização para as qualidades de mamografia, feixes de entrada, no equipamento E2.	126
7.10	Dependência energética da nova câmara de ionização para as qualidades de mamografia, feixes de saída, no equipamento E2.	126
8.1	Curva de saturação da câmara de ionização C9 sem o pré-amplificador, utilizando uma taxa de kerma no ar de 121,8 mGy/min, em um feixe padrão de radiodiagnóstico (RQR9), no equipamento E4.	128
8.2	Arranjo de Lucite confeccionado para realização do teste de reprodutibilidade.	129
8.3	Teste de reprodutibilidade realizado com a câmara de ionização C9 antes da remoção do pré-amplificador, nos meses de setembro a dezembro de 2002.	130
8.4	Teste de reprodutibilidade realizado com a câmara de ionização C9 após a remoção do pré-amplificador, nos meses de maio de 2003 a julho de 2004.	130
8.5	Teste de linearidade da resposta realizado com a câmara de ionização C9, antes da remoção do pré-amplificador, em um feixe padrão de radioterapia (100 kV: 4,027 mmAl de CSR), no equipamento E3. Os valores foram normalizados em relação à medida obtida com uma corrente nominal de 1 mA.	132
8.6	Teste de linearidade da resposta realizado com a câmara de ionização C9, após a remoção do pré-amplificador, em um feixe padrão de radiodiagnóstico (RQR9), no equipamento E4. Os valores foram normalizados em relação à medida obtida com uma corrente nominal de 1 mA.	132
8.7	Teste de dependência angular realizado com a câmara de ionização C9, com o pré-amplificador, em um feixe padrão de radioterapia (100 kV: 4,027 mmAl de CSR: 5 mA), no equipamento E3. Os valores foram normalizados em relação à medida obtida a 0°.	133

8.8	Teste de dependência angular realizado com a câmara de ionização C9, sem o pré-amplificador, em um feixe padrão de radiodiagnóstico (RQR9), no equipamento E4. Os valores foram normalizados em relação à medida obtida a 0°	134
8.9	Ilustração de como foi feito o deslocamento angular do eixo central da câmara de ionização tipo lápis.	134
8.10	Teste de dependência angular realizado com a câmara de ionização C9, sem o pré-amplificador, conforme mostrado na FIG. 8.9, em um feixe padrão de radiodiagnóstico (RQR9), no equipamento E4. Os valores foram normalizados em relação à medida obtida a 0°	135
8.11	Dependência energética da câmara de ionização C9 para as qualidades de radiodiagnóstico convencional, feixes diretos, do equipamento E1, antes e após a remoção do pré-amplificador.	137
8.12	Dependência energética da câmara de ionização C9 para as qualidades de radiodiagnóstico convencional, feixes atenuados, do equipamento E1, antes e após a remoção do pré-amplificador.	138
8.13	Dependência energética da câmara de ionização C9 para as qualidades de mamografia, feixes de entrada, no equipamento E2, antes e após a remoção do pré-amplificador.	140
8.14	Dependência energética da câmara de ionização C9 para as qualidades de mamografia, feixes de saída, no equipamento E2, antes e após a remoção do pré-amplificador.	140
8.15	Dependência energética da câmara de ionização C9, com o pré-amplificador, para as qualidades de radioterapia, no equipamento E3.	141
9.1	Capas absorvedoras confeccionadas para o estudo de um sistema de verificação das CSR em tomógrafos.	145
9.2	Curvas tandem obtidas da razão entre as respostas da câmara C9 com diferentes capas absorvedoras pelas respostas da câmara C9 livre no ar: (A) as curvas tandem obtidas com as capas pouco absorvedoras; (B) curvas tandem obtidas com as capas muito absorvedoras. As medidas foram feitas nas qualidades de radiodiagnóstico (de 90kV a 150kV), feixes diretos, no equipamento E4.	146

9.3	Curva tandem obtida da razão entre as respostas da câmara C9 com a capa de 5,0 mmAl pelas respostas da câmara C9 com a capa de 15 mm de acrílico. As medidas foram feitas nas qualidades de radiodiagnóstico (de 90kV a 150kV), feixes diretos, no equipamento E4.	147
9.4	Dez curvas tandem obtidas da razão entre as respostas da câmara C9 com a capa de 5,0 mmAl pelas respostas da câmara C9 com a capa de 15 mm de acrílico. Em preto, a curva obtida a partir dos valores médios das razões entre as leituras para cada qualidade. As medidas foram feitas nas qualidades de radiodiagnóstico (de 90kV a 150kV), feixes diretos, no equipamento E4.	148
9.5	Curva tandem obtida da razão entre as respostas da câmara C9 com a capa de 5,0 mmAl pelas respostas da câmara C9 com a capa de 15 mm de acrílico. As medidas foram feitas nos feixes de radiação X descritos da TAB. 9.1.	150
9.6	Curvas tandem obtidas da razão entre as respostas da câmara C9 com as capas absorvedoras descritas na legenda pelas respostas da câmara livre no ar. As medidas foram feitas nos feixes de radiação X descritos da TAB. 9.1.	150
9.7	Curvas tandem obtidas da razão entre as respostas da câmara C9 com diversas capas absorvedoras pelas respostas da câmara livre no ar. As medidas foram feitas nas qualidades de mamografia (de 20 kV a 35 kV), feixes diretos, no equipamento E2.	151
9.8	Curva tandem obtida da razão entre as respostas da câmara C9 com a capa de 1,0 mmAl pelas respostas da câmara C9 com a capa de 5 mm de acrílico. As medidas foram feitas nas qualidades de mamografia (de 20 kV a 35 kV), feixes diretos, no equipamento E2.	152
9.9	Simuladores dosimétricos de acrílico durante os testes no campo padrão RQR9, no equipamento E4: (A) simulador de cabeça com diâmetro de 16 cm; (B) simulador de abdômen com diâmetro de 32 cm.	153
9.10	Curvas tandem obtidas da razão entre as respostas da câmara C9 dentro de cada um dos simuladores dosimétricos pelas respostas da câmara C9 livre no ar. As medidas foram feitas nas qualidades de radiodiagnóstico (de 90kV a 150kV), feixes diretos, no equipamento E4.	154

9.11	Curva tandem obtida da razão entre as respostas da câmara C9 dentro do simulador de abdômen pelas respostas da câmara C9 dentro do simulador de cabeça. As medidas foram feitas nas qualidades de radiodiagnóstico (de 90kV a 150kV), feixes diretos, no equipamento E4.	154
9.12	Dez curvas tandem obtidas da razão entre as respostas da câmara C9 dentro do simulador de abdômen pelas respostas da câmara C9 dentro do simulador de cabeça. Em preto, a curva obtida a partir dos valores médios das razões entre as leituras para cada qualidade. As medidas foram feitas nas qualidades de radiodiagnóstico (de 90kV a 150kV), feixes diretos, no equipamento E4.	155
9.13	Curvas tandem obtidas da razão entre as respostas da câmara C9 dentro do simulador de abdômen pelas respostas da câmara C9 dentro do simulador de cabeça. As medidas foram feitas no feixes de radiação X descritos da TAB. 9.1.	156
9.14	Curvas tandem obtidas da razão entre as respostas da câmara C9 dentro de cada um dos simuladores dosimétricos pelas respostas da câmara C9 livre no ar. As medidas foram feitas no feixes de radiação X descritos da TAB. 9.1.	156

LISTA DE TABELAS

2.1	Fatores de conversão entre as grandezas $CTDI_{100}$ e $CTDI_{FDA}^{(17,28)}$. . .	42
2.2	Feixes de referência, descritos na norma IEC 61267, ⁽⁴⁶⁾ para a calibração das câmaras de ionização específicas para CT.	51
4.1	Qualidades de radiodiagnóstico convencional implantadas no equipamento de radiação X diagnóstico <i>Medicor Mövek Röntgengyara</i> . ⁽⁷⁾ . . .	60
4.2	Qualidades de mamografia implantadas no equipamento de radiação X de energias baixas <i>Rigaku Denki</i> . ⁽⁸⁾	61
4.3	Qualidades de radioterapia implantadas no equipamento de radiação X <i>Pantak</i> , modelo HF320. ⁽⁹⁾	62
5.1	Qualidades de radiodiagnóstico segundo a norma IEC 61267. ⁽⁴⁶⁾	72
5.2	Características dos feixes de radiação X estabelecidos no LNMRI, no equipamento E5.	78
5.3	Coeficientes de calibração obtidos para os novos sistemas padrões do LCI nas qualidades de radiodiagnóstico convencional estabelecidos no equipamento E5: câmara C2 para os feixes diretos (RQR) e câmara C3 para os feixes atenuados (RQA). As incertezas expandidas associadas aos coeficientes de calibração foram de 0,85% para os feixes diretos e de 0,82% para os feixes atenuados.	79
5.4	Tamanho e homogeneidade do campo útil de radiação para quatro colimadores distintos, a 100 cm do foco, no equipamento E4, utilizando 70 kV de tensão nominal, 10 mA de corrente e filtração adicional de 2,5 mmAl.	87
5.5	Características dos feixes de radiação X estabelecidos no LCI, no equipamento E4.	90

5.6	Correções nos coeficientes de calibração dos sistemas padrões do IPEN devido às diferenças de CSR entre os feixes do laboratório primário. PTB, e do laboratório nacional. LNMRI, em comparação com os feixes implantados no LCI, IPEN.	98
6.1	Coeficientes de calibração obtidos para a câmara C9 nos campos padrões de radiodiagnóstico estabelecidos no equipamento E4, com irradiação completa do volume sensível da câmara de ionização.	100
6.2	Estimativa da incerteza expandida associada aos coeficientes de calibração obtidos para a câmara C9 nos campos padrões de radiodiagnóstico estabelecidos no equipamento E4, com irradiação completa do volume sensível da câmara de ionização.	101
6.3	Coeficientes de calibração obtidos para a câmara C9 nos campos padrões RQR9 e RQA9, estabelecidos no equipamento E4, para dois campos com aberturas verticais distintas: 5 cm, que equivale a 50% do volume sensível da câmara C9, e 10 cm, que equivale à irradiação total da câmara C9.	106
6.4	Estimativa da incerteza expandida associada aos coeficientes de calibração obtidos para a câmara C9 nos campos padrões de radiodiagnóstico estabelecidos no equipamento E4, com irradiação de 50% do volume sensível da câmara de ionização, com utilização do sistema de colimação adicional.	107
6.5	Coeficientes de calibração obtidos para 4 câmaras de ionização tipo lápis (C9, C15, C16 e C17) nos campos padrões de radiodiagnóstico estabelecidos no equipamento E4. Estão apresentadas também as diferenças percentuais entre os coeficientes de calibração obtidos em cada uma das metodologias, para todas as câmaras, em cada um dos feixes.	110
6.6	Características dos feixes não padrões estabelecidos no equipamento E4, utilizando filtração adicional de acrílico.	113
6.7	Medidas obtidas com a câmara C9 livre no ar nos campos padrões RQR9 e RQA9, e dentro dos dois simuladores dosimétricos de acrílico no campo padrão RQR9. As medidas foram feitas no equipamento E4.	114

7.1	Coeficientes de calibração obtidos para a câmara desenvolvida nas qualidades de radiodiagnóstico convencional estabelecidos no equipamento E4. As incertezas expandidas associadas aos coeficientes de calibração foram de 1,15%.	123
7.2	Coeficientes de calibração para a nova câmara de ionização nas qualidades de mamografia, equipamento E2. As incertezas expandidas associadas aos coeficientes de calibração foram de 3,30% para os feixes diretos e 3,45% para os feixes atenuados.	125
8.1	Coeficientes de calibração da câmara de ionização C9 para qualidades de radiodiagnóstico convencional, equipamento E1.	136
8.2	Coeficientes de calibração para a câmara de ionização C9 para as qualidades de mamografia, equipamento E2.	139
8.3	Coeficientes de calibração para a câmara de ionização C9 nas qualidades de radioterapia, no equipamento E3.	141
8.4	Incetezas associadas aos coeficientes de calibração para cada tipo de feixe utilizado.	142
9.1	Características dos diversos feixes (padrões e não padrões) estabelecidos no equipamento E4, com filtração adicional de 2,5 mmAl, para permitir a obtenção de uma curva tandem mais detalhada.	149

LISTA DE ABREVIATURAS

BIPM - *Bureau International des Poids et Mèures*
CDRH - *Center for Devices and Radiological Health*
CSR - *Camada Semi-Redutora*
CT - *Tomografia Computadorizada*
CTDI - *Computed Tomography Dose Index*
DPL - *Dose product length*
FDA - *Food and Drug Administration*
IAEA - *International Atomic Energy Agency*
ICRU - *International Commission on Radiation Units and Measurements*
IEC - *International Electrotechnical Commission*
IPEN - *Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares*
IRD - *Instituto de Radioproteção e Dosimetria*
LCI - *Laboratório de Calibração de Instrumentos*
LNMRI - *Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes*
MSAD - *Multi Slice Average Dose*
NIST - *National Institute of Standards and Technology*
PTB - *Physikalisch-Technische Bundesanstalt*
PTW - *Physikalisch-Technische Werkstätten*
RQA - *Nomenclatura adotada para os feixes atenuados na norma IEC 61267, 1994.*
RQR - *Nomenclatura adotada para os feixes diretos na norma IEC 61267, 1994.*
TL - *Termoluminescência, Termoluminescente*

1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento da tomografia computadorizada (CT)¹ promoveu um grande avanço no radiodiagnóstico médico. Com a tomografia computadorizada passou a ser possível estudar regiões do corpo dificilmente visualizadas pelos métodos convencionais de radiologia; muitos exames desconfortáveis e até de alto risco puderam ser substituídos por exames de CT.

Embora o potencial diagnóstico da tomografia computadorizada seja indiscutível, muitos cuidados devem ser tomados, pois se trata do uso de radiação ionizante e as doses são, quase sempre, mais altas do que as doses nos procedimentos de radiologia convencional.⁽²⁾ Levantamentos vêm mostrando um enorme crescimento do número de tomógrafos em uso, principalmente nos países desenvolvidos. No Reino Unido, estudos mostraram que embora os procedimentos de CT representem apenas 7% do número total de procedimentos médicos que utilizam radiação X, eles são os responsáveis por cerca de 47% da dose coletiva total.⁽³⁾

Garantir o funcionamento adequado e preciso dos equipamentos que utilizam radiação ionizante é fundamental para se reduzir a dose à qual a população é submetida. Para tanto, é importante que os equipamentos utilizados para dosimetria dos feixes sejam confiáveis. E isto só é conseguido com a calibração periódica desses equipamentos.

A implantação de um procedimento específico para calibração das câmaras de ionização tipo lápis é uma prática muito recente, e poucos laboratórios no mundo oferecem este serviço. Um exemplo disto é que só em 2005, quatro anos após o início desta tese, a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), tendo em vista o aumento crescente do uso da técnica da tomografia computadorizada no diagnóstico médico, recomendou que o seu laboratório de calibração se capacitasse para fornecer o serviço de calibração de câmaras de ionização tipo lápis até o biênio 2006-2007.⁽⁴⁾

¹O termo tomografia computadorizada será abreviado para CT, e não TC, pois esta é a sigla mais utilizada no Brasil e é o termo adotado na Portaria 453, do Ministério da Saúde. ¹¹

O Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI), do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), tem sempre buscado atualizar os serviços de calibração oferecidos, levando em consideração as necessidades dos seus usuários e as mais recentes recomendações internacionais, e se manter informado sobre novos procedimentos e tendências futuras. Este trabalho foi proposto, portanto, visando implantar no LCI um serviço novo, ainda raro nos laboratórios de calibração do mundo inteiro e inexistente no Brasil (nenhum dos laboratórios de calibração autorizados pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) oferece o serviço de calibração de câmaras de ionização específicas para CT). Vale salientar, entretanto, que a demanda por este serviço de calibração já existe no Brasil, e deve aumentar futuramente, uma vez que o número de tomógrafos e de procedimentos de CT vêm crescendo rapidamente no país.

No LCI, IPEN, já existem diversas qualidades de radiação implantadas, nas quais são calibrados muitos outros tipos de dosímetros. Muitas das qualidades de radiação implantadas foram frutos de trabalhos desenvolvidos anteriormente por outros alunos do grupo de pesquisa. Jacomino,⁽⁵⁾ por exemplo, implantou em um equipamento de radiação X de energias baixas as qualidades próprias para calibração de instrumentos utilizados em radioterapia. Neste mesmo equipamento de radiação X estão implantadas qualidades de radiação próprias de radioproteção,⁽⁶⁾ de radiodiagnóstico⁽⁷⁾ e de mamografia.⁽⁸⁾ Potiens⁽⁷⁾ também implantou qualidades de radiodiagnóstico em outro equipamento de radiação X, da marca *Medicor Mövek Röntgenyara*, que opera num intervalo de tensão maior. Existe também um equipamento de radiação X que abrange energias intermediárias, da marca Pantak, onde estão implantadas qualidades de radioterapia.⁽⁹⁾ Além dos equipamentos de radiação X, existem irradiadores emissores gama (^{60}Co e ^{137}Cs) e fontes de radiação beta. Portanto, a implantação das qualidades de radiação X específicas para CT vem complementar os serviços oferecidos pelo laboratório, que já é uma referência nacional em calibração de instrumentos utilizados para medições de radiações ionizantes.

Como o sistema padrão de referência para feixes de CT do LCI é uma câmara de ionização cujas dimensões diferem muito das dimensões das câmaras tipo lápis, o objetivo deste trabalho incluiu o desenvolvimento de uma câmara de ionização especial, com características semelhantes às câmaras de CT, mas de placas paralelas.

Neste trabalho foram realizados também dois estudos com as câmaras de ionização tipo lápis. O primeiro estudo foi motivado pela escassez de informações sobre este tipo de câmara de ionização na literatura e foi possível mostrar que existe a possibilidade de

uma utilização um pouco mais ampla dela, principalmente em clínicas onde a única câmara de ionização existente seja deste tipo. O segundo estudo visou o desenvolvimento de um sistema que possibilitasse confirmar os valores de camada semi-redutora (CSR) nos tomógrafos e que pudesse ser utilizado de forma rotineira, simples e rápida. Neste caso, a motivação principal foi a dificuldade de determinação das CSR nos tomógrafos. Muito embora a determinação da CSR não seja parte integrante dos programas de controle de qualidade em CT, visto que as CSR nos tomógrafos são normalmente bem superiores aos limites adotados nas normas regulatórias da maioria dos países, o acompanhamento rotineiro da CSR pode ser muito útil, servindo de alerta para possíveis desvios no funcionamento do equipamento.^(10,11)

1.1 **Objetivos**

O objetivo principal do trabalho é contribuir para a acurácia da dosimetria dos feixes de CT, por meio da implementação de uma metodologia para calibração de câmaras de ionização específicas para CT, no Laboratório de Calibração de Instrumentos, e do desenvolvimento de um sistema de referência mais adequado.

Além disso, outros dois objetivos foram associados a este objetivo principal: um estudo sobre a resposta de uma câmara de ionização tipo lápis em testes típicos de controle de qualidade, inclusive um estudo amplo de dependência energética em campos padrões de radiação X e gama de energias variadas, e um estudo para desenvolvimento de um sistema tandem a ser utilizado em tomógrafos.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Fundamentos da Tomografia Computadorizada

A invenção da tomografia computadorizada foi sem dúvida um grande marco para a medicina no século XX, tanto que seus inventores, Godfrey Hounsfield e Alan Cormack, foram agraciados com o Prêmio Nobel em Medicina. O princípio básico da tomografia computadorizada é baseado na possibilidade de se reproduzir um objeto bi- ou tri-dimensional a partir de múltiplas projeções deste objeto. A imagem tomográfica é formada a partir de um conjunto de projeções de uma região do corpo. As projeções são obtidas por meio de diversas irradiações da região, em ângulos diferentes, por um feixe colimado, e a radiação transmitida é medida por um conjunto de detectores. As medidas do detector são processadas por um computador que faz a reconstrução da imagem.

A imagem mostrada na tela do computador é uma representação bi-dimensional de um corte tomográfico, que é na realidade tri-dimensional. A imagem é composta por muitas células, onde a cada uma delas é associado um número que está relacionado ao coeficiente de atenuação do elemento de volume por ele representado. Cada célula da imagem recebe o nome de *pixel* (*picture element*) e o número associado a ela é denominado número de CT, e é normalmente expresso em unidades de Hounsfield (HU). Um *pixel* é a representação gráfica de um elemento de volume do tecido, denominado *voxel* (*volume element*). O *voxel* pode ser determinado por meio da multiplicação do *pixel* pela espessura do corte tomográfico.⁽¹²⁾

Por meio de um algoritmo matemático calcula-se, a partir das medidas dos detectores, o coeficiente de atenuação de cada *pixel*. Depois de calcular cada um desses coeficientes, esses valores são convertidos ao número de CT, por meio da Equação 2.1:

$$NCT = k \times \frac{\mu_0 - \mu_a}{\mu_a} \quad (2.1)$$

onde μ_0 é o coeficiente de atenuação do *pixel*, μ_a é o coeficiente de atenuação da água e k é uma constante que determina a escala na qual será expresso o número de CT. No caso da escala em unidades de Hounsfield, o valor de k é 1000. Pela Equação 2.1, conclui-se que o número de CT da água é zero e o do ar, considerando que o ar não causa atenuação, é $-k$. O número de CT $+k$ equivale a um osso denso. Normalmente os equipamentos de CT trabalham com números de CT entre -1000 e +1000.⁽¹²⁾

A partir da determinação do número de CT a imagem é formada por meio de uma larga escala de níveis de cinza. Um problema surge quando se compara o intervalo do número de CT (5000) e o intervalo de níveis de cinza (256 tons). Não sendo possível atribuir a cada número de CT um tom de cinza, o procedimento mais utilizado é o de determinar uma janela onde os tons de cinza são distribuídos. A região do corpo a ser avaliada determina em que número de CT a janela deve ser posicionada.

Em comparação com a imagem da radiologia convencional, a imagem de CT é bem mais rica em informações, principalmente em áreas onde a diferença de densidade entre os tecidos é pequena, ou seja, a imagem de CT apresenta uma resolução de baixo contraste melhor do que as imagens geradas pelas técnicas convencionais.⁽¹³⁾ Esta melhoria significativa na resolução de baixo contraste ocorre porque a imagem é feita em fatias, eliminando a superposição de objeto, e porque o feixe nos tomógrafos é duplamente colimado. O primeiro colimador utilizado é igual ao da radiologia convencional. Ele é posicionado na saída do tubo de raios X e define o tamanho do feixe, portanto a largura do corte, e influencia o valor da dose à qual o paciente será exposto. O segundo colimador é o pré-detector (ou pós-paciente), e tem como função principal reduzir a radiação espalhada que chega ao detector. Este segundo colimador não interfere na dose no paciente.⁽¹⁴⁾

2.1.1 Um Breve Histórico

O desenvolvimento dos tomógrafos deu-se em estágios, denominados geralmente de gerações. A FIG. 2.1 mostra o esquema gráfico das quatro primeiras gerações.

O tomógrafo criado por Hounsfield na empresa britânica EMI, Ltd., para demonstração da possibilidade de se obter imagens axiais do corpo humano, faz parte da Primeira Geração de tomógrafos.^(12,15) Esse tomógrafo funcionava de maneira muito simples. Um tubo de raios X, emitindo um feixe extremamente colimado, e um par de

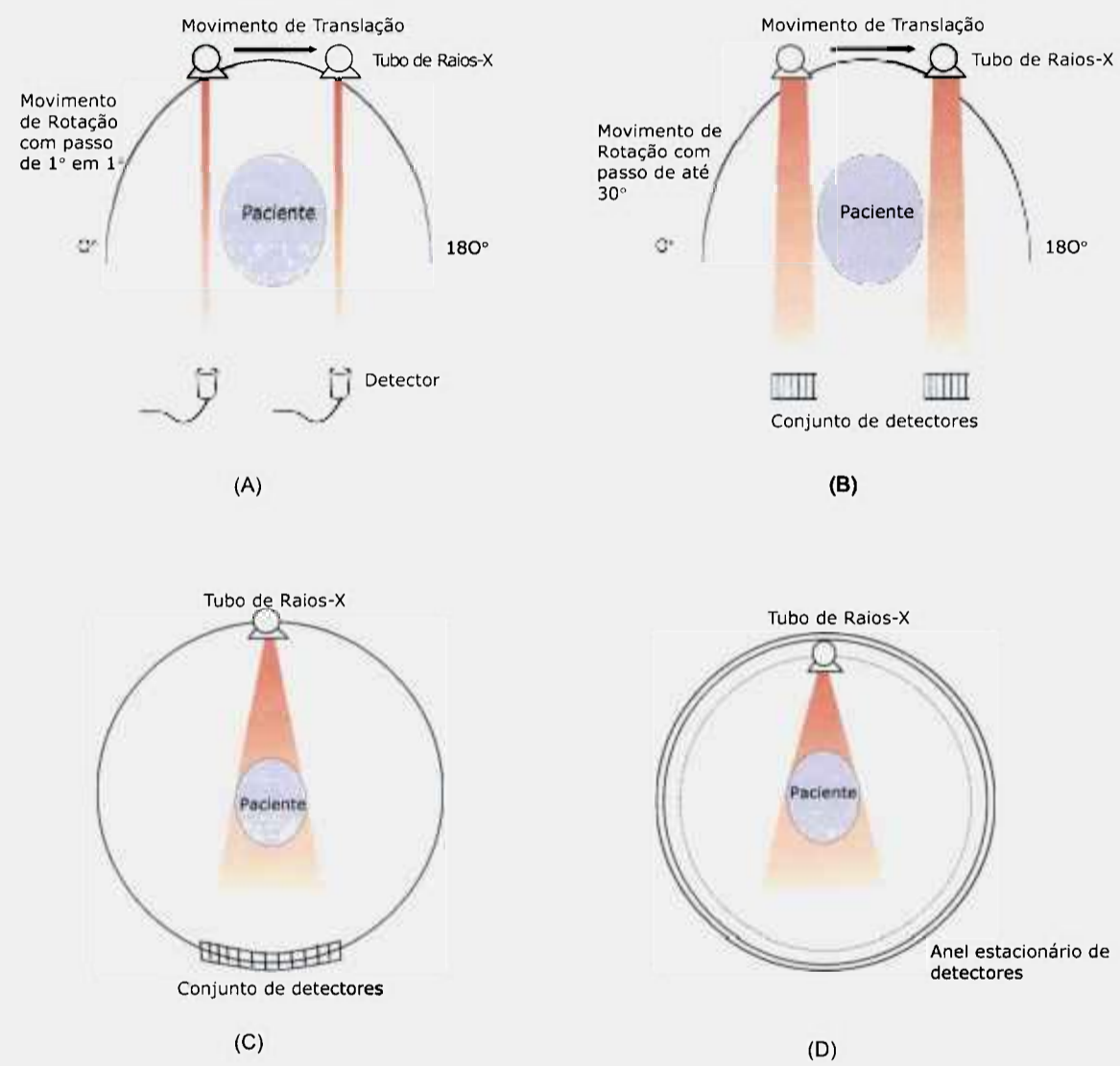


FIGURA 2.1 - Esquema de funcionamento dos tomógrafos das quatro primeiras gerações: (A) primeira geração; (B) segunda geração; (C) terceira geração; (D) quarta geração.

detectores, um para cada corte tomográfico, foram acoplados em um *gantry* de forma a se moverem em sincronia. O *gantry* fazia dois tipos de movimentos: um linear e outro circular, como mostra a FIG. 2.1(A). O movimento de translação era repetido 180 vezes e entre sucessivas translações o sistema todo dava uma pequena rotação de 1° completando um semi-círculo de 180° . O número de medições realizadas para se obter um corte tomográfico neste tomógrafo era de 28.800, sendo 160 medições em cada movimento linear e 180 o número de movimentos lineares realizados. Como só eram realizadas medições durante o movimento de translação, nenhuma radiação era emitida durante o movimento de rotação. O tempo total de varredura para se completar um par de cortes tomográficos era de 4,5 a 5 minutos e o tempo total estimado de exame era de 25 minutos, pois o paciente necessitava normalmente de pelo menos 10 cortes tomográficos.

Os tomógrafos da Segunda Geração também intercalavam movimentos de translação e rotação. Porém, o único detector por corte tomográfico foi substituído por um conjunto de muitos detectores que, neste caso, eram irradiados por um feixe largo ao invés de um feixe colimado tipo lápis, como mostra a FIG. 2.1(B). A principal vantagem deste tomógrafo era a velocidade. Com um maior número de detectores, menos movimentos lineares eram necessários e os movimentos rotacionais podiam ser mais largos. Dependendo do número de detectores, que variavam de 5 a 30, era possível fazer rotações de até 30° , diminuindo o tempo total de varredura para obtenção de um corte tomográfico para algo entre 10 e 90 segundos. Uma desvantagem que surgiu a partir desta geração de tomógrafos foi o aumento da influência da radiação espalhada na imagem, gerada pelo aumento da largura do feixe e do número de detectores.

A Terceira Geração de tomógrafos teve por objetivo diminuir ainda mais o tempo de varredura. O grande avanço desta geração foi a fabricação de tomógrafos que só necessitavam realizar movimentos de rotação. Isto reduziu o tempo de varredura para 1 segundo. O arranjo do tubo de raios X e dos detectores foi tal que o sistema rotacionava concentricamente ao redor do paciente. Para tanto, foi necessário utilizar um arranjo curvilíneo de vários detectores e um feixe largo, como mostra a FIG. 2.1(C). Nesta geração de tomógrafos normalmente eram utilizados feixes pulsados, onde cada pulso equivalia a uma projeção. Tanto o número de detectores como a largura do feixe aumentaram substancialmente em relação aos tomógrafos de Segunda Geração. Além do aumento da velocidade de varredura, outra grande vantagem desta geração de tomógrafos é que o arranjo curvilíneo garante a constância na distância fonte-detector facilitando a reconstrução da imagem e permitindo uma colimação pós-paciente (ou

pré-detector) que ajuda a reduzir o efeito da radiação espalhada. A principal desvantagem desta geração de tomógrafos é o aparecimento ocasional de artefatos de anel. Estes artefatos aparecem por diversas razões, como por exemplo o mal-funcionamento de algum dos detectores, e podem ser minimizados por meio de correções aplicadas no *software* de reconstrução da imagem.

Na Quarta Geração de tomógrafos o arranjo de detectores passou a ficar imóvel. Apenas o tubo de raios X rotaciona, como mostra a FIG. 2.1(D). Para tanto é necessário um arranjo com mais de 2000 detectores. Nesta geração de tomógrafos, o tubo de raios X mais utilizado é de feixe contínuo. As principais desvantagens desta geração de equipamentos foram o aumento da dose no paciente e o aumento do custo, uma vez que o número de detectores cresceu muito.⁽¹⁵⁾

Os tomógrafos das duas gerações iniciais não são mais utilizados comercialmente nos dias de hoje. Os tomógrafos desenvolvidos posteriormente, contudo, são encontrados frequentemente em clínicas e hospitais e a denominação Terceira Geração ou Quarta Geração não significa que uma geração é superior à outra. Neste caso, a denominação só tem carácter temporal.

O aprimoramento nas técnicas de CT é constante. Estudos têm buscado sempre melhoramentos nas imagens obtidas e a redução da dose no paciente. Em 1989 foi introduzida a técnica de tomografia computadorizada helicoidal.^(15,16) Na CT helicoidal, também chamada de espiral ou volumétrica, à medida que o tubo de raios X rotaciona, o paciente é deslocado através do *gantry* devido ao movimento contínuo da mesa. Nesta técnica, os dados são adquiridos continuamente e é possível reconstruir qualquer imagem ao longo do eixo de translação por meio de um algoritmo de interpolação. A principal vantagem da CT helicoidal é a possibilidade de se obter a imagem de uma região grande do corpo em apenas um intervalo de respiração, diminuindo os artefatos gerados na imagem em consequência de movimentos do paciente. Na CT helicoidal também existe uma redução no tempo de varredura em relação à obtenção de cortes múltiplos na CT convencional.

Com a introdução da CT helicoidal surgiu a definição de passo (*pitch*), denominado também de fator de passo.⁽¹⁷⁾ O fator de passo é dado matematicamente pela Equação 2.2:

$$p = \frac{d}{h} \quad (2.2)$$

onde d é a distância percorrida pela mesa em uma rotação do tubo de raios X de 360° e h é a espessura do corte. A FIG. 2.2 ilustra a definição de fator de passo. O inverso do fator de passo é usualmente denominado fator de empacotamento.

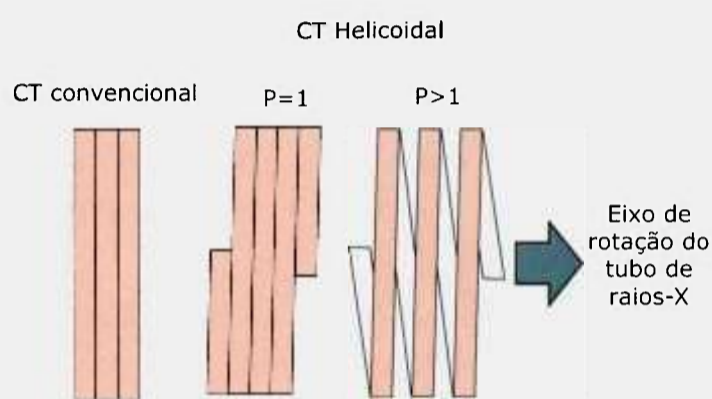


FIGURA 2.2 - Ilustração da definição de fator de passo na CT helicoidal: $p=1$ quando o deslocamento da mesa durante uma rotação de 360° é igual à espessura do corte e $p>1$ quando o deslocamento da mesa durante uma rotação de 360° é maior do que espessura do corte.

Mais recentemente surgiram outras configurações de tomógrafos que permitem a obtenção de imagens em até 50 ms. O interesse no desenvolvimento de tomógrafos extremamente rápidos surgiu com a necessidade de obtenção de imagens funcionais do corpo humano, como as imagens do coração. São exemplos desta nova geração de tomógrafos os tomógrafos de cortes múltiplos (*Multi-Slice CT System*) e os tomógrafos de feixes de elétrons (*Electron Beam CT*).

No tomógrafo de cortes múltiplos, como o próprio nome sugere, vários cortes tomográficos são realizados simultaneamente. Até então, os tomógrafos estavam limitados a uma velocidade de 1 segundo por rotação e a um fator de passo no máximo igual a 2. Assim, para a obtenção de imagens de uma região de 30 cm do corpo era necessário no mínimo 30 segundos.⁽¹⁸⁾ Uma solução para aumentar a velocidade de obtenção de imagens foi a obtenção de vários cortes simultaneamente. Os tomógrafos mais modernos podem fazer a aquisição de 2, 4, 8, 16, 32 e até 64 cortes simultaneamente. Para viabi-

lizar os tomógrafos de cortes múltiplos, são utilizadas várias fileiras de detectores, cujas configurações variam dependendo do fabricante. A FIG. 2.3 mostra dois esquemas de detectores adotados em tomógrafos de 16 cortes simultâneos: (A) com detectores de mesmo tamanho (como por exemplo no equipamento *LightSpeed* da marca *GE*); (B) com detectores de tamanhos diferentes (como por exemplo no equipamento *SOMATOM Volume Zoom* da marca *Siemens*). Independente da configuração de detectores adotada, os tomógrafos de cortes múltiplos permitem aquisição de espessuras de corte diferentes, como mostrado na FIG. 2.3.⁽¹⁸⁻²¹⁾

Com a introdução do tomografia de cortes múltiplos, alguns parâmetros mudam um pouco de significado. A espessura do corte, que até então era definida pela colimação do feixe de radiação X, passa a ser definida apenas na colimação pré-detector.⁽²²⁾ Esta consideração deve ser levada em conta também na definição do fator de passo, dada pela Equação 2.2. Com a nova configuração de cortes simultâneos, o valor do fator de passo, como dado pela Equação 2.2, pode variar até números bem maiores. Por exemplo, num equipamento que realiza até 4 cortes simultâneos, o valor do fator de passo pode ser de até $p=8$.^(18,21) Por isso, muitos pesquisadores^(19,22,23) vêm sugerindo uma adaptação na definição do fator de passo, dada pela Equação 2.3.

$$p = \frac{d}{N \cdot h} \quad (2.3)$$

onde d é a distância percorrida pela mesa em uma rotação de 360° , h é a espessura do corte e N é o número de cortes obtidos simultaneamente.

Um outro tipo de tomógrafo de alta velocidade é o tomógrafo de feixes de elétrons. Este tipo de tomógrafo é composto basicamente por um canhão de elétrons, bobinas focalizadoras e deflectoras, alvos de tungstênio na forma de anel e conjuntos de detectores também na forma de anel. O feixe de elétrons emitido do canhão é acelerado e focalizado para colidir com um dos alvos de tungstênio, produzindo radiação X. Assim, todo movimento do tubo de raios X e dos detectores é eliminado. Tanto os alvos de tungstênio quanto os conjuntos de detectores cobrem um arco de 210° . Uma versão comercial deste equipamento desenvolvida pela *Imatron, Inc.* possui dois anéis de detectores e quatro anéis de alvos de tungstênio, permitindo a obtenção de oito cortes tomográficos sem a necessidade de movimentar o paciente.^(12,15,24,25)

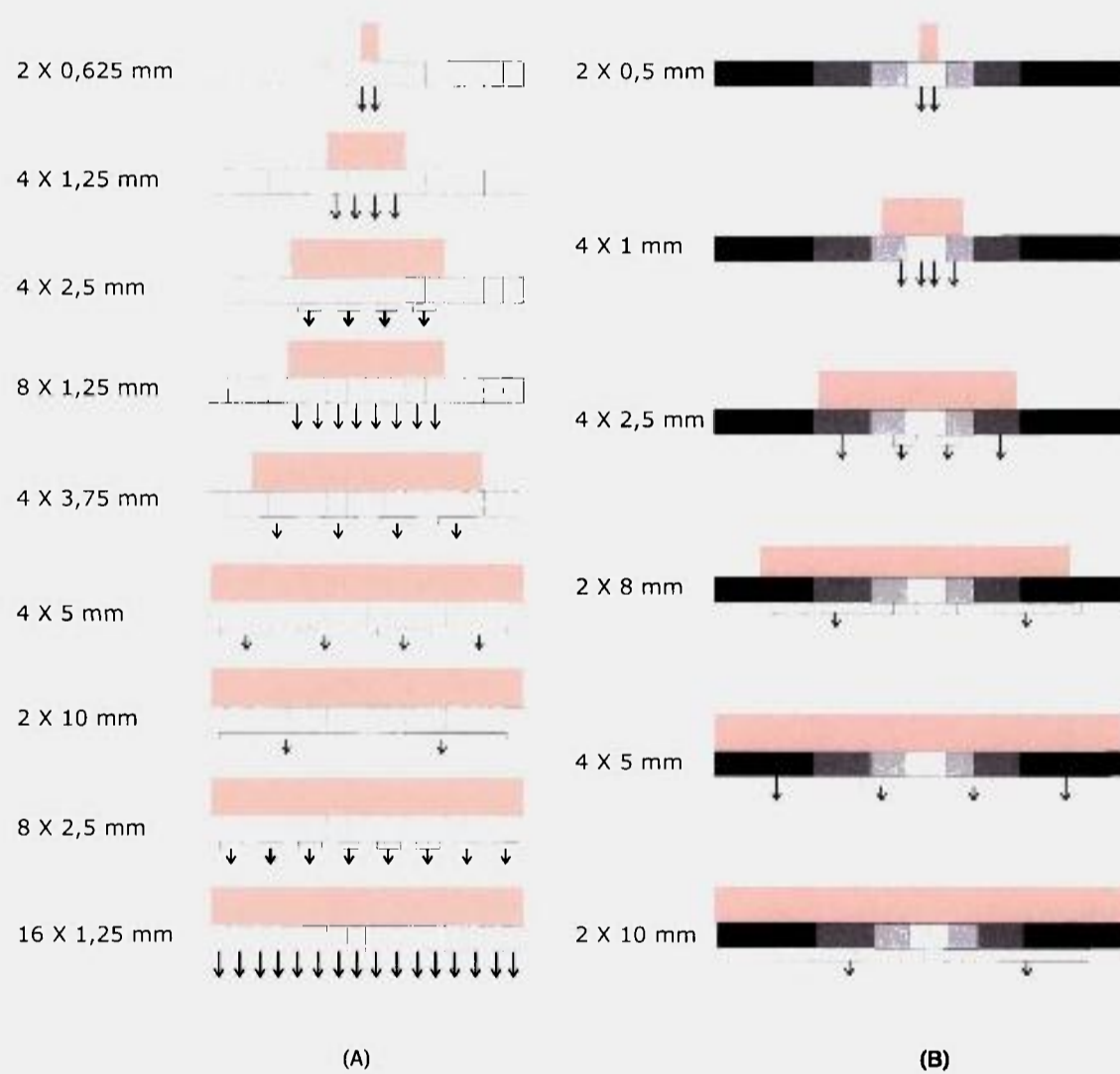


FIGURA 2.3 - Ilustração das duas configurações de detectores utilizadas em tomógrafos de 16 cortes simultâneos: (A) com detectores de tamanhos semelhantes, possibilitando espessuras de corte variando entre 0,625 mm e 10 mm,⁽¹⁹⁾ utilizada por exemplo no equipamento *LightSpeed* da marca *GE*; (B) com detectores de tamanhos diferentes, possibilitando espessuras de corte variando entre 0,5 mm e 10 mm,⁽²¹⁾ utilizada por exemplo no equipamento *SOMATOM Volume Zoom* da *Siemens*.

2.1.2 Grandezas Dosimétricas Específicas de Tomografia Computadorizada

A distribuição da dose na tomografia computadorizada é completamente diferente do caso da radiologia convencional, pois a rotação do tubo gera uma dose mais uniforme por todo o corte tomográfico. Desde o princípio notou-se que as grandezas dosimétricas e os procedimentos de medição adotados na radiologia convencional não eram apropriados para a técnica de CT. Novas grandezas foram então sendo estudadas e ainda hoje não existe uma padronização a este respeito.

A câmara de ionização tipo lápis foi desenvolvida na tentativa de se determinar a exposição associada ao exame de CT. Devido à uniformidade de resposta dessas câmaras de ionização a radiações incidentes em todos os ângulos ao redor do seu eixo, tornou-se possível fazer medições da exposição de cortes tomográficos completos.

Como na prática clínica os procedimentos de CT são compostos de uma série de cortes, a grandeza dosimétrica utilizada em CT deve fornecer informação sobre a dose resultante de cortes múltiplos. O *MSAD* (*Multi Slice Average Dose*) é a grandeza dosimétrica que representa a dose média no corte central, relativa a uma série de cortes tomográficos e sua definição é dada pela Equação 2.4.⁽²⁶⁾

$$MSAD = \frac{1}{d} \int_{-\frac{d}{2}}^{+\frac{d}{2}} D_{N,d}(z) dz \quad (2.4)$$

onde d é o incremento da mesa e $D_{N,d}(z)$ é a dose decorrente de N cortes em função da posição.

No seu artigo, Jucius e Kambic⁽²⁷⁾ demonstraram numericamente e experimentalmente que a exposição média no corte central de uma série de cortes é equivalente à medida da exposição multiplicada pelo espessura de um único corte ($C.kg^{-1}.cm$)- leitura dada pela câmara de ionização tipo lápis - dividida pelo incremento da mesa. Com este resultado mostrou-se que era possível determinar o *MSAD* realizando apenas um corte. A grandeza dosimétrica medida neste caso foi denominada Índice de Dose em Tomografia Computadorizada (*CTDI. Computed Tomography Dose Index*), e a simplicidade de sua medição a transformou na grandeza dosimétrica mais difundida em CT.⁽²⁷⁾

A definição matemática do *CTDI* está descrita na Equação 2.5.⁽²⁶⁻²⁹⁾ A grandeza dosimétrica *CTDI* refere-se a medidas dentro de um simulador de paciente, feito em acrílico, com a contribuição da radiação espalhada, ou no ar (*CTDI_{ar}*).

$$CTDI = \frac{1}{h} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (2.5)$$

onde $D(z)$ é o valor da dose absorvida no simulador na posição z e h é a espessura nominal do corte tomográfico.

Quando o equipamento realiza vários cortes simultaneamente, o *CTDI* é dado pela Equação 2.6:

$$CTDI = \frac{1}{N \cdot h} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (2.6)$$

onde N é o número de cortes realizados simultaneamente.

A equivalência entre o *CTDI* e o *MSAD* deduzida por Jucius e Kambic⁽²⁷⁾ só é válida para quando o incremento da mesa e a espessura do corte tomográficos são iguais. Nos demais casos vale a Equação 2.7:

$$MSAD = \frac{1}{p} CTDI \quad (2.7)$$

onde p é o fator de passo, definido na Equação 2.2.

Shope e colaboradores⁽²⁶⁾ mostraram que, para N pequeno, o valor do *CTDI* superestima o *MSAD*. O valor de *MSAD* cresce com o aumento do N e tende à saturação. O valor de N para o qual o *MSAD* atinge a saturação depende do tipo de equipamento e da posição da medição, porém normalmente a saturação é atingida para valores de N maiores que 10 ou 12 cortes. Portanto, a Equação 2.7 só é válida quando o valor do *MSAD* atinge a saturação.

É possível encontrar variações nas definições dos limites de integração do *CTDI*. Por exemplo, para o *Food and Drug Administration* (FDA) o intervalo de integração do *CTDI* deve ser entre $-7h$ e $+7h$, onde h é a espessura do corte, como mostra a Equação 2.8.⁽³⁰⁾

$$CTDI_{FDA} = \frac{1}{h} \int_{-7h}^{+7h} D(z) dz \quad (2.8)$$

O intervalo de integração proposto pelo FDA dificulta um pouco as medições com a câmara de ionização tipo lápis, pois ela tem o comprimento de medida fixo. Por exemplo, para uma câmara de 10 cm, o valor do $CTDI_{FDA}$ só coincide com o valor medido para espessura do corte igual a 7 mm. Knox e Gagne⁽³¹⁾ estudaram formas alternativas de se obter o $CTDI_{FDA}$. A forma convencional consiste em se utilizar arranjos com dosímetros termoluminescentes. Mas é possível determinar o $CTDI_{FDA}$ utilizando a câmara de ionização tipo lápis e uma ferramenta adicional, que pode ser uma capa que limite o comprimento de exposição da câmara a 14 vezes a espessura do corte ou pode ser um fator de conversão. Esse fator de conversão permite determinar o $CTDI_{FDA}$ a partir da medida feita com a câmara de ionização tipo lápis, porém seu valor depende da espessura do corte.

Embora o $CTDI_{FDA}$ não seja uma grandeza fácil de ser medida, todos os fabricantes de equipamentos de CT nos EUA são obrigados a fornecer informação sobre o perfil de dose do equipamento baseados nesta grandeza.⁽³⁰⁾ Em consequência, o $CTDI_{FDA}$ tornou-se uma grandeza amplamente adotada nos trabalhos científicos também. Porém, publicações recentes apontam uma tendência de simplificação do procedimento de medida. Pensando nisto, foi proposto um novo índice de dose denominado $CTDI_{100}$, mostrado na Equação 2.9.^(28,32) Os limites de integração foram adequados ao comprimento da câmara de CT, que é na maior parte dos casos de 100 mm.

$$CTDI_{100} = \frac{1}{h} \int_{-50 \text{ mm}}^{+50 \text{ mm}} D(z) dz \quad (2.9)$$

A TAB. 2.1 mostra os fatores de conversão entre o $CTDI_{FDA}$ e $CTDI_{100}$ para duas posições de medidas no interior do simulador: no centro ou na periferia a 1 cm da superfície.

TABELA 2.1 - Fatores de conversão entre as grandezas $CTDI_{100}$ e $CTDI_{FDA}$ ^(17,28)

Espessura do corte (mm)	Simulador de Cabeça		Simulador de Abdômen	
	$CTDI_{100}/CTDI_{FDA}$		$CTDI_{100}/CTDI_{FDA}$	
	Periferia	Centro	Periferia	Centro
10	1,1	1,0	1,1	1,0
5	1,2	1,3	1,2	1,4
3	1,3	1,6	1,3	1,9
2	1,5	2,0	1,5	2,6
1,5	1,6	2,2	1,6	2,9
1	-	3,1	-	3,9

Como já foi mencionado, o $CTDI$ pode ser medido no interior de um simulador de paciente. Frequentemente são utilizados dois tipos de simuladores: um menor, de 16 cm de diâmetro, para simular a cabeça, e outro maior, de 32 cm de diâmetro, para simular o abdômen. Ambos os simuladores devem ser cilíndricos e feitos de acrílico com densidade de $(1,19 \pm 0,01) \text{ g/cm}^3$. O simulador deve ter pelo menos 14 cm de comprimento e deve permitir o posicionamento do dosímetro em pelo menos cinco posições: no centro e a 1 cm da superfície em 4 posições.⁽³⁰⁾

No Brasil, a Portaria 453 do Ministério da Saúde⁽¹⁾ define os níveis de referência em CT, que devem ser utilizados nacionalmente. Entretanto, a Portaria cita como simuladores apropriados para medidas do $CTDI$ dois simuladores de água: um simulador de cabeça com 16 cm de diâmetro e um simulador de abdômen com 30 cm de diâmetro. Como os simuladores fabricados comercialmente são de acrílico e o simulador de abdômen tem normalmente 32 cm de diâmetro, as especificações da Portaria 453 dificultam muito as medidas rotineiras de controle de qualidade.

A partir da medida do $CTDI_{100}$ em diversas posições é possível calcular o $CTDI$ ponderado ($CTDI_W$), dado pela Equação 2.10, grandeza que foi proposta por Leitz e

colaboradores para servir como indicador da dose média de um único corte tomográfico.⁽³²⁾

$$CTDI_W = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p} \quad (2.10)$$

onde $CTDI_{100,c}$ é o $CTDI_{100}$ medido na posição central do simulador e $CTDI_{100,p}$ é a média dos valores medidos nos quatro pontos da periferia do simulador, a 1 cm da superfície.

Uma nova grandeza dosimétrica vem sendo adotada recentemente: o $CTDI_{vol}$, dado pela Equação 2.11.⁽³³⁾ Enquanto o $CTDI_W$ faz uma média entre as doses num mesmo plano (perpendicular ao eixo central do paciente), o $CTDI_{vol}$ considera também o eixo de z.

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{p}CTDI_W \quad (2.11)$$

onde p é o fator de passo, definido na Equação 2.2.

As grandezas até agora descritas funcionam bem para a determinação da dose absorvida, mas não são adequadas para a estimativa do risco associado a um determinado procedimento. Tanto o $CTDI$, em suas diferentes definições, quanto o $MSAD$ não aumentam com o aumento da área varrida. O risco, entretanto, aumenta e é por isso que é preciso estimar também o produto dose x comprimento (DPL) que é definido pela Equação 2.12.⁽³³⁾

$$DPL = CTDI_{vol} \cdot L \quad (2.12)$$

onde L é o comprimento total da varredura.

2.1.2.1 Tendências Futuras de Harmonização

A terminologia das grandezas dosimétricas em radiodiagnóstico vem se tornando cada vez mais confusa. Muitas vezes uma mesma grandeza que é citada por diferentes nomes ou um mesmo nome refere-se a diferentes grandezas. Diferenças sutis, como a presença ou não do retroespalhamento nas medidas, passam despercebidas devido à

falta de clareza na terminologia e nas definições utilizadas. Em CT, a situação não é diferente, e o *CTDI*, a grandeza mais difundida em CT, tem diferentes definições com variações nos limites de integração, no método de medida e no meio onde a dose absorvida é determinada.

Com a crescente atenção que o radiodiagnóstico vem obtendo, a necessidade de uma harmonização entre as grandezas adotadas tornou-se evidente. Por isso, a *International Atomic Energy Agency (IAEA)*⁽³⁴⁾ e a *International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)*⁽³⁵⁾ formaram grupos de trabalhos para o desenvolvimento de códigos de prática específicos para o radiodiagnóstico.

O texto provisório da norma da ICRU⁽³⁵⁾ traz uma terminologia diferente da apresentada anteriormente. Além disso, a adoção da grandeza kerma no ar é considerada preferível, pois é a grandeza na qual os dosímetros são calibrados nos laboratórios padrões. Assim, o antigo $CTDI_{ar}$ foi substituído nesta norma pelo índice de kerma no ar livre no ar em tomografia computadorizada (C_K), que é dado pela Equação 2.13:

$$C_K = \frac{1}{h} \int_{-\infty}^{+\infty} K_a(z) dz \quad (2.13)$$

onde $K_a(z)$ é o kerma no ar livre no ar, em função da posição.

Também é considerada preferível a adoção da grandeza dosimétrica índice de kerma no ar no simulador em tomografia computadorizada ($C_{K,p}$) ao invés do antigo *CTDI* medido no simulador, denominado C_D nesta norma. A definição de $C_{K,p}$ é dada na Equação 2.14.

$$C_{K,p} = \frac{1}{h} \int_{-\infty}^{+\infty} K_{a,p}(z) dz \quad (2.14)$$

onde $K_{a,p}(z)$ é o kerma no ar medido dentro do simulador, em função da posição.

Na mesma direção destas modificações, a norma sugere a terminologia $C_{K,p,100}$ para o $CTDI_{100}$ e $C_{K,p,w}$ para o $CTDI_w$. Nos dois casos, a dose absorvida no simulador foi substituída pelo kerma no ar no simulador.

2.2 Câmaras de Ionização

Para a determinação da energia depositada por unidade de massa (ou dose absorvida) em um meio exposto a radiações ionizantes, utiliza-se um dispositivo apropriado, denominado dosímetro. Dentre os diversos tipos de dosímetros utilizados, existem os baseados na medição da ionização de um gás, como as câmaras de ionização.⁽³⁶⁻³⁹⁾

O dosímetro fornece informação acerca da dose absorvida no seu volume sensível. Na maioria dos casos, entretanto, o que se busca conhecer é a dose absorvida em outro meio onde não é possível fazer medições dosimétricas diretas. A relação entre a dose absorvida no dosímetro e a dose absorvida no meio de interesse é obtida pela teoria da cavidade.^(37,38,40,41)

2.2.1 Teoria da Cavidade

O dosímetro difere do meio onde ele é introduzido, na maior parte das vezes, tanto em número atômico quanto em densidade, constituindo, portanto, uma descontinuidade, que é denominada cavidade.

A primeira teoria da cavidade rigorosa foi estabelecida por W. H. Bragg e L. H. Gray. A teoria de Bragg-Gray, como é denominada, é baseada em duas condições. A primeira determina que a cavidade seja pequena em relação ao alcance das partículas carregadas geradas pela radiação ionizante, para que a introdução da cavidade homogênea no meio não perturbe o campo das partículas carregadas. A segunda condição determina que a energia depositada na cavidade seja proveniente apenas das partículas que a atravessam. Baseando-se nessas condições, Bragg e Gray determinaram a relação dada pela Equação 2.15,⁽³⁹⁾ comumente chamada de "princípio de equivalência":

$$D_{meio} = \frac{mS_{meio}}{mS_{cav}} D_{cav} \quad (2.15)$$

onde D_{meio} é a dose no meio de interesse, D_{cav} é a dose na cavidade e mS_{meio} é o poder de freamento de massa no meio e mS_{cav} é o poder de freamento de massa na cavidade.

Como as condições da Teoria de Bragg-Gray nem sempre são atendidas na prática, muitos aprimoramentos nesta teoria foram propostos. As duas teorias subseqüentes de maior importância são a de Spencer e Attix⁽⁴⁰⁾ e a de Burlin.⁽⁴¹⁾

Em 1955, Spencer e Attix⁽⁴⁰⁾ fizeram uma reformulação na teoria para englobar as perdas de energia devido aos raios δ , que são os elétrons secundários rápidos. A teoria de Spencer e Attix introduziu uma energia de corte Δ , que é a energia cinética necessária para um elétron atravessar a cavidade e que limita a região a partir da qual os elétrons secundários rápidos devem ser incluídos no espectro de elétrons primários. O resultado final da teoria foi a introdução de um fator de correção aplicado ao poder de freamento de massa da Equação 2.15.

Atualmente, a teoria mais utilizada é a Teoria da Cavidade Geral, ou Teoria da Cavidade de Burlin. A Teoria da Cavidade de Burlin pode ser aplicada tanto a cavidades pequenas quanto a cavidades intermediárias ou grandes. Esta teoria é dada pela Equação 2.16:^(39, 41)

$$D_{\text{meio}} = \left[d \cdot \frac{mS_{\text{meio}}}{mS_{\text{cav}}} + (1 - d) \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{\text{meio}}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{\text{cav}}} \right] D_{\text{cav}} \quad (2.16)$$

onde $\frac{\mu_{en}}{\rho}$ é coeficiente de absorção de energia de massa do meio e d é um fator que depende do tamanho do cavidade e é dado pela Equação 2.17:

$$d = \frac{1 - e^{-\beta g}}{\beta g} \quad (2.17)$$

onde β é o coeficiente de atenuação de massa efetivo para elétrons e g é o livre caminho médio para os elétrons que atravessam a cavidade.

A Teoria da Cavidade de Burlin recai na Teoria da Cavidade de Bragg-Gray para cavidade pequenas, quando o fator d é igual a 1. Para cavidades grandes, ou seja, maiores que o alcance dos elétrons gerados no meio, o fator d é zero e a Equação 2.16 se reduz à Equação 2.18:

$$D_{meio} = \left[\frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{meio}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{cov}} \right] D_{cov} \quad (2.18)$$

Nesta relação considera-se que a dose absorvida na cavidade é proveniente apenas dos elétrons gerados pelos fótons na cavidade, e, por isso, proporcional ao coeficiente de absorção de energia de massa do meio da cavidade.

2.2.2 Características Gerais

Os detectores de radiação a gás baseiam-se na medição da ionização gerada pela passagem da radiação ionizante por um gás. No caso das câmaras de ionização, o sinal medido é resultado da coleta de todos os íons primários, gerados pela radiação incidente, a partir da aplicação de uma diferença de potencial no gás. A câmara de ionização é o tipo mais simples e mais comum de detector a gás. Mesmo como o surgimento de muitos outros tipos de dosímetros, as câmaras de ionização continuam a ser consideradas, na maioria dos casos, o método mais preciso para determinação tanto da dose absorvida quanto da exposição.^(36,37)

A energia total depositada por par de íons formados em um meio é denominada de W . Estudos empíricos mostraram que W , para um dado meio, é praticamente independente da carga, da massa e da energia da radiação incidente. Por isso, a energia total depositada pela radiação incidente em um meio é proporcional ao número de íons formados e pode ser estimada pela coleta destes íons. Para o ar, o valor de W é de $(33,85 \pm 0,15)$ eV por par de íons. É importante salientar que parte da energia da radiação incidente é transformada em energia cinética dos elétrons ejetados e parte é dissipada em processos de excitação. Por isso, os valores de W são bem maiores do que as energias de ionização das moléculas dos meios, que nos gases é normalmente entre 10 e 20 eV.^(36,37)

Existem dois tipos de câmaras de ionização: as câmaras de ar livre e as câmaras cavitárias.⁽³⁹⁾ As câmaras de ar livre são dosímetros absolutos, ou seja, que obtêm a medida da dose absorvida no meio sem a necessidade de calibração do detector em um campo padrão de radiação. Este tipo de câmara de ionização é utilizada como referência para calibração dos demais tipos de câmaras. A FIG. 2.4 mostra um esquema gráfico

deste tipo de câmara. As câmaras de ar livre são normalmente detectores grandes, uma vez que é necessário existir uma grande espessura de ar antes do volume sensível da câmara, para garantir as condições de equilíbrio eletrônico¹. Para energias maiores que 300 keV, a dimensão da câmara de ar livre tem que ser tão grande que se torna impraticável construí-la.^(37,39)

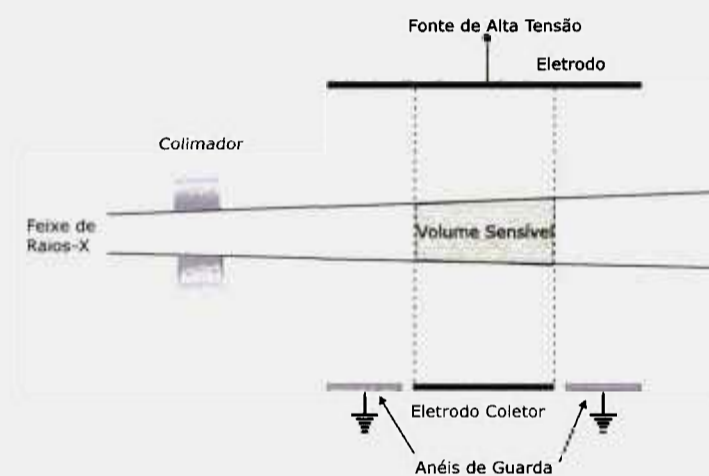


FIGURA 2.4 - Esquema gráfico de um câmara de ar livre.

As câmaras cavitárias, por outro lado, são câmaras mais versáteis, e, por isso, mais comuns. Elas são constituídas basicamente por uma parede que envolve uma cavidade preenchida por um gás. As cargas geradas pela radiação incidente no gás são coletadas a partir da aplicação de uma diferença de potencial entre os eletrodos. Em relação às câmaras de ar livre, as câmaras cavitárias podem ser mais compactas, uma vez que a condição de equilíbrio eletrônico é alcançada muito mais rapidamente quando o feixe atravessa um material sólido, como o da parede da câmara. Além disso, as câmaras cavitárias podem ser feitas em diversas formas e tamanhos, adequando-se a várias finalidades. As formas mais comuns são as esféricas, cilíndricas (ou dedais) e de placas paralelas. A determinação da dose absorvida neste tipo de câmara, entretanto, depende de uma prévia calibração contra um dosímetro padrão.⁽³⁹⁾

¹A condição de equilíbrio eletrônico é alcançada quando existe uma compensação dos elétrons que saem do volume sensível da câmara, sem depositar toda a sua energia, com os elétrons que entram com as mesmas características dos que saíram.⁽³⁷⁾

As câmaras de ionização podem ser seladas ou não seladas. Para as câmaras não seladas, ou abertas, é necessário corrigir a leitura da câmara para as condições ambientais de calibração, uma vez que a resposta da câmara depende da densidade do gás e esta densidade varia com as condições de pressão, temperatura e umidade. A correção para a pressão e a temperatura é dada pela Equação 2.19, e a umidade deve ser mantida dentro do intervalo sugerido pelo fabricante de cada câmara.⁽³⁹⁾

$$f_{T,p} = \frac{p_c}{p} \times \frac{(273,15 + T)}{(273,15 + T_c)} \quad (2.19)$$

onde p_c é a pressão de referência, normalmente 101,325 kPa, T_c é a temperatura de referência, normalmente 20°C, e T e p são, respectivamente, a temperatura e a pressão durante a medição.

A leitura da câmara de ionização é diretamente proporcional à quantidade de íons coletados. Portanto, é necessário garantir que não exista migração de cargas entre os eletrodos, sobre-estimando a medida, e que a perda de cargas por recombinação seja minimizada. Para isolar os dois eletrodos, são utilizados materiais isolantes apropriados e anéis de guarda. Os anéis de guarda são mantidos na mesma tensão do eletrodo coletor, servindo como um canal para onde a corrente de fuga é direcionada. A corrente de ionização medida é, na maioria das vezes, muito pequena, da ordem de 10^{-12} A ou até menor, e, portanto, o controle da corrente de fuga deve ser bastante rigoroso. Os anéis de guarda servem também para definir o volume sensível da câmara.^(36,37,39)

A carga coletada pelo eletrodo coletor é normalmente menor do que a carga primária gerada pela radiação incidente devido à recombinação de íons que ocorre no gás. Esta recombinação diminui com o aumento da tensão aplicada, tendendo a uma saturação. Entretanto, não é possível aumentar a tensão indefinidamente sem que comece a haver processos de multiplicação iônica ou que comece a haver migração de cargas entre os eletrodos devido à queda da eficiência dos isolantes.^(36,39)

Existem dois tipos de recombinação: a recombinação inicial e a recombinação geral ou volumétrica. A recombinação inicial ocorre entre íons gerados a partir de uma mesma partícula carregada, e, portanto, não depende da taxa de dose absorvida. Este tipo de recombinação só se torna crítica quando a densidade de íons gerados, por unidade de comprimento, pela radiação incidente, é alta. Por outro lado, a recombinação

geral é consequência da recombinação de íons gerados a partir de diferentes partículas carregadas, e, portanto, aumenta com o aumento da taxa de dose absorvida.

Na prática dosimétrica com câmaras de ionização, é importante avaliar três efeitos principalmente: o efeito da corrente de fuga, o efeito da polaridade e o efeito da saturação. Estes efeitos são os que mais influem na exatidão das medidas e podem ser estimados por testes relativamente simples. Quando necessário, fatores de correção devem ser aplicados às medidas para compensar desvios causados por qualquer um destes efeitos.

Existem muitos tipos de câmaras de ionização fabricadas comercialmente e cabe ao usuário definir qual a mais adequada para a sua necessidade. Muitos fatores podem ser considerados neste processo de escolha, como, por exemplo, a taxa de kerma no ar e a faixa de energia às quais o dosímetro vai ser rotineiramente submetido. Em radiodiagnóstico, o tipo de câmara de ionização mais comum é a de placas paralelas, mas também existem modelos especiais projetados para atender a determinadas finalidades, como é o caso das câmaras de ionização utilizadas em CT.^(42,43)

2.2.3 Câmara de Ionização Específica para Tomografia Computadorizada

A câmara de ionização utilizada para dosimetria em CT é uma câmara cilíndrica não selada de comprimento sensível entre 10 e 15 cm, denominada câmara de ionização tipo lápis. Um esquema gráfico de uma dessas câmaras está mostrado na FIG. 2.5.

Uma das características típicas desta câmara é que ela apresenta uma resposta uniforme a radiações incidentes em todos os ângulos ao redor do seu eixo. Portanto, ela é adequada para utilização em equipamentos onde o tubo de raios X rotaciona, como no caso da tomografia computadorizada.

A leitura geralmente apresentada por este tipo de câmara é em unidades de dose ou exposição vezes o comprimento (mGy.cm ou R.cm), facilitando a determinação do *CTDI*.

As câmaras de CT são especialmente projetadas para serem utilizadas dentro dos simuladores dosimétricos. Os simuladores são utilizados para representar mais fielmente a situação clínica e, portanto, as câmaras sofrem influência tanto da radiação proveniente do feixe primário como da radiação espalhada no simulador.

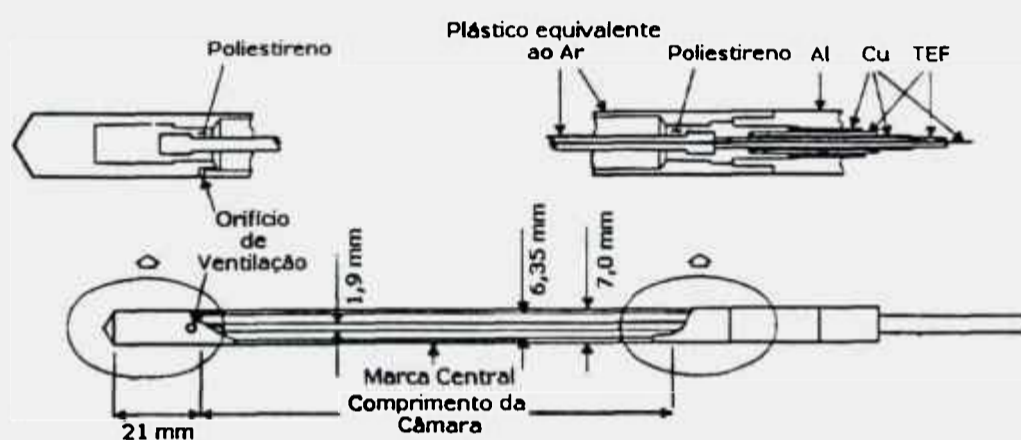


FIGURA 2.5 - Esquema gráfico de um câmara de ionização tipo lápis (adaptado de Suzuki e Susuki⁽⁴⁴⁾).

Segundo recomendação da IEC na sua publicação IEC 61674,⁽⁴⁵⁾ os feixes de referência para a calibração das câmaras de ionização de CT são as qualidades RQR9, feixe não atenuado, e RQA9, feixe atenuado, definidas na norma IEC 61267.⁽⁴⁶⁾ As características de cada uma dessas qualidades estão mostradas na TAB. 2.2.

TABELA 2.2 - Feixes de referência, descritos na norma IEC 61267,⁽⁴⁶⁾ para a calibração das câmaras de ionização específicas para CT.

Qualidade da Radiação	Feixe	Tensão (kV)	Filtração	
			Total (mmAl)	Camada Semi-Redutora (mmAl)
RQR9	Direto	120	2,5	4,5
RQA9	Atenuado	120	42,5	11,5

2.2.4 Calibração de Instrumentos

As medidas fornecidas pelos detectores de radiação não são representações absolutas dos valores reais. Para se obter uma estimativa do valor real é necessário efetuar a calibração do instrumento. A calibração do instrumento pode permitir averiguar se o instrumento está funcionando adequadamente, e fornece ao usuário um coeficiente de calibração que é utilizado para converter o valor indicado no instrumento para uma estimativa do valor real. O coeficiente de calibração é o quociente entre o valor real convencional¹ e o valor obtido com o instrumento a ser calibrado, corrigido para as condições ambientais de referência. É necessário efetuar calibrações periódicas, denominadas recalibrações, porque as características dos instrumentos variam com o passar do tempo.^(47, 48)

A calibração de instrumentos é sempre feita com a utilização de um instrumento padrão. Os instrumentos padrões estão classificados em categorias: os padrões primários, secundários e terciários e os padrões nacionais.

Os padrões primários são instrumentos absolutos da mais alta qualidade metrológica. Eles são utilizados para calibração dos padrões secundários nos laboratórios de padronização primária.

Os padrões secundários são instrumentos calibrados em comparação com os padrões primários e são utilizados, pelos laboratórios de padronização secundária, para prestação de serviços de calibração de instrumentos.

Os padrões terciários são instrumentos calibrados em comparação com os padrões secundários e são utilizados nas medições rotineiras.

Os padrões nacionais são instrumentos designados por uma autoridade nacional para representar, no país, o valor de todos os padrões de uma certa grandeza.

Cada coeficiente de calibração obtido está relacionado a apenas uma qualidade de radiação. Para instrumentos utilizados para medições em diversas qualidades de radiação, é necessário obter vários coeficientes de calibração.

Para garantir a rastreabilidade de uma rede de calibração, é necessário que as qualidades dos feixes implantados em todos os laboratórios da cadeia de rastreabilidade sejam semelhantes. Muitas recomendações internacionais definem parâmetros que es-

¹O valor real não é possível de ser determinado, entretanto considera-se que o valor medido pelo instrumento padrão é o valor real, denominado valor real convencional.

pecificam qualidades de feixes, facilitando a uniformização entre os laboratórios, para diversas aplicações, principalmente em radioterapia, radioproteção e radiodiagnóstico. Neste último caso, a norma IEC 61267⁽⁴⁶⁾ é uma das mais importantes.

2.2.4.1 Definição de Qualidade do Feixe

O termo “qualidade” de um feixe de radiação X surgiu no princípio da radioterapia e era sinônimo de poder de penetração. Como os equipamentos da época eram de baixa tensão (até 300 kV), havia dificuldades em se obter feixes muito penetrantes, e a qualidade de cada feixe de radiação era medida pelo seu poder de penetração. Atualmente o panorama é bem diferente: os feixes de tensão mais baixa passaram a ter grande importância em radiodiagnóstico e a dificuldade de obtenção de feixes muito penetrantes para tratamentos profundos em radioterapia foi superada com os equipamentos de megavoltagem (aceleradores). O termo “qualidade” do feixe, contudo, continua sendo muito utilizado, mas com uma definição mais ampla, significando distribuição espectral.⁽³⁹⁾

A qualidade do feixe pode ser especificada de duas formas: ou pelo espectro ou pelas características de atenuação do feixe em um determinado meio. Para uma definição precisa e completa de uma qualidade de feixe de radiação X é necessário obter o seu espectro. Entretanto, o processo de obtenção do espectro não é muito simples e requer equipamentos caros e sofisticados, muitas vezes indisponíveis nos laboratórios. Além disso, para a maioria das aplicações clínicas, uma especificação tão detalhada do feixe não é necessária, porque os efeitos biológicos causados pela radiação X não são tão sensíveis à energia do feixe.

Contudo, é possível caracterizar a qualidade de um feixe de radiação X de forma simples e compacta. Como a relação entre o espectro e a curva de atenuação de um feixe em um determinado meio é única, os parâmetros desta curva podem ser utilizados para caracterização da qualidade do feixe. Os parâmetros mais importantes da curva de atenuação são as duas primeiras CSR. Para especificar mais adequadamente uma qualidade do feixe, é necessário explicitar também outros parâmetros, como a tensão aplicada ao tubo e a filtração utilizada no feixe.^(35,39,49,50)

Os feixes de radiação X são normalmente utilizados com uma filtração adicional. O objetivo da filtração é eliminar os fótons de energias mais baixas, que possuem alto coeficiente de absorção. Esses fótons muitas vezes não passam das primeiras camadas da pele, contribuindo muito para a dose superficial sem melhorar a qualidade da ima-

gem obtida ou do tratamento realizado. O aumento da filtração gera um feixe cada vez mais estreito, aproximando-se, à medida que a filtração aumenta, de um feixe monoenergético. Os filtros mais comuns para feixes de radiação X são os de alumínio, cobre, estanho e chumbo. Em radiodiagnóstico, os filtros de alumínio são os mais utilizados, assim como as CSR também são mais freqüentemente expressas em termos de milímetros de alumínio.^(39, 49, 50)

3 REVISÃO DA LITERATURA

Desde a introdução da técnica da tomografia computadorizada na prática clínica, muitos trabalhos vêm sendo publicados sobre medidas de dose em CT. Nestes trabalhos, a utilização das câmaras de ionização tipo lápis é bastante difundida. Entretanto, em poucos trabalhos publicados é possível encontrar informações técnicas sobre estas câmaras de ionização. A maioria dos artigos que trazem este tipo de informação datam do final da década de 70 e começo da década de 80, quando estas câmaras de ionização foram introduzidas no mundo científico e no mercado.

Um dos primeiros trabalhos foi publicado por Jucius e Kambic⁽²⁷⁾ em 1977. Neste trabalho eles introduziram as câmaras de ionização tipo lápis como uma opção para os procedimentos dosimétricos em CT. Foi relatada a comparação entre três técnicas de dosimetria em CT: o filme dosimétrico, o dosímetro termoluminescente (TL) e as novas câmaras de CT. Foi concluído que, embora cada método apresentasse vantagens e desvantagens, todos forneceram informações úteis. Na época, o método mais utilizado era a dosimetria TL. A busca por um novo método foi incentivada sobretudo porque a dosimetria TL é um método que não fornece o resultado instantaneamente, o que constitui uma dificuldade no caso de medições rotineiras de controle de qualidade.

Jucius e Kambic foram notoriamente personagens importantes neste início do desenvolvimento dos estudos dosimétricos em CT, pois, além de publicarem contribuições na área,^(27,51) eles teceram comentários públicos a respeito de outros trabalhos, gerando discussões fundamentais para o aprimoramento dos conceitos e metodologias então adotados.^(52,53)

Em 1979 Pavlicek e colaboradores⁽⁵⁴⁾ publicaram um estudo realizado na *MDH Industries, Inc.* com uma câmara de ionização tipo lápis. Foram estudados três aspectos relativos à câmara: a sua calibração em função da qualidade da radiação, a sua propriedade de responder a irradiações de volumes parciais e a resposta ao longo do comprimento da câmara. Em relação ao primeiro aspecto, determinou-se que a câmara

possuía uma dependência energética relativamente grande para energias inferiores a 30 keV. Porém, para energias maiores, entre 35 e 106 keV, a resposta da câmara não variava significativamente com a energia, sendo apropriada para utilização em medições rotineiras. Quanto à resposta da câmara a irradiações de volume parcial, a resposta da câmara era, como esperado, diretamente proporcional ao volume irradiado. E em relação ao terceiro e último aspecto, na porção central, equivalente a 80% da câmara, a resposta da câmara não variou mais de 2%. Entretanto, nas duas extremidades, a resposta caiu para cerca de 90% da leitura na região central.

Em 1984, Poletti⁽⁵⁵⁾ relatou um estudo realizado também com uma câmara tipo lápis. Com uma câmara semelhante à relatada por Jucius e Kambic,⁽²⁷⁾ Poletti determinou a eficiência do uso desta câmara associada a outra câmara de volume sensível muito pequeno para determinação dos descritores de dose de CT utilizados na época. No estudo ele avaliou que a câmara tipo lápis apresentava uma dependência energética de $\pm 2\%$ para camadas semi-redutoras variando entre 3,5 e 9 mmAl. Além disso, ele verificou que a câmara não apresentava dependência com a taxa de dose nem com a orientação ao longo do seu eixo. Nesse estudo foi feita uma comparação entre os resultados obtidos com a câmara tipo lápis e os dosímetros TL. Os resultados obtidos foram satisfatórios.

O trabalho mais recente, e mais completo, sobre calibração de câmaras de ionização específicas para CT foi publicado por Bochud e colaboradores em 2001.⁽⁵⁶⁾ Neste trabalho, Bochud e colaboradores analisaram os fatores que influenciam a incerteza associada à calibração deste tipo de câmara. O objetivo principal do trabalho foi determinar qual metodologia é mais adequada para calibração das câmaras tipo lápis.

A principal divergência entre as metodologias sugeridas está no comprimento da câmara que deve ser irradiado. Enquanto muitos metrologistas e fabricantes acham que é melhor irradiar a câmara por completo, obtendo assim um coeficiente de calibração médio que considera as diferentes sensibilidades ao longo da câmara, os operadores de CT acreditam que se deve irradiar cerca de 1 ou 2 cm, para se aproximar ao máximo da espessura dos cortes tomográficos utilizados na prática clínica. Por outro lado, segundo citado por Bochud e colaboradores,⁽⁵⁶⁾ a publicação IEC 61674⁽⁴⁵⁾ recomenda a irradiação de 50% do comprimento sensível, com o centro da câmara posicionado no centro do campo de radiação.

No trabalho publicado por Bochud e colaboradores⁽⁵⁶⁾ foi mostrado que o melhor comprimento de irradiação é o indicado pela IEC e que é necessário fazer uma correção

para a contribuição da radiação espalhada no restante do volume sensível da câmara. A radiação espalhada é gerada principalmente no colimador, que é colocado próximo à câmara para delimitar com precisão o tamanho do comprimento a ser irradiado. A radiação espalhada contribui gerando um sinal residual que pode ser determinado por regressão linear a partir da utilização de pelo menos 3 campos de diâmetros diferentes. O valor do sinal residual é obtido graficamente determinando-se o ponto relativo ao diâmetro nulo. A irradiação completa da câmara não é adequada, porque existe uma diminuição da sensibilidade da câmara nas suas extremidades, o que gera uma leitura menor do que a esperada.

Outros pontos importantes do arranjo de calibração foram levantados no trabalho de Bochud e colaboradores.⁽⁵⁶⁾ Deve-se utilizar um campo retangular e o menor possível, suficiente para irradiar 50% do comprimento sensível da câmara e pouco mais largo que a câmara, para diminuir a radiação espalhada. O eixo da câmara deve ser posicionado perpendicular ao eixo do anodo-catodo, para evitar o efeito anódico¹. Além disso, deve-se garantir uma uniformidade de campo de pelo menos 99,5%.

Em 2003, foi publicado um trabalho que levanta dúvidas sobre a utilização das câmaras de ionização tipo lápis no futuro. Em seu artigo, Dixon⁽⁵⁹⁾ mostra que com a introdução da técnica de múltiplos cortes, a colimação do feixe diminuiu resultando numa área irradiada maior de uma só vez. Com isso, as bordas do perfil de dose podem exceder o comprimento sensível das atuais câmaras de ionização tipo lápis utilizadas. Considerando uma espessura irradiada de 20 mm (4x5 mm), Dixon mostra que o CTDI₁₀₀ pode sobreestimar a dose em até 20% no centro de um simulador de abdômen e em até 10% no centro de um simulador de cabeça.

Duas sugestões são apresentadas no artigo para contornar esta deficiência. A primeira é a utilização de um câmara de comprimento sensível maior. A outra, considerada a mais promissora no artigo, é a utilização de uma câmara bem menor, de cerca de 1 cm, que medisse a dose acumulada relativa a múltiplos cortes.

Muito embora o procedimento adotado no presente trabalho vise prioritariamente atender às exigências relacionadas à calibração de câmaras de ionização tipo lápis, os feixes implantados servirão para calibrar outros tipos de câmaras de ionização que possam vir a ser utilizadas em feixes de CT.

¹O efeito anódico é decorrente da auto-absorção do feixe de radiação X que ocorre no alvo devido a sua angulação. Como consequência, observa-se uma variação de intensidade no feixe útil de até 30%, sendo menos intenso no lado do anodo.^(12, 49, 57, 58)

Também não é possível encontrar muitos trabalhos publicados sobre determinação de camadas semi-redutoras em tomógrafos. O principal trabalho encontrado foi o de Kruger e colaboradores⁽¹⁰⁾ que relataram algumas técnicas não invasivas para a medida da CSR em tomógrafos. Entretanto, o que essas técnicas buscavam era simular o método convencional de medida da CSR. Uma outra forma de efetuar uma avaliação da CSR é pela utilização de dosímetros com dependência energética diferentes, compondo um sistema tandem. Os primeiros sistemas tandem utilizados eram compostos de dosímetros termoluminescente.⁽⁶⁰⁻⁶⁴⁾ Posteriormente, surgiram, no grupo de Metrologia das Radiações do IPEN, estudos utilizando também câmaras de ionização como sistemas tandem.⁽⁶⁵⁻⁶⁷⁾ Alguns estudos relataram o uso de sistemas tandem compostos por dosímetros termoluminescentes em CT.^(68,69) Entretanto, não foi encontrado nenhum relato na literatura sobre a utilização de sistemas tandem com câmaras de ionização em CT. A principal vantagem da utilização da câmara de ionização frente aos dosímetros termoluminescentes é a sua leitura imediata, que possibilita a análise rápida do resultado.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Equipamentos e Sistemas de Radiação

Neste trabalho foram utilizados vários equipamentos de radiação X, algumas fontes de radiação gama, várias câmaras de ionização e eletrômetros.

- Equipamentos de radiação X utilizados:

- E1. Equipamento de radiação X diagnóstico, marca *Medicor Mövek Röntgengyara*, modelo *Neo-Diagnomax*, que opera de 40 a 125 kV no modo radiográfico e de 45 a 100 kV no modo fluoroscópico.
- E2. Equipamento de radiação X de energias baixas *Rigaku Denki*, formado por um gerador *Rigaku Denki Co. Ltd.*, tipo *Geigerflex*, e por um tubo *Philips*, modelo PW 2184/00, opera de 20 a 60 kV.
- E3. Equipamento de radiação X industrial, marca *Pantak*, modelo HF 320, que opera entre 5 e 320 kV.
- E4. Equipamento de radiação X industrial, marca *Pantak/Seifert*, modelo ISO-VOLT 160HS, que opera entre 5 e 160 kV.
- E5. Equipamento de radiação X industrial, marca *Pantak*, modelo HF 160, que opera entre 5 e 160 kV. (*Do Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI), Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), CNEN, Rio de Janeiro.*)

- Radiação gama:

- I1. Irradiador de ^{60}Co , da marca *Keleket Barnes Flexaray*, modelo IS, com atividade nominal de 168 GBq (janeiro de 2005).
- I2. Irradiador de ^{137}Cs , da marca *Steuerungstechnik Strahlenschutz GmbH*, modelo 0B85, com atividade nominal de 591 GBq (janeiro de 2005).

• Qualidades de radiação implantadas no LCI e utilizadas neste trabalho:

- QRD. No equipamento de radiação X diagnóstico estão implantadas qualidades de feixes de radiação específicas de radiodiagnóstico convencional.^(7,46) conforme mostra a TAB. 4.1.
- QMM. No equipamento de radiação X de energias baixas *Rigaku Denki* estão implantadas as qualidades de radiação específicas para mamografia.⁽⁸⁾ conforme mostra a TAB. 4.2.
- QRT. No equipamento de radiação X *Pantak HF320* estão implantadas qualidades de radioterapia,^(9,70) conforme mostra a TAB. 4.3.

TABELA 4.1 - Qualidades de radiodiagnóstico convencional implantadas no equipamento de radiação X diagnóstico *Medicor Mövek Röntgengyara*.⁽⁷⁾

Qualidade da Radiação	Tensão (kV)	Filtração Total (mmAl)	Camada Semi-Redutora (mmAl)	Energia Efetiva (keV)
Feixes diretos				
RQF3	52	2,5	1,82	27,4
RQF5	70	2,5	2,45	30,7
RQR7	90	2,5	3,10	33,8
Feixes atenuados				
RQA3	52	12,5	4,0	37,7
RQA4	63	18,5	5,7	44,7
RQA5	70	23,5	7,1	50,4
RQA6	80	29,5	8,4	56,0
RQA7	90	32,5	9,1	59,2

TABELA 4.2 - Qualidades de mamografia implantadas no equipamento de radiação X de energias baixas *Rigaku Denki*.⁽⁸⁾

Qualidade da Radiação	Tensão (kV)	Camada Semi-Redutora (mmAl)	Energia Efetiva (keV)
Feixes de Entrada. Filtração Adicional = 0,06 mmMo			
RXM20	20,0	0,28	13,6
RXM23	22,5	0,32	14,8
RXM25	25,0	0,33	15,1
RXM28	27,5	0,34	15,3
RXM30	30,0	0,35	15,6
RXM32	32,5	0,37	16,0
RXM35	35,0	0,38	16,2
Feixes de Saída. Filtração Adicional = 0,06 mmMo + 2 mmAl			
RXM20x ¹	20,0	0,52	18,5
RXM23x	22,5	0,56	18,7
RXM25x	25,0	0,58	18,8
RXM28x	27,5	0,61	19,0
RXM30x	30,0	0,67	19,5
RXM32x	32,5	0,72	19,7
RXM35x	35,0	0,85	21,6

¹ O símbolo "x" representa a espessura do filtro adicional de 2 mmAl utilizado para simular a mama nos feixes de saída.

TABELA 4.3 - Qualidades de radioterapia implantadas no equipamento de radiação X *Pantak*, modelo HF320.⁽⁹⁾

Tensão (kV)	Filtração Adicional (mm)	Camada Semi-Redutora (mm)	Energia Efetiva (keV)
100	1,204 Al	4,027 Al	37,9
135	0,232 Cu	0,494 Cu	66,0
180	0,484 Cu	0,990 Cu	82,2
250	1,570 Cu	2,500 Cu	143,2

• Sistemas padrões dos feixes implantados no LCI de:

* Radiodiagnóstico convencional:

C1. Câmara de ionização de placas paralelas *Physikalisch-Technische Werkstätten* (PTW), modelo 77334, número de série 2052, com volume sensível de 1 cm³, e um eletrômetro PTW, modelo UNIDOS 10001, número de série 10474. Esta câmara atualmente possui certificado de calibração do laboratório primário *Physikalisch-Technische Bundesanstalt* (PTB), Alemanha. Entretanto, as medidas feitas nas qualidades QRD foram feitas antes desta calibração, quando a câmara possuía certificado de calibração do próprio fabricante, mas com rastreabilidade também ao laboratório primário PTB. As medidas realizadas nas novas qualidades de radiodiagnóstico, estabelecidas durante este trabalho no equipamento E4, foram feitas após a calibração no laboratório primário PTB.

C2. Câmara cilíndrica *Radcal Corporation*, modelo RC6, número de série 16675, que possui volume sensível de 6 cm³, para utilização em feixes diretos. Esta câmara foi calibrada durante a realização deste trabalho, no LNMRI, como mostra o Item 5.1, e seu certificado de calibração é rastreável ao laboratório primário PTB, Alemanha.

C3. Câmara de ionização *Radcal Corporation*, modelo RC180, número de série 18145, que possui volume sensível de 180 cm³, para utilização em feixes atenuados. Esta câmara foi calibrada durante a realização

deste trabalho. no LNMRI, como mostra o Item 5.1, e seu certificado de calibração é rastreável ao laboratório primário PTB, Alemanha.

* Mamografia:

C4. Câmara de ionização específica para mamografia, marca *Radcal Corporation*, modelo 10x5-6M, número de série 8220, com volume sensível de 6 cm³, acoplada a um pré-amplificador *Radcal Corporation*, modelo 9060, número de série 99-03903, e a um eletrômetro *Radcal Corporation*, modelo 9015, número de série 91-0280. Esta câmara possui certificado de calibração do *Center for Devices and Radiological Health (CDRH)*, FDA, EUA, com rastreabilidade ao laboratório primário *National Institute of Standards and Technology (NIST)*, EUA.

* Radioterapia e radiação gama - ⁶⁰Co:

C5. Câmara de ionização cilíndrica, *Nuclear Enterprises*, modelo 2505/3, número de série 2080, que possui volume sensível de 0,6 cm³, e um eletrômetro PTW, modelo UNIDOS 10002, número de série 20090. Esta câmara possui certificado de calibração do LNMRI, com rastreabilidade ao laboratório primário do *Bureau International des Poids et Mesures (BIPM)*, França. Esta câmara é também o sistema padrão do irradiador de ⁶⁰Co, mas com a utilização de uma capa adicional de 4 mm de acrílico, para garantir as condições de equilíbrio eletrônico.

* Radiação gama - ¹³⁷Cs:

C6. Câmara de ionização esférica, PTW, modelo LS-01, número de série 035, que tem 1 litro de volume sensível, e um eletrômetro PTW, modelo UNIDOS 10001, número de série 10474. Esta câmara possui certificado de calibração do LNMRI, com rastreabilidade ao laboratório primário PTB, Alemanha.

• Sistemas padrões dos feixes implantados no LNMRI, IRD, de:

* Radiodiagnóstico convencional:

C7. Câmara cilíndrica *Radcal Corporation*, modelo 20x5-3, número de série 20647, que possui volume sensível de 3 cm³, para utilização em feixes diretos.

C8. Câmara de ionização *Radcal Corporation*, modelo 20x5-180, número de série 20788, que possui volume sensível de 180 cm^3 , para utilização em feixes atenuados.

Os padrões do LNMRI possuem certificados de calibração do laboratório primário PTB, Alemanha. Os padrões nacionais foram utilizados acoplados ao eletrômetro *Keithley*, modelo 6517A, número de série 0701674, que possui interface para conexão com um *software* desenvolvido em *LabView*, que faz a aquisição automática das leituras.

- **Câmara de ionização tipo lápis (LCI):**

C9. Câmara de ionização tipo lápis, marca *Victoreen*, modelo 660-6, número de série 140. Esta câmara, com o pré-amplificador, foi acoplada a um eletrômetro também *Victoreen*, modelo 660, número de série 854; sem o pré-amplificador, esta câmara foi acoplada a um eletrômetro PTW, modelo Unidos 10001, número de série 10474. A leitura da câmara é proporcional ao comprimento irradiado e, por isso, é importante garantir a irradiação de um comprimento determinado da câmara. Neste trabalho, a câmara foi irradiada por completo em todos os campos de radiação utilizados, exceto quando for explicitamente dito o contrário.

- **Demais câmaras de ionização (LCI):**

C10. Câmara de ionização dedal, PTW, modelo 31002, número de série C389, que possui volume sensível de 0.125 cm^3 . Esta câmara é a menor câmara de ionização disponível no LCI e, por isso, foi utilizada nas medidas de uniformidade do campo.

C11. Câmara de ionização dedal, PTW, modelo 31003, número de série 1112, que possui volume sensível de 0.3 cm^3 . Esta câmara foi utilizada em algumas medidas de CSR por apresentar baixa dependência energética num amplo intervalo de energias.

C12. Câmara monitora, PTW, modelo 34014, número de série 0031, que é utilizada acoplada a um eletrômetro PTW, modelo UNIDOS E 10010, número de série 190.

- Demais câmaras de ionização (LNMRI):

C13. Câmara de ionização esférica, *Erradin*, modelo A2. número de série 158, que possui volume sensível de 3,6 cm³. Esta câmara foi utilizada nas medidas de uniformidade do campo no LNMRI.

C14. Câmara de ionização de placas paralelas, marca *Radcal Corporation*, modelo 10x5-6, número de série 16175, que possui volume sensível de 6 cm³. Esta câmara é o padrão de trabalho do LNMRI para feixes de radiodiagnóstico convencional.

- Demais câmaras de ionização tipo lápis:

C15. Câmara de ionização tipo lápis, marca *Radcal Corporation*. modelo 10x5-3CT, número de série 8171, com volume de 3 cm³. Esta câmara foi utilizada acoplada a um pré-amplificador *Radcal Corporation*, modelo 9060, número de série 99-0407, e a um eletrômetro *Radcal Corporation*. modelo 9015, número de série 91-0288.

C16. Câmara de ionização tipo lápis, marca *Radcal Corporation*. modelo 10x5-3CT, número de série 8660, com volume de 3 cm³. Esta câmara foi utilizada acoplada a um pré-amplificador *Radcal Corporation*. modelo 9060, número de série 99-0670, e a um eletrômetro *Radcal Corporation*. modelo 9015, número de série 91-0670.

C17. Câmara de ionização tipo lápis, marca *Radcal Corporation*. modelo 10x5-3CT, número de série 8348, com volume de 3 cm³. Esta câmara foi utilizada acoplada a um pré-amplificador *Radcal Corporation*. modelo 9060, número de série 99-0582, e a um eletrômetro *Radcal Corporation*. modelo 9015, número de série 91-0406.

- Simuladores dosimétricos:¹

SMC. Simulador dosimétrico de acrílico de 16 cm de diâmetro. utilizado para simular a cabeça, marca *Cardinal Health*, modelo 76-414. número de série 905452.

¹O Serviço Técnico de Aplicações Médico-Hospitalares, do Instituto de Eletrotécnica e Energia, Universidade de São Paulo, gentilmente emprestou um conjunto de simuladores dosimétricos, que foram utilizados em alguns ensaios durante este trabalho.

SMA. Simulador dosimétrico de acrílico de 32 cm de diâmetro, utilizado para simular o abdômen, marca *Cardinal Health*, modelo 76-415, número de série 904483.

4.2 Testes de Caracterização e de Controle de Qualidade

Foram aplicados à duas câmaras de ionização, a câmara C9 e uma câmara desenvolvida neste trabalho, testes de caracterização e de controle de qualidade: saturação, eficiência de coleta de íons, efeito da polaridade, corrente de fuga, estabilidade a curto e longo prazos, dependência energética, linearidade da resposta e dependência angular.

O teste de saturação é realizado para se determinar a tensão de operação da câmara de ionização, que deve ser suficiente para coletar todos os íons primários gerados pela radiação incidente no volume sensível. A partir da curva de saturação, é possível analisar o efeito da polaridade na resposta da câmara e a eficiência de coleta de íons, que é dada pela razão entre a corrente medida e a corrente de saturação ideal, e pode ser estimada pelo método das duas tensões, dado pela Equação 4.1, onde são obtidas medidas (M_1 e M_2) em duas tensões diferentes (V_1 e V_2).^(37,71)

$$k_s = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (M_1/M_2)} \quad (4.1)$$

Os testes de estabilidade visam avaliar a constância das respostas obtidas com uma câmara de ionização. Utiliza-se, geralmente, uma fonte de controle. Além disso, também é necessário utilizar um suporte de posicionamento reprodutível e preciso da fonte para garantir a ausência de desvios nas leituras gerados pela geometria do arranjo experimental. No teste de estabilidade a curto prazo, também denominado teste de repetitividade, são realizadas, normalmente, dez medidas consecutivas com a câmara de ionização exposta a uma fonte de controle em condições reprodutíveis e é analisado o desvio padrão das medidas. O desvio aceitável para o teste de estabilidade a curto prazo é de 1%.⁽⁴⁵⁾ O teste de estabilidade a longo prazo, também denominado teste de reprodutibilidade, é um teste que avalia a estabilidade da câmara de ionização ao longo do tempo. Os resultados dos testes da estabilidade a longo prazo foram obtidos

computando-se os resultados dos testes de repetitividade em função do tempo. O desvio aceitável para o teste de estabilidade a longo prazo é de 3%.⁽⁴⁵⁾

O teste de corrente de fuga tem como objetivo avaliar a contribuição na medida de algum sinal que não seja proveniente da ionização no volume sensível. Esse teste é realizado medindo-se a variação na leitura do instrumento antes de ser irradiado ou após irradiação. Segundo as normas internacionais, a corrente de fuga de um dosímetro não deve exceder 5% da corrente de ionização produzida pela menor taxa de kerma no ar efetiva no seu intervalo de utilização.⁽⁴⁵⁾

O teste de linearidade da resposta tem como objetivo avaliar o comportamento da câmara de ionização em função da taxa de kerma no ar e o teste de dependência angular, o comportamento da câmara de ionização em função do ângulo de incidência da radiação. De acordo com as recomendações internacionais,⁽⁴⁵⁾ o valor medido em cada ângulo não deve variar mais de 3% do valor medido em 0°.

O teste de dependência energética consiste em se avaliar a diferença de comportamento da câmara de ionização em feixes de energias diferentes. O valor da dependência energética, em cada intervalo estudado, foi determinado pela razão entre o maior e o menor coeficiente de calibração, em percentagem. Este teste foi realizado calibrando-se as câmaras nos diversos feixes padrões de radiações disponíveis no LCI, já descritos, e a dependência energética foi determinada pela diferença entre os coeficientes de calibração obtidos para as energias diferentes.

4.3 Determinação de Coeficientes de Calibração e das Incertezas Expandidas

Várias câmaras de ionização foram calibradas durante a realização deste trabalho em diversos campos padrões de radiação X e de radiação gama (Cobalto e Césio), onde foi utilizado o método de substituição. Neste método, primeiramente são obtidas medidas com um sistema padrão, constituído por uma câmara de ionização e seu respectivo eletrômetro, e posteriormente são obtidas medidas com a câmara que está sendo calibrada, em condições semelhantes. Comparando-se os resultados obtidos com ambas as câmaras, determina-se o coeficiente de calibração,⁽⁷²⁾ como mostra a Equação 4.2:

$$N = \frac{M^* \times k_T^* \times k_p^* \times k_c^*}{M \times k_T \times k_p} \quad (4.2)$$

onde:

M é a média das medidas obtidas;

k_T é o termo de correção para a temperatura de referência;

k_p é o termo de correção para a pressão de referência;

k_c é o coeficiente de calibração da câmara padrão;

* significa que o termo é referente ao sistema padrão.

Para as câmaras de ionização tipo lápis, a determinação do coeficiente de calibração é feita pela Equação 4.3:

$$N = L \times \frac{M^* \times k_T^* \times k_p^* \times k_c^*}{M \times k_T \times k_p} \quad (4.3)$$

onde:

L é o comprimento da câmara irradiado;

A introdução do termo L é necessária pois a resposta deste tipo de câmara é proporcional ao volume irradiado.

Na maioria das calibrações realizadas, foram feitas medidas com o sistema padrão antes e após as medidas com o sistema sob calibração. Neste caso, os coeficientes de calibração são obtidos comparando-se os resultados do sistema sob calibração com a média dos resultados obtidos com o sistema padrão.

Segundo a norma ISO para expressão das incertezas,⁽⁷³⁻⁷⁴⁾ a avaliação das incertezas é classificada em dois tipos: avaliação do tipo A, que é obtida pela análise estatística de séries de observações; avaliação do tipo B, que é obtida por outros meios diferentes da análise estatística de séries de observações. A partir das incertezas dos tipos A e B, determina-se a incerteza padrão combinada, que é a raiz quadrada positiva da soma dos quadrados de todas as incertezas, e a incerteza expandida, que é obtida multiplicando a incerteza combinada por um fator de abrangência. Para a determinação das incertezas expandidas associadas aos coeficientes de calibração, foi utilizado um fator de abrangência 2, relativo a um intervalo de confiança (P) de 95%.

As incertezas envolvidas em todas as calibrações realizadas durante este trabalho foram estimadas segundo as recomendações da ISO e computando-se as incertezas envolvidas em todos os parâmetros considerados relevantes no processo de medição. Em todos os casos, a incerteza associada ao coeficiente de calibração da câmara padrão foi o fator que mais influiu na incerteza expandida.

5 ESTABELECIMENTO DE CAMPOS PADRÕES

Até o início deste trabalho, só o LCI, IPEN, possuía campos padrões de radiodiagnóstico convencional, mas que não chegavam a abranger a faixa de energia utilizada em CT. Dois projetos coordenados pelo LNMRI, entretanto, deram o passo inicial para criação de uma rede metrológica nacional envolvendo os feixes de radiodiagnóstico e o estabelecimento dos campos padrões tanto no LNMRI quanto no LCI foram realizados como parte desta tese de doutorado.

Os campos padrões de CT, assim como os demais campos padrões de radiodiagnóstico convencional, foram, portanto, estabelecidos em dois laboratórios: no LCI, no equipamento E4, e no LNMRI, no equipamento E5. Os campos padrões estabelecidos foram baseados na norma IEC 61267⁽⁴⁶⁾ e os parâmetros de referência utilizados estão apresentados na TAB. 5.1. A filtração adicional para os feixes diretos é um parâmetro flexível na norma. Neste trabalho, entretanto, foi utilizada uma filtração fixa de 2,5 mm. Al porque esta é a postura atual do laboratório primário (PTB) ao qual tanto o padrão nacional quanto o padrão do IPEN têm rastreabilidade.

5.1 Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI), IRD

Foram estabelecidos, no LNMRI, IRD, Rio de Janeiro, campos padrões baseados na norma IEC 61267.⁽⁴⁶⁾ A implantação destes campos no LNMRI facilitará as recalibrações periódicas e/ou intercomparações do sistema padrão de referência do LCI.

O sistema de radiação X utilizado para o estabelecimento dos campos padrões no LNMRI foi o equipamento E5. Neste equipamento, a corrente no tubo pode ser variada de 0.5 a 50 mA. O feixe é colimado por um conjunto de 2 colimadores, posicionados a 26.6 cm e a 47.2 cm do ponto focal do tubo. O último colimador, que define o tamanho do campo, tem 4.66 cm de diâmetro. O sistema de posicionamento é composto por

TABELA 5.1 - Qualidades de radiodiagnóstico segundo a norma IEC 61267.⁽⁴⁶⁾

Qualidade da Radiação	Tensão (kV)	Filtração Adicional (mmAl)	Camada Semi-Redutora (mmAl)
Feixes diretos			
RQR2	40	2,5	1,0
RQR3	50	2,5	1,5
RQR4	60	2,5	2,0
RQR5	70	2,5	2,5
RQR6	80	2,5	2,9
RQR7	90	2,5	3,3
RQR8	100	2,5	3,7
RQR9	120	2,5	4,5
RQR10	150	2,5	5,7
Feixes atenuados			
RQA2	40	6,5	2,4
RQA3	50	12,5	4,0
RQA4	60	18,5	5,7
RQA5	70	23,5	7,1
RQA6	80	28,5	8,4
RQA7	90	32,5	9,1
RQA8	100	36,5	9,9
RQA9	120	42,5	11,5
RQA10	150	47,5	12,8

dois trilhos, nas direções x e y, que são controlados por um sistema automatizado com precisão no deslocamento de 0.1 mm. O centro do campo é definido por um sistema de laser do próprio equipamento E5.

Para a determinação do tamanho e da homogeneidade do campo, foi utilizada a câmara de ionização C13. Foram feitas medidas nas direções vertical e horizontal em duas distâncias foco-câmara: 100 cm e 150 cm. Os arranjos experimentais utilizados para as medidas estão apresentadas nas FIG. 5.1 e 5.2, utilizando 70 kV de tensão nominal, 10 mA de corrente e filtração adicional de 2.5 mmAl. Os resultados obtidos estão apresentados nas FIG. 5.3, 5.4, 5.5 e 5.6. As dimensões aproximadas de campo obtidas foram: 8 cm, a uma distância foco-câmara de 100 cm, e 13 cm, a uma distância foco-câmara de 150 cm. As extremidades do campo foram definidas no ponto onde a homogeneidade se tornava igual a 90%.

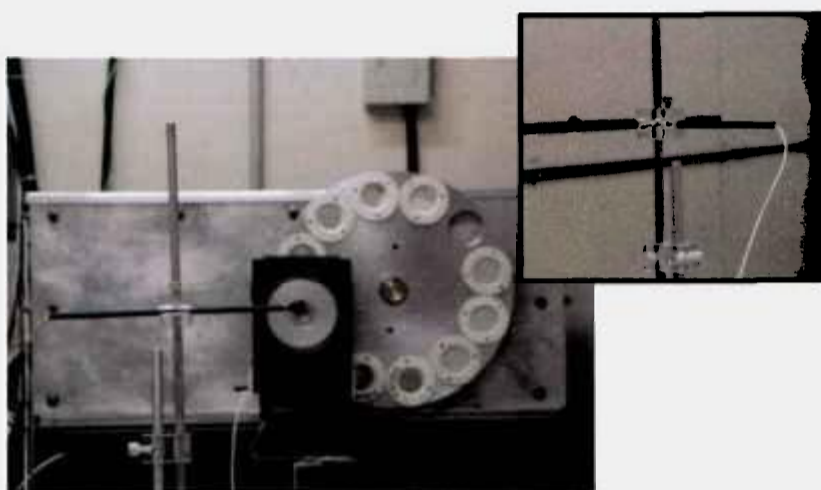


FIGURA 5.1 - Arranjo experimental utilizado para determinação da homogeneidade do campo de radiação na direção vertical, a 100 cm do foco, no equipamento E5, utilizando 70 kV de tensão nominal, 10 mA de corrente e filtração adicional de 2,5 mmAl.

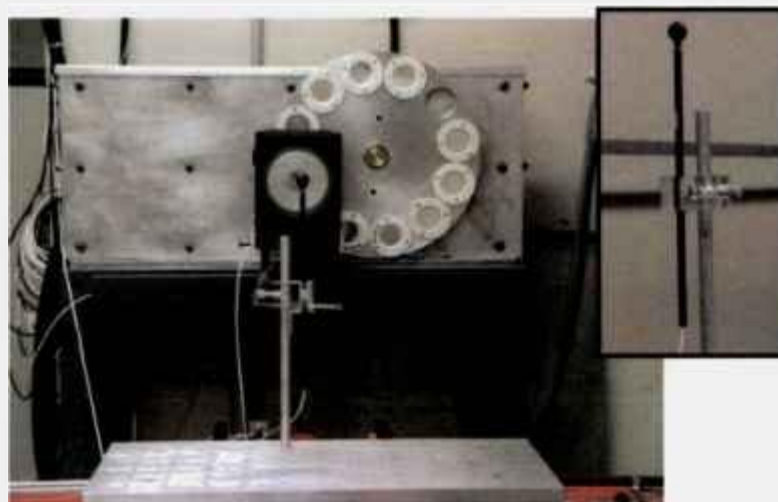


FIGURA 5.2 - Arranjo experimental utilizado para determinação da homogeneidade do campo de radiação na direção horizontal, a 100 cm do foco, no equipamento E5, utilizando 70 kV de tensão nominal, 10 mA de corrente e filtração adicional de 2,5 mmAl.

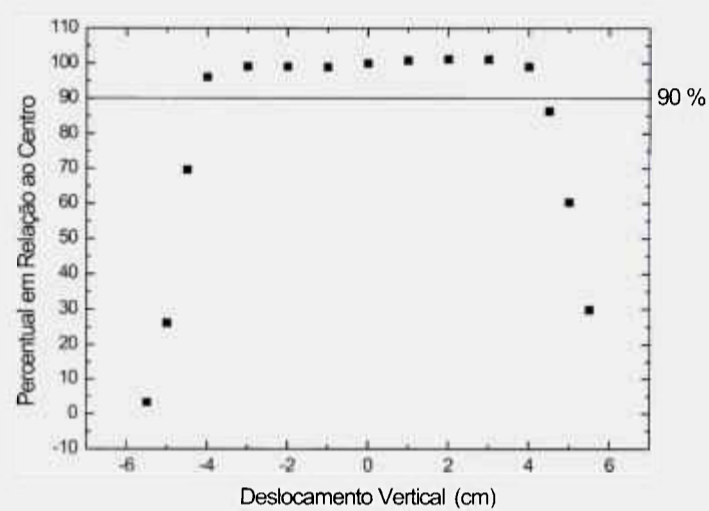


FIGURA 5.3 - Homogeneidade do campo de radiação na direção vertical, a 100 cm do foco, no equipamento E5, utilizando 70 kV de tensão nominal, 10 mA de corrente e filtração adicional de 2,5 mmAl.

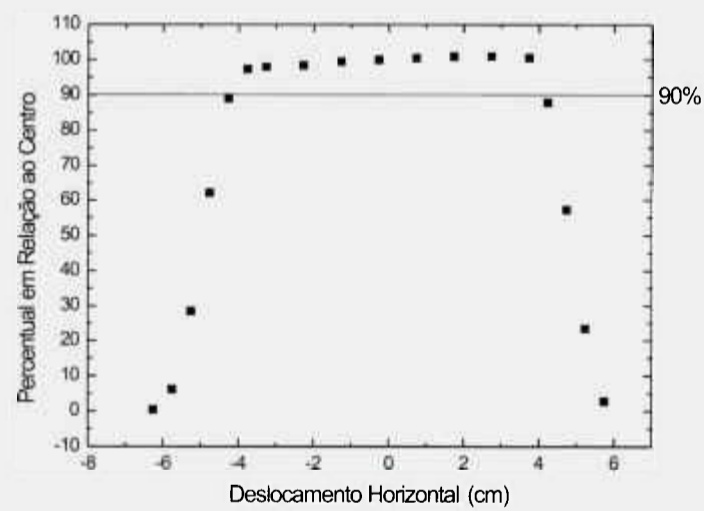


FIGURA 5.4 - Homogeneidade do campo de radiação na direção horizontal, a 100 cm do foco, no equipamento E5, utilizando 70 kV de tensão nominal, 10 mA de corrente e filtração adicional de 2,5 mmAl.

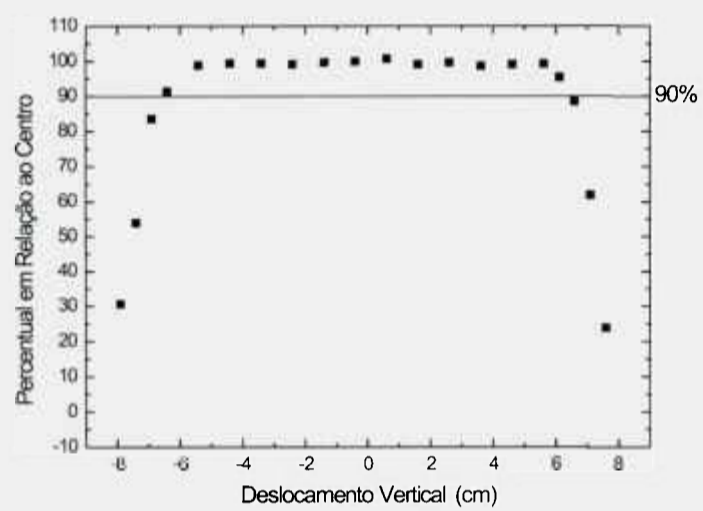


FIGURA 5.5 - Homogeneidade do campo de radiação na direção vertical, a 150 cm do foco, no equipamento E5, utilizando 70 kV de tensão nominal, 10 mA de corrente e filtração adicional de 2,5 mmAl.

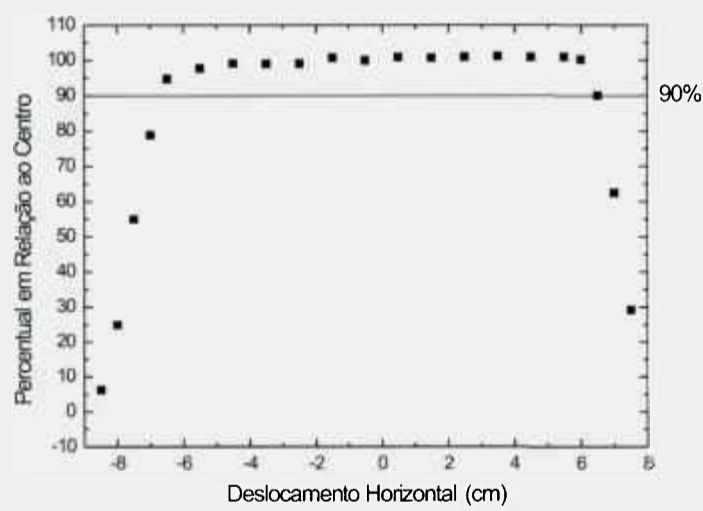


FIGURA 5.6 - Homogeneidade do campo de radiação na direção horizontal, a 150 cm do foco, no equipamento E5, utilizando 70 kV de tensão nominal, 10 mA de corrente e filtração adicional de 2,5 mmAl.

Posteriormente, foram iniciadas as medidas para a determinação das CSR. Todos os campos padrões listados na TAB. 5.1 foram estabelecidos no LNMRI. A câmara de ionização C14 foi utilizada para a determinação das CSR.

Os filtros absorvedores de alumínio utilizados possuem pureza superior a 99,999% para todas as espessuras.

O arranjo experimental montado para as medidas de CSR está apresentado na FIG. 5.7, com distâncias foco-colimador de 47,2 cm, foco-filtros absorvedores de 37,0 cm e foco-filtração adicional 15,7 cm.

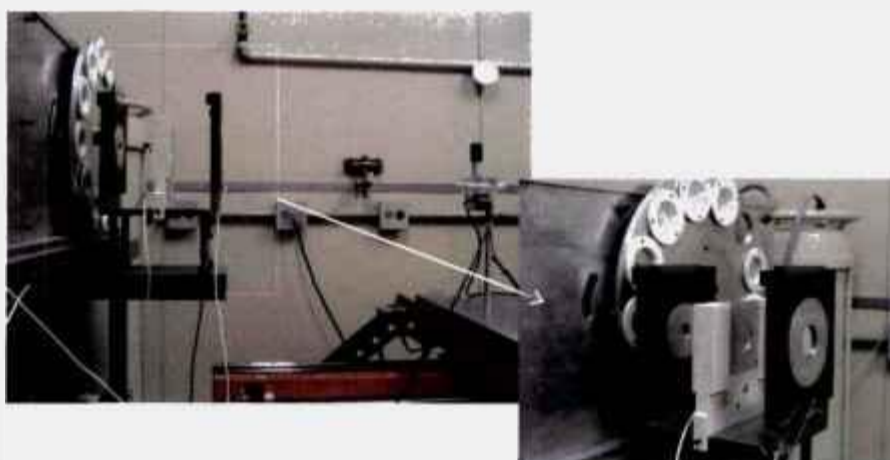


FIGURA 5.7 - Arranjo experimental utilizado para determinação das CSR no equipamento E5.

Para os feixes de radiação X não atenuados, as medidas foram feitas com uma filtração adicional de 2,5 mmAl, mais a filtração inerente do equipamento, que é de 1,0 mmBe.

Para algumas qualidades de radiação, os valores obtidos para a 1ª CSR não coincidiram com os valores recomendados pela norma IEC 61267.⁽⁴⁶⁾ Segundo a norma, a CSR não deve variar mais que 0,1 mmAl do valor recomendado. Como esta norma está em revisão, foi decidido que os feixes seriam implantados seguindo os parâmetros utilizados no PTB, visto que tanto o sistema padrão nacional do LNMRI quanto o sistema padrão do IPEN têm rastreabilidade a este laboratório primário alemão.

Os valores obtidos para as 1ª e 2ª CSR, assim como o coeficiente de homogeneidade, que é a razão entre a 1ª CSR e a 2ª CSR, e as taxas de kerma no ar em cada qualidade estabelecida estão apresentados na TAB. 5.2. A partir do valor da CSR, é possível calcular a energia efetiva do feixe, que é a energia que teria um feixe monoenergético de mesma CSR.⁽⁷⁶⁾ Para a determinação da energia efetiva, foi utilizado o gráfico apresentado na FIG. 5.8, que é baseado em tabelas de conversão.^(49,50) As energias efetivas obtidas também estão apresentadas na TAB. 5.2. Para os feixes diretos, a distância foco-câmara utilizada foi de 100 cm. Já para os feixes atenuados, devido ao diâmetro do padrão nacional (11,8 cm), a distância foco-câmara utilizada foi de 150 cm. Os valores da taxa de kerma no ar em cada qualidade foram medidos com os respectivos sistemas padrões - a câmara C7 para os feixes diretos e a câmara C8 para os feixes atenuados - e utilizando uma corrente de 10 mA, para os feixes diretos, e 20 mA para os feixes atenuados.

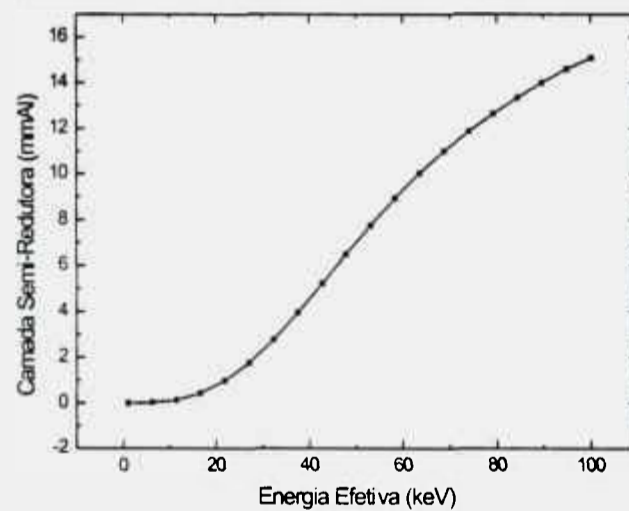


FIGURA 5.8 - Curva para conversão da CSR, em mmAl, para energia efetiva. Foi feito um ajuste polinomial de sexta ordem.^(49,50)

TABELA 5.2 - Características dos feixes de radiação X estabelecidos no LNMRI, no equipamento E5.

Qualidade da Radiação	1ª CSR (mmAl)	2ª CSR (mmAl)	Coefficiente de Homogeneidade	Energia Efetiva (keV)	Taxa de Kerma no Ar (mGy/min)
RQR2	1,46	1,84	0,79	25,20	10,66
RQR3	1,80	2,42	0,74	27,20	19,16
RQR4	2,15	2,98	0,72	29,15	28,58
RQR5	2,45	3,56	0,69	30,65	38,64
RQR6	2,76	4,16	0,66	32,16	49,66
RQR7	3,08	4,78	0,64	33,65	61,29
RQR8	3,42	5,38	0,64	35,20	73,88
RQR9	4,08	6,47	0,63	38,05	100,65
RQR10	5,11	8,32	0,61	42,30	145,06
RQA2	2,27	2,62	0,87	29,75	1,85
RQA3	3,91	4,30	0,91	37,34	1,22
RQA4	5,55	6,11	0,91	44,10	1,14
RQA5	6,95	7,78	0,89	49,80	1,27
RQA6	8,39	8,84	0,95	55,90	1,48
RQA7	9,52	10,00	0,95	61,10	1,81
RQA8	10,30	10,71	0,96	65,50	2,10
RQA9	11,91	12,21	0,98	74,40	2,90
RQA10	13,56	14,44	0,94	86,30	4,87

Após o estabelecimento destes feixes de radiação, foi realizada a calibração dos sistemas padrões do LCI. Nos feixes diretos, foi calibrada a câmara C2. Nos feixes atenuados, foi calibrada a câmara C3. Os coeficientes de calibração obtidos estão listados nas TAB. 5.3. Pode-se verificar que as duas câmaras de ionização apresentam baixa dependência energética: o modelo RC6 apresenta apenas 1,3% de dependência energética nos feixes diretos e o modelo RC180 também apresenta apenas 1,2% de dependência energética nos feixes atenuados.

TABELA 5.3 - Coeficientes de calibração obtidos para os novos sistemas padrões do LCI nas qualidades de radiodiagnóstico convencional estabelecidos no equipamento E5: câmara C2 para os feixes diretos (RQR) e câmara C3 para os feixes atenuados (RQA). As incertezas expandidas associadas aos coeficientes de calibração foram de 0,85% para os feixes diretos e de 0,82% para os feixes atenuados.

Qualidade da Radiação	Coeficiente de Calibração ($\times 10^6$ Gy/C)	Qualidade da Radiação	Coeficiente de Calibração ($\times 10^5$ Gy/C)
RQR2	4,633	RQA2	1,542
RQR3	4,646	RQA3	1,538
RQR4	4,648	RQA4	1,528
RQR5	4,652	RQA5	1,525
RQR6	4,663	RQA6	1,530
RQR7	4,677	RQA7	1,536
RQR8	4,678	RQA8	1,544
RQR9	4,691	RQA9	1,542
RQR10	4,683	RQA10	1,532

5.2 Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI), IPEN

Os campos padrões de CT foram estabelecidos em um equipamento de radiação X do LCI - equipamento E4, descrito na seção de Materiais e Métodos. Este equipamento é de alta frequência e tem uma filtração inerente de 0,8 mmBe. O intervalo da tensão é de 5 a 160 kV e o intervalo de corrente é de 0,1 a 45 mA. Existem três sistemas padrões para as qualidades implantadas neste equipamento: as câmaras C1, C2 e C3.

Para o estabelecimento de campos padrões, foi confeccionado um sistema de colimação em alumínio formado por um conjunto de 2 colimadores, como pode ser visto na FIG. 5.9. Os colimadores foram posicionados a 27,5 cm e a 37,8 cm do foco do tubo. Para a posição do segundo colimador, que é o que define o tamanho do campo, foram confeccionados quatro colimadores com diâmetros diferentes: 1,7 cm, 3,4 cm, 5,1 cm e 6,8 cm.

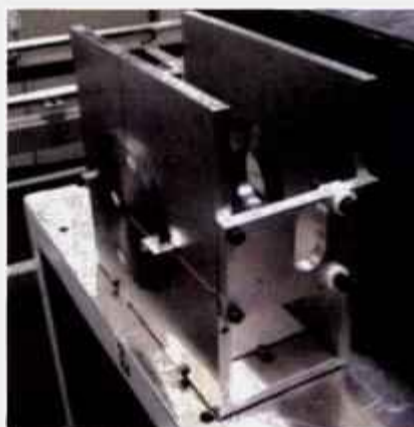


FIGURA 5.9 - Sistema de colimação do equipamento E4 do LCI.

O centro do campo e a distância foco-câmara são definidos por sistema posicionador a laser, que possibilita o posicionamento dos detectores de forma simples e precisa, como mostra a FIG. 5.10.



FIGURA 5.10 - Sistema de lasers que permite o posicionamento preciso dos detectores no equipamento E4.

Durante todas as medidas, a constância da intensidade de radiação X foi verificada com a utilização da câmara monitora C12.

5.2.1 Alinhamento do Tubo de Radiação X

Inicialmente, o tubo de radiação X foi alinhado perpendicularmente ao trilho onde são posicionados os instrumentos de medição. Nesta condição, foram feitas medidas da homogeneidade do campo utilizando a câmara C10.

As primeiras medidas obtidas na direção vertical mostraram um campo com homogeneidade acima de 95% em relação ao valor medido no centro para todos os quatro colimadores, como pode ser visto na FIG. 5.11.

Entretanto, na horizontal, os resultados mostraram uma fortíssima influência do efeito anódico, como pode ser visto na FIG. 5.12. Neste caso, só foram feitas medidas com dois colimadores.

A idéia inicial de alinhar o tubo perpendicularmente ao trilho teve que ser revista na tentativa de melhorar a homogeneidade horizontal. Para determinar o ângulo de rotação necessário para o tubo de radiação X, foram feitas medidas na direção horizontal a 100 cm do foco sem o sistema de colimação, muito embora a caixa de chumbo, que blindava o tubo de radiação X, e o sistema obturador, que não foram retirados, também contribuam para a colimação do feixe primário. Com estas medidas, pôde-se determinar o ponto de máximo a 19 cm do centro, na direção positiva do deslocamento. O ângulo necessário para deslocar o ponto de máximo para o centro foi estimado em 11° . A

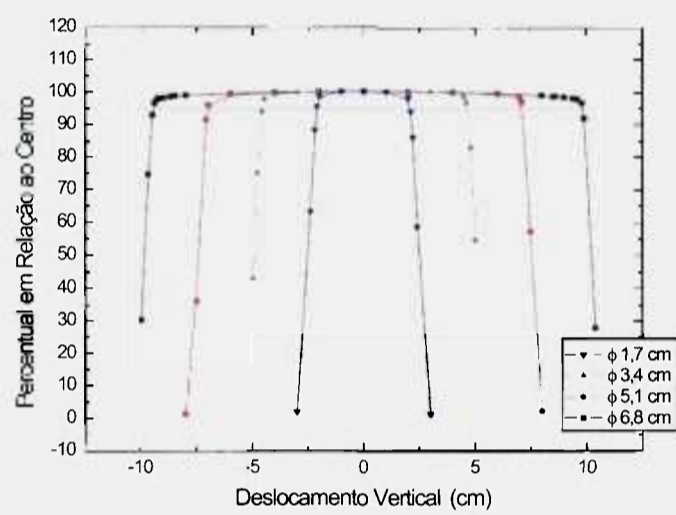


FIGURA 5.11 - Homogeneidade vertical do campo de radiação para quatro colimadores diferentes, no equipamento E4.

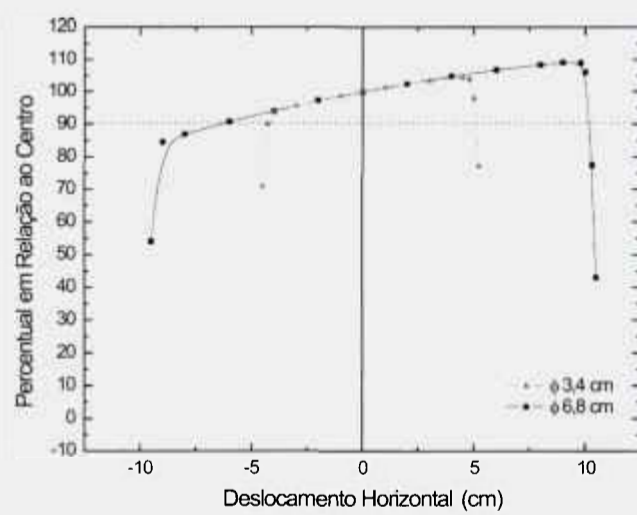


FIGURA 5.12 - Homogeneidade horizontal do campo de radiação, mostrando forte influência do efeito anódico, para dois colimadores diferentes, no equipamento E4.

FIG. 5.13 apresenta os resultados obtidos antes e após a rotação do tubo, que no caso foi de $11,5^\circ$ por razões práticas. A melhora na homogeneidade do campo em torno do ponto central foi bastante evidente, muito embora o efeito anódico ainda possa ser observado. O tubo foi fixado na nova posição e a diferença no arranjo com o tubo reto e rotacionado pode ser observado na FIG. 5.14.

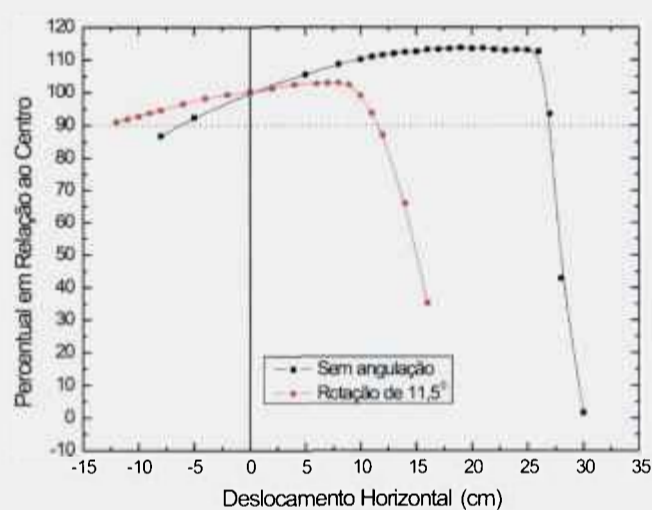


FIGURA 5.13 - Homogeneidade horizontal do campo de radiação em duas condições: sem angulação do tubo e com uma rotação de $11,5^\circ$, no equipamento E4.

Além de melhorar a homogeneidade do campo na região central, a rotação do tubo também acarreta um estreitamento do campo do lado do catodo (lado positivo), como pode ser observado na FIG. 5.13. Com o tubo rotacionado em $11,5^\circ$, o campo a 100 cm, sem a presença do sistema de colimação, considerando-se uma homogeneidade melhor do que 90%, já está limitado a aproximadamente 22 cm de diâmetro. Devido a esta restrição, decidiu-se não aumentar ainda mais o ângulo, embora isso pudesse melhorar um pouco mais a homogeneidade do campo.

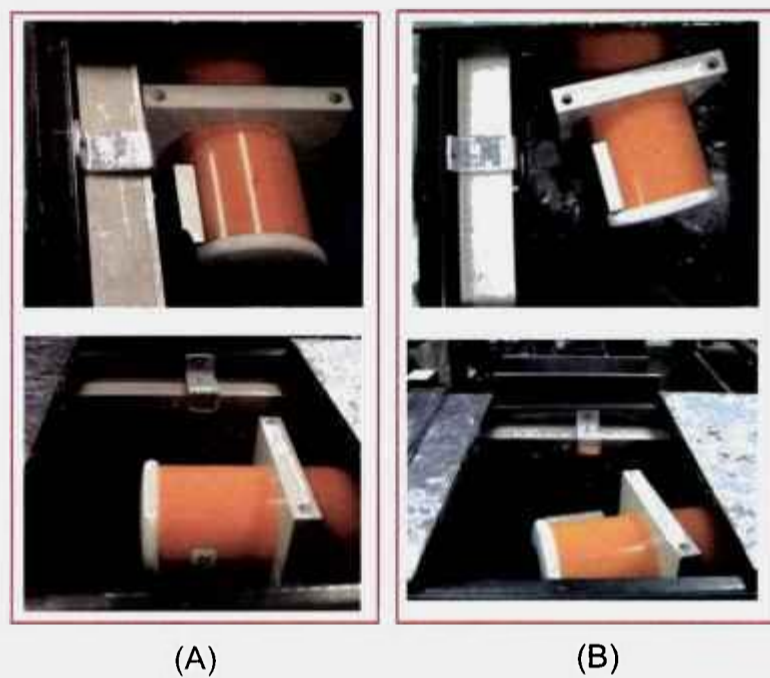


FIGURA 5.14 - Diferença no arranjo experimental com o tubo reto(A) e rotacionado em $11,5^\circ$ (B), no equipamento E4.

Após os ajustes de alinhamento do tubo, foram feitas medidas para a determinação do tamanho e da homogeneidade do campo nas direções vertical e horizontal a uma distância foco-câmara de 100 cm para os quatro colimadores. Os arranjos experimentais utilizados para as medidas estão apresentados nas FIG. 5.15 e 5.16. Para todas as medidas, foram utilizadas as seguintes condições: 70 kV de tensão nominal, 10 mA de corrente e filtração adicional de 2,5 mmAl. Os resultados obtidos estão apresentados nas FIG. 5.17 e 5.18.

Observa-se pelas FIG. 5.17 e 5.18 que, principalmente na direção horizontal, o campo real não é completamente simétrico, o que ainda é uma consequência do efeito anódico. Por isso, a partir das medidas anteriores, foram definidos campos simétricos, denominados de campos úteis, como mostra a TAB. 5.4. Observa-se que a homogeneidade na direção vertical é sempre superior à homogeneidade na direção horizontal.

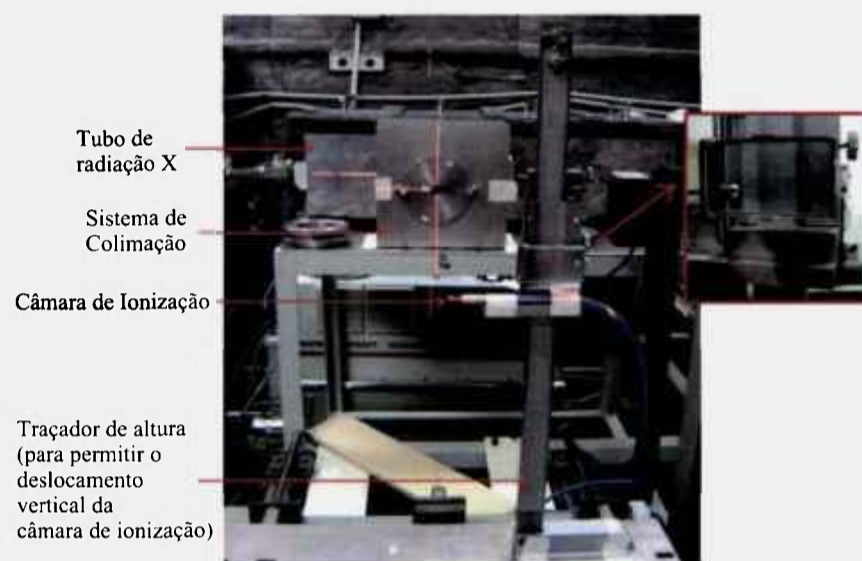


FIGURA 5.15 - Arranjo experimental utilizado para determinação da homogeneidade do campo de radiação na direção vertical, a 100 cm do foco, no equipamento E4, utilizando 70 kV de tensão nominal, 10 mA de corrente e filtração adicional de 2,5 mmAl. No detalhe apresenta-se a escala posicionadora utilizada.

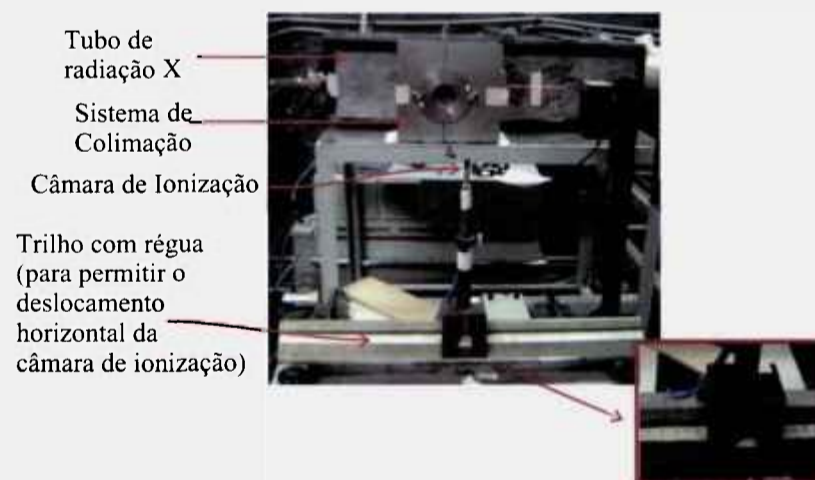


FIGURA 5.16 - Arranjo experimental utilizado para determinação da homogeneidade do campo de radiação na direção horizontal, a 100 cm do foco, no equipamento E4, utilizando 70 kV de tensão nominal, 10 mA de corrente e filtração adicional de 2,5 mmAl. No detalhe apresenta-se a escala posicionadora utilizada.

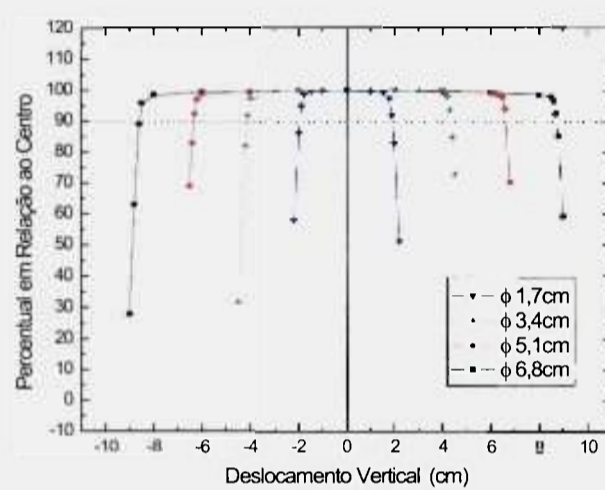


FIGURA 5.17 - Homogeneidade do campo de radiação na direção vertical, a 100 cm do foco, no equipamento E4, utilizando 70 kV de tensão nominal, 10 mA de corrente e filtração adicional de 2,5 mmAl, para diferentes diâmetros de colimadores.

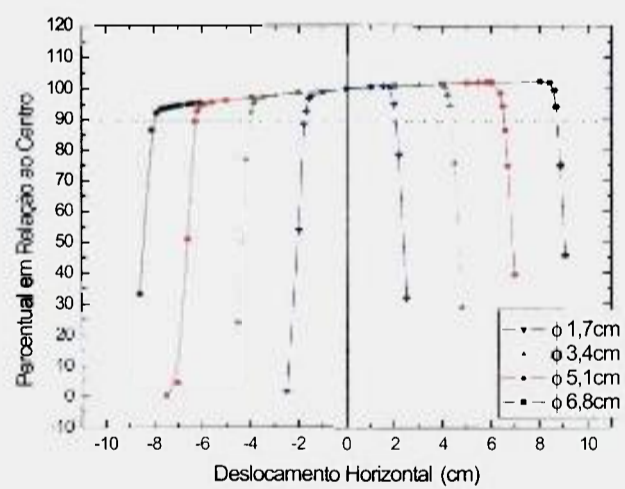


FIGURA 5.18 - Homogeneidade do campo de radiação na direção horizontal, a 100 cm do foco, no equipamento E4, utilizando 70 kV de tensão nominal, 10 mA de corrente e filtração adicional de 2,5 mmAl, para diferentes diâmetros de colimadores.

TABELA 5.4 - Tamanho e homogeneidade do campo útil de radiação para quatro colimadores distintos, a 100 cm do foco, no equipamento E4, utilizando 70 kV de tensão nominal, 10 mA de corrente e filtração adicional de 2,5 mmAl.

Diâmetro do Colimador (cm)	Diâmetro do Campo Útil (cm)	Homogeneidade Vertical (%)	Homogeneidade Horizontal (%)
1,7	3,6	97%	90%
3,4	8,0	97%	92%
5,1	12,4	97%	94%
6,8	16,0	98%	92%

5.2.2 Determinação das Camadas Semi-Redutoras

Foram implantadas no equipamento E4 todas as qualidades descritas na TAB. 5.1. Os feixes de referência para a calibração das câmaras de CT são as qualidades RQR9 e RQA9.⁽⁴⁵⁾ As demais qualidades serão utilizadas para calibração de outros dosímetros de radiodiagnóstico e também para um estudo mais amplo da dependência energética das câmaras de ionização tipo lápis. Para todas as qualidades, foram utilizados filtros adicionais de alta pureza, superior a 99,999%. Estes filtros foram cortados a partir de um mesmo tarugo, pela técnica da eletroerosão a fio. Esta técnica permite um corte preciso e com pouca perda de material. A câmara de ionização utilizada para determinação das CSR foi a câmara C11. Essa câmara foi escolhida por apresentar baixa dependência energética em um largo intervalo de energia, incluindo o intervalo das qualidades de radiação a serem implantadas. Para minimizar os efeitos da radiação espalhada, condição fundamental nas medidas de CSR,^(47,76) foi utilizado o menor colimador disponível, de 1,7 cm de diâmetro. O campo gerado por este colimador é suficiente para cobrir toda a área sensível da câmara C11. Os filtros absorvedores de alumínio utilizados nos testes de CSR possuem pureza superior a 99,9%.

O arranjo experimental montado para as medidas de CSR está apresentado na FIG. 5.19, com distâncias foco-câmara de 100 cm, foco-colimador de 37,8 cm, foco-filtros absorvedores de 38,0 cm e foco-filtração adicional 18,3 cm. Na FIG. 5.20, é possível observar como foi feito o posicionamento da filtração adicional e dos filtros absorvedores durante o teste de CSR.

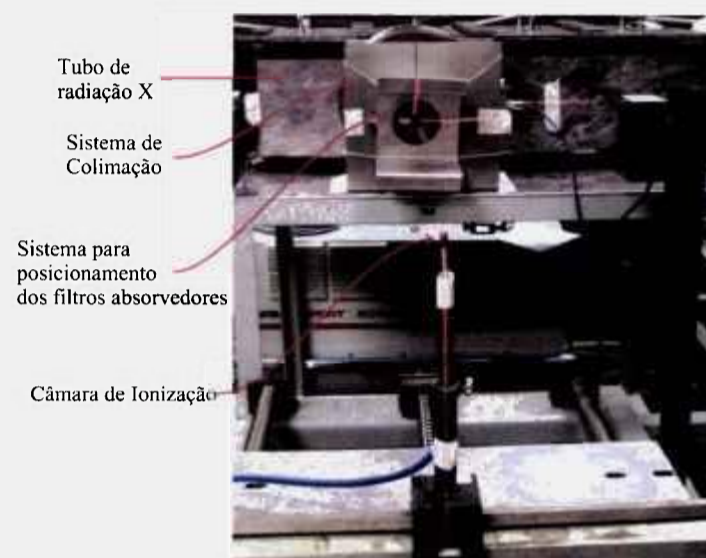


FIGURA 5.19 - Arranjo experimental utilizado para determinação das CSR no equipamento E4.

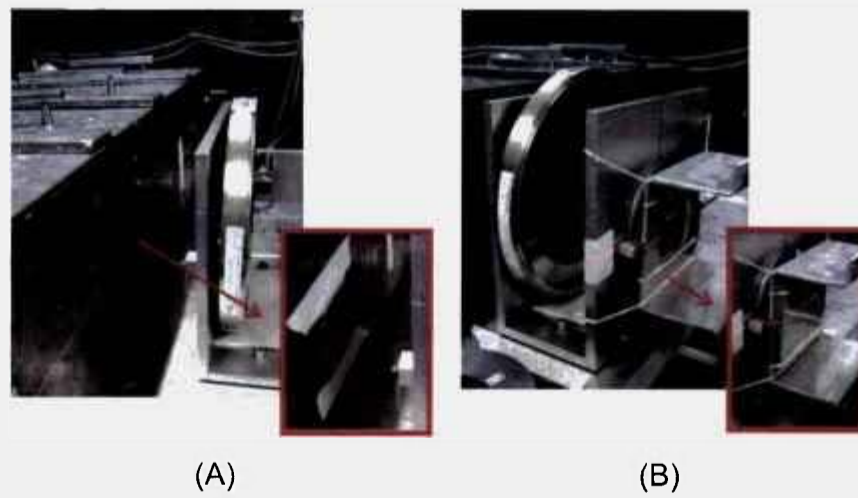


FIGURA 5.20 - Posicionamento da filtração adicional (A) e dos filtros absorvedores (B) durante o teste de CSR no equipamento E4.

Os valores obtidos para as 1ª e 2ª CSR, o coeficiente de homogeneidade e as taxas de kerma no ar em cada qualidade de radiação estabelecida estão apresentados na TAB. 5.5. Os valores de taxas de kerma no ar em cada qualidade foram medidos com a câmara C1, que é um sistema padrão para estas qualidades, e utilizando uma corrente de 10 mA, para os feixes diretos, e 20 mA, para os feixes atenuados. A partir do valor da CSR, foram determinados os valores de energia efetiva dos feixes,⁽⁷⁶⁾ também apresentados na TAB. 5.5.

As curvas de atenuação obtidas para as qualidades descritas na TAB. 5.5 estão apresentadas nas FIG. 5.21, 5.22 e 5.23. Em todas as curvas foram feitos ajustes polinomiais de sexta ordem e os coeficientes de determinação R^2 obtidos foram todos melhores do que 0,9999.

Comparando os valores de CSR obtidos no LCI, IPEN, com os valores listados na TAB. 5.1, é possível perceber discordâncias em várias qualidades. As CSR obtidas nos feixes implantados no LNMRI, IRD, apresentados na TAB. 5.2, também são diferentes dos valores da norma IEC 61267,⁽⁴⁶⁾ de 1994. Atualmente esta norma está em revisão, e, como alguns valores de CSR estão bem diferentes dos valores encontrados na prática, muito provavelmente novos valores de referência aparecerão na nova versão. Atualmente, o LCI possui três sistemas padrões para as qualidades da norma IEC 61267:⁽⁴⁶⁾ a câmara C1, que possui certificado de calibração do laboratório primário PTB, Alemanha, tanto para as qualidades RQR quanto para as qualidades RQA; e duas câmaras calibradas no LNMRI (vide Item 5.1), a câmara C2 para os feixes diretos (RQR) e câmara C3 para os feixes atenuados (RQA), que possuem certificados de calibração do LNMRI, com rastreabilidade também ao PTB, Alemanha. As CSR do PTB, relatadas nos certificados de calibração, também não estão em completa concordância com os valores da norma. As FIG. 5.24 e 5.25 apresentam as diferenças entre as CSR obtidas no LCI (IPEN), no LNMRI (IRD), no PTB (em dois certificados distintos, um de 2003, referente ao sistema padrão do LNMRI, e outro de 2004, referente ao sistema padrão do LCI), e as CSR listadas na norma IEC 61267, 1994.⁽⁴⁶⁾ As diferenças entre os valores de CSR do PTB em anos consecutivos pode ser conseqüência da utilização de equipamentos distintos nas duas calibrações.

TABELA 5.5 - Características dos feixes de radiação X estabelecidos no LCI. no equipamento E4.

Qualidade da Radiação	1ª CSR (mmAl)	2ª CSR (mmAl)	Coefficiente de Homogeneidade	Energia Efetiva (keV)	Taxa de Kerma no Ar (mGy/min)
RQR2	1.44	1,80	0,80	25,10	13,79
RQR3	1.79	2,38	0,75	27,15	24,06
RQR4	2.09	2,92	0,72	28,80	35,35
RQR5	2.35	3.42	0,69	30,15	47,17
RQR6	2.65	3.99	0,66	31,65	60,39
RQR7	2.95	4.62	0,64	33,05	74,51
RQR8	3.24	5.20	0,62	34,40	89,81
RQR9	3.84	6.31	0,61	37,05	121,80
RQR10	4.73	7.79	0,61	40,75	175,19
RQA2	2.22	2.50	0,89	29,50	5,39
RQA3	3.91	4.15	0,94	37,30	3,39
RQA4	5.34	5.83	0,92	43,25	3,03
RQA5	6.86	7.32	0,94	49,40	3,40
RQA6	8.13	8.54	0,95	54,75	3,99
RQA7	9.22	9.70	0,95	59,70	4,87
RQA8	10.09	10.73	0,94	63,95	5,76
RQA9	11.39	12.16	0,94	71,15	7,93
RQA10	13.02	13.79	0,94	82,10	13,28

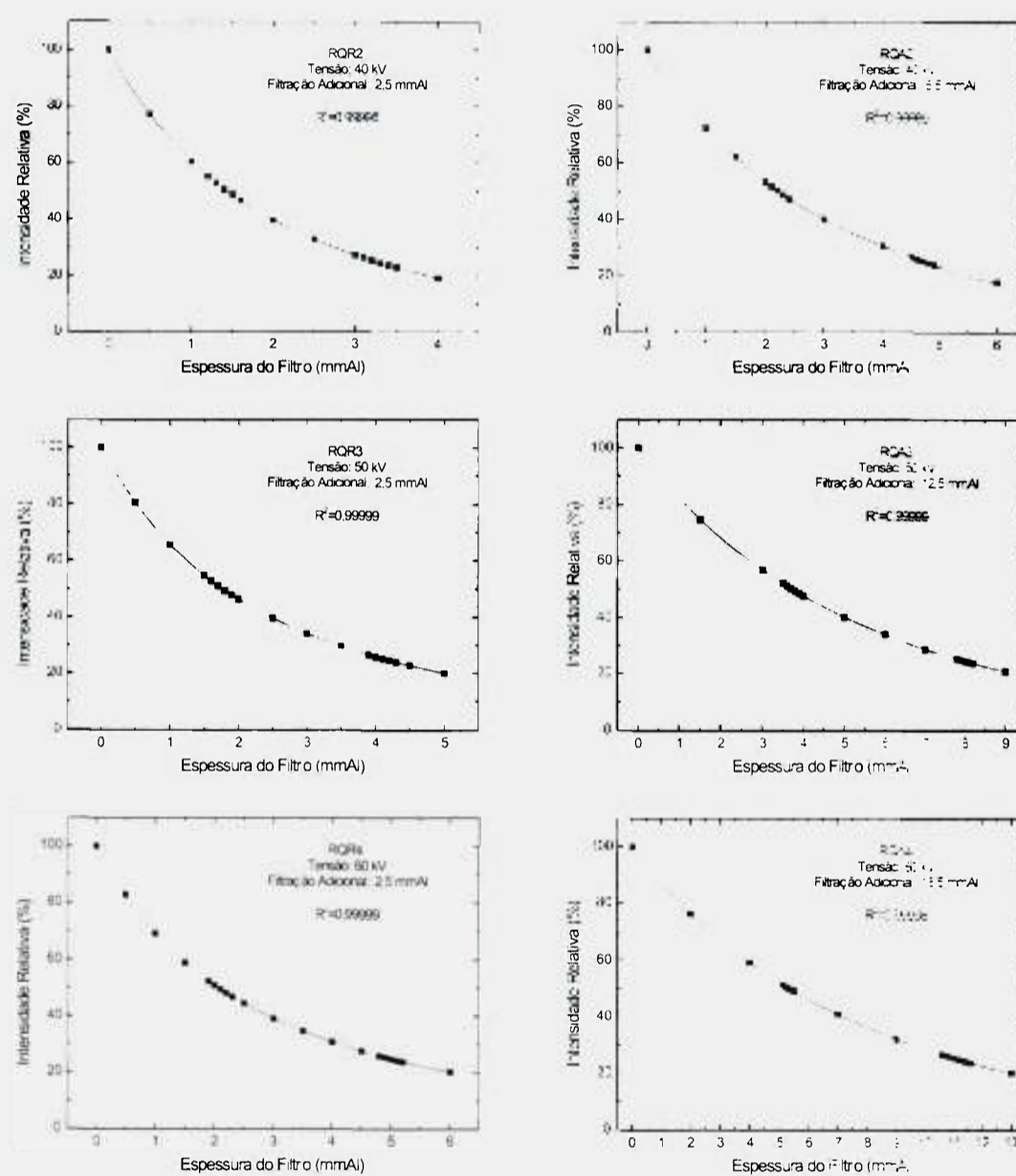


FIGURA 5.21 - Curvas de atenuação obtidas para as qualidades RQR2, RQR3, RQR4, RQA2, RQA3 e RQA4 implantadas no equipamento E4.

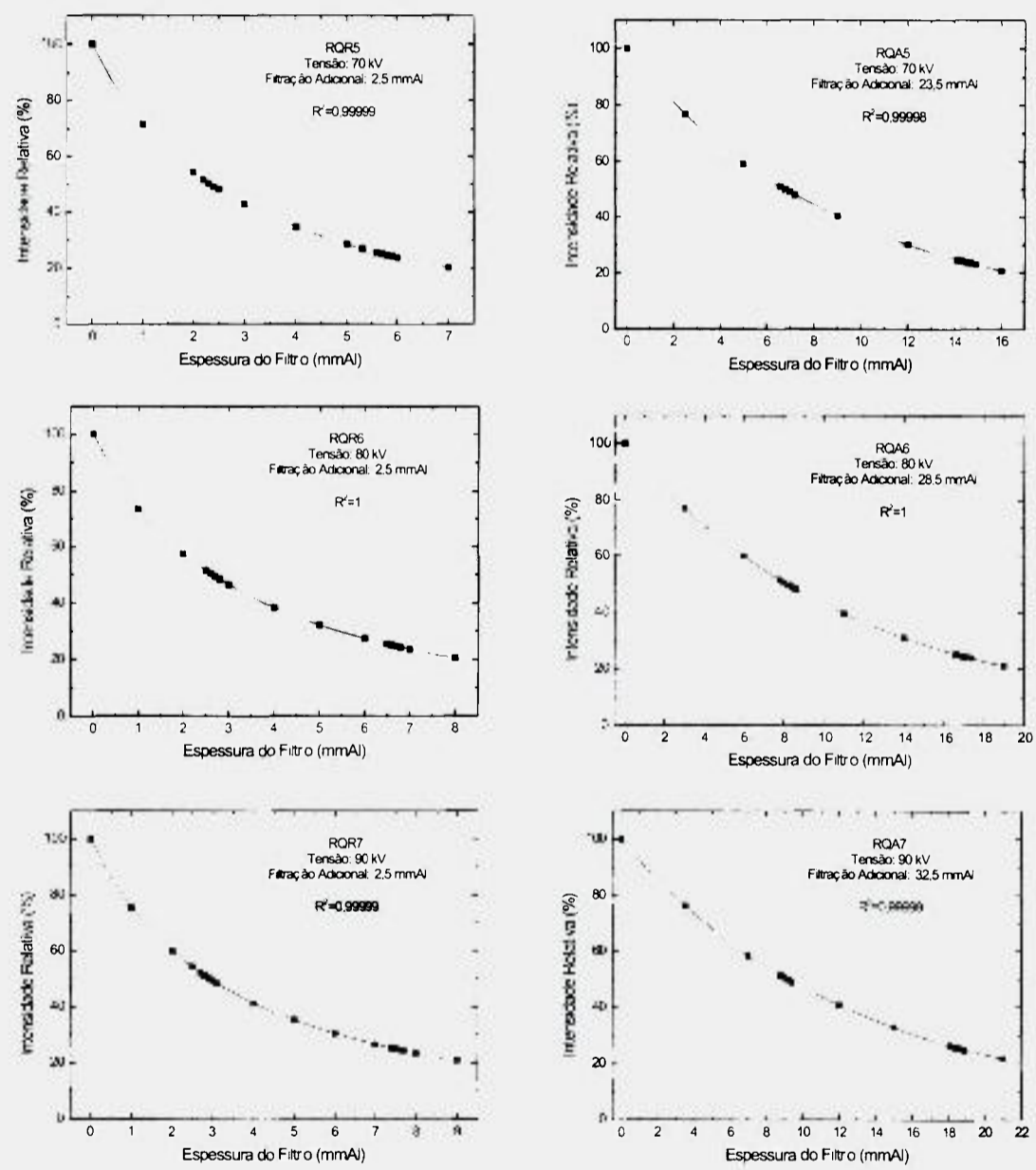


FIGURA 5.22 - Curvas de atenuação obtidas para as qualidades RQR5, RQR6, RQR7, RQA5, RQA6 e RQA7 implantadas no equipamento E4.

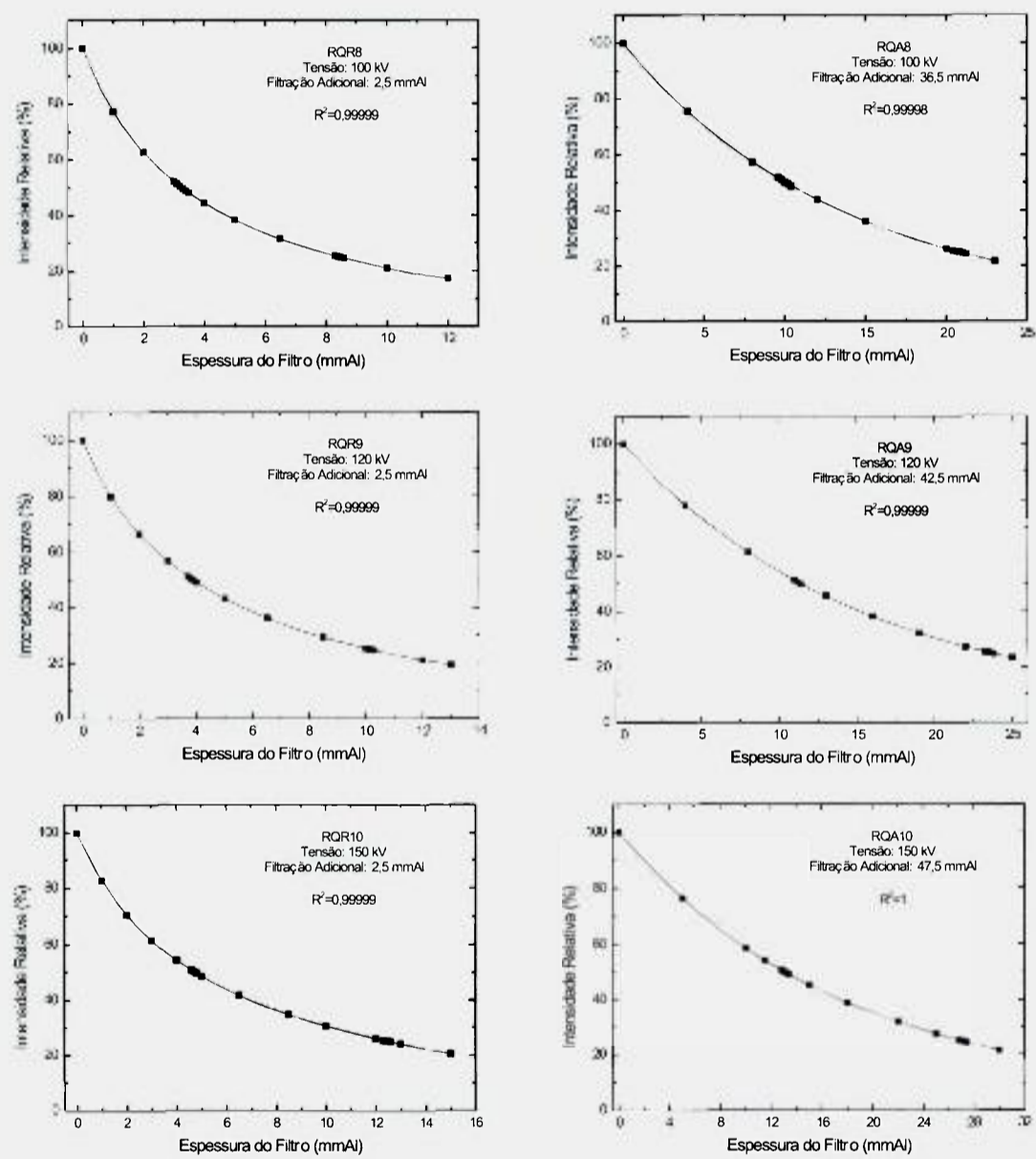


FIGURA 5.23 - Curvas de atenuação obtidas para as qualidades RQR8, RQR9, RQR10, RQA8, RQA9 e RQA10 implantadas no equipamento E4.

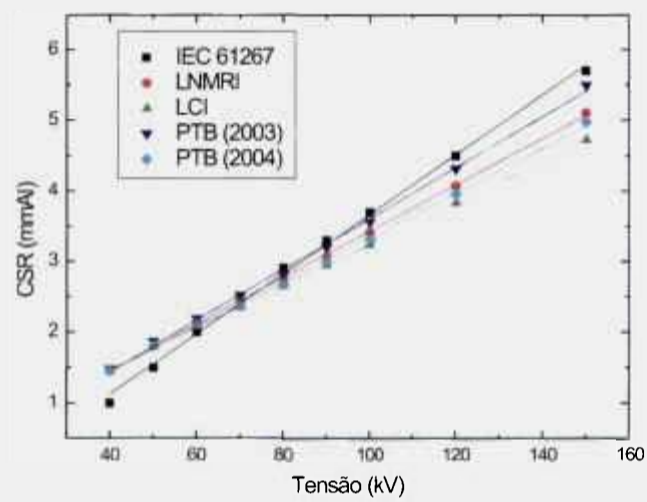


FIGURA 5.24 - Comparação entre os valores de CSR obtidas no LCI, IPEN, no LNMRI, IRD, no PTB (2003 e 2004) e os valores listados na norma IEC 61267⁽⁴⁶⁾ para as qualidades de radiodiagnóstico, feixes diretos.

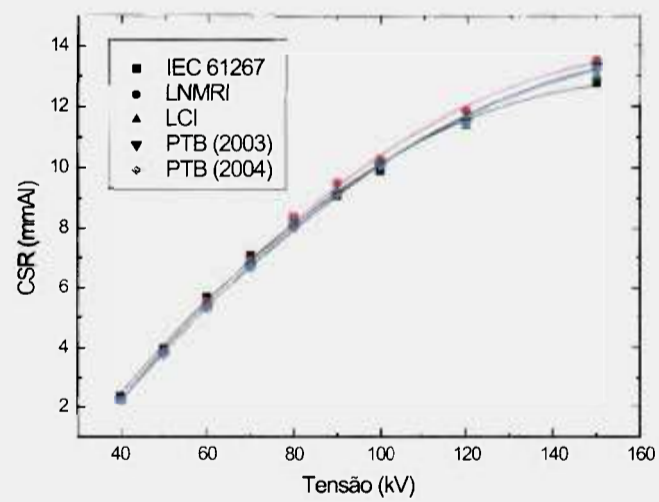


FIGURA 5.25 - Comparação entre os valores de CSR obtidas no LCI, IPEN, no LNMRI, IRD, no PTB (2003 e 2004) e os valores listados na norma IEC 61267⁽⁴⁶⁾ para as qualidades de radiodiagnóstico, feixes atenuados.

Com a falta de referência, e enquanto a versão revisada desta norma não é publicada, tanto os feixes do LCI, IPEN, quanto os do LNMRI, IRD, foram implantados utilizando os parâmetros de tensão e filtração adicional citados na norma IEC 61267⁽⁴⁶⁾ sem fazer nenhum ajuste, na tentativa de aproximar os valores de CSR dos valores listados nesta norma. Foi necessário, entretanto, corrigir os coeficientes de calibração dos sistemas padrões em relação às diferenças de CSR entre os feixes do LCI e os feixes dos laboratórios fornecedores da rastreabilidade. Para fazer estas correções, foram feitos gráficos, apresentados nas FIG. 5.26, 5.27, 5.28 e 5.29, dos fatores de correção¹ em função das CSR. Em todos os gráficos foram feitos os ajustes polinomiais que apresentaram melhores resultados.

A partir das curvas obtidas nas FIG. 5.26, 5.27, 5.28 e 5.29, pode-se calcular os novos coeficientes de calibração para os sistemas padrões, corrigindo as diferenças nas CSR. A TAB. 5.6 apresenta os novos e os antigos fatores de correção. Pode-se perceber que as diferenças percentuais entre estes fatores de correção são muito baixas, menores do que 0.65%.

¹Os fatores de correção são obtidos pela normalização dos coeficientes de calibração em relação às qualidades RQR5 e RQA5. Portanto, para se obter os valores reais dos coeficientes de calibração basta multiplicar os fatores de correção pelo coeficiente de calibração da qualidade RQR5 ou RQA5.

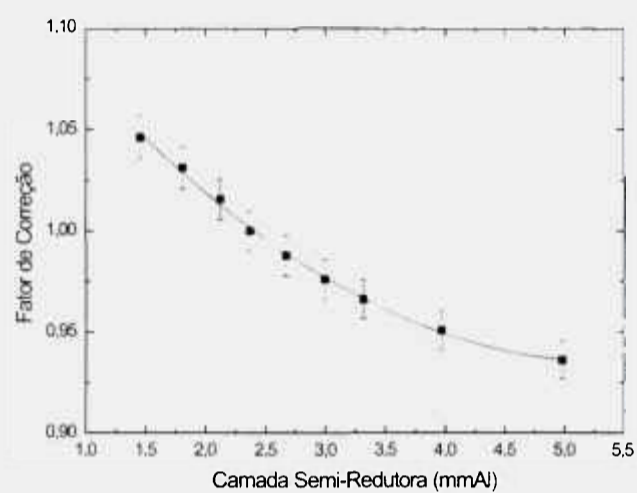


FIGURA 5.26 - Fatores de correção do sistema padrão C1, pertencente ao LCI, IPEN, em função das CSR dos feixes diretos do laboratório padrão primário PTB, na Alemanha, onde este sistema foi calibrado. A curva de ajuste é uma função polinomial de segunda ordem.

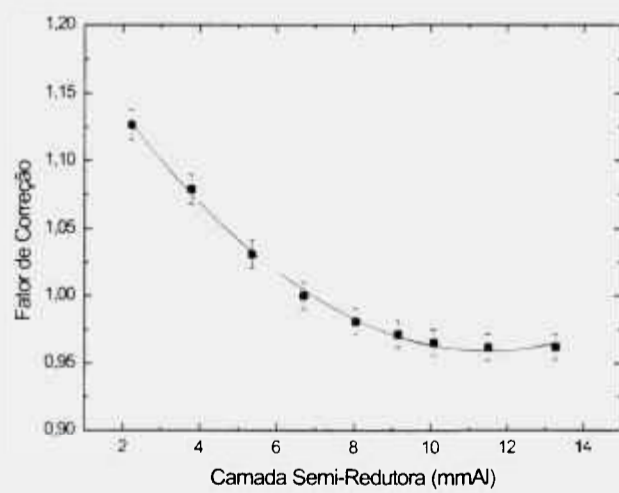


FIGURA 5.27 - Fatores de correção do sistema padrão C1, pertencente ao LCI, IPEN, em função das CSR dos feixes atenuados do laboratório padrão primário PTB, na Alemanha, onde este sistema foi calibrado. A curva de ajuste é uma função polinomial de segunda ordem.

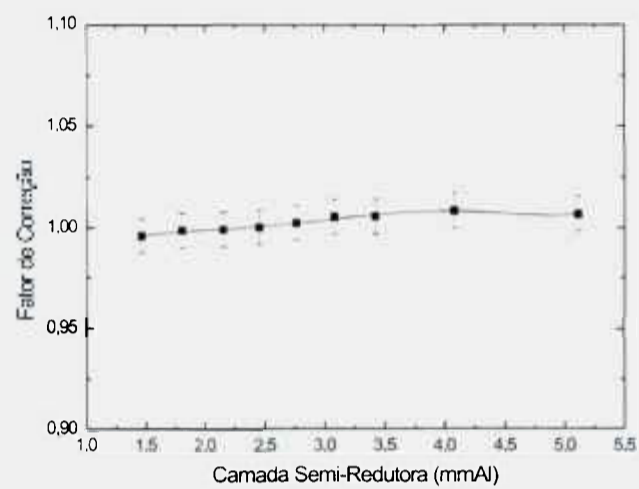


FIGURA 5.28 - Fatores de correção do sistema padrão C7, pertencente ao LCI. IPEN, em função das CSR dos feixes diretos do laboratório nacional LNMRI. IRD, onde este sistema foi calibrado. A curva de ajuste é uma função polinomial de quinta ordem.

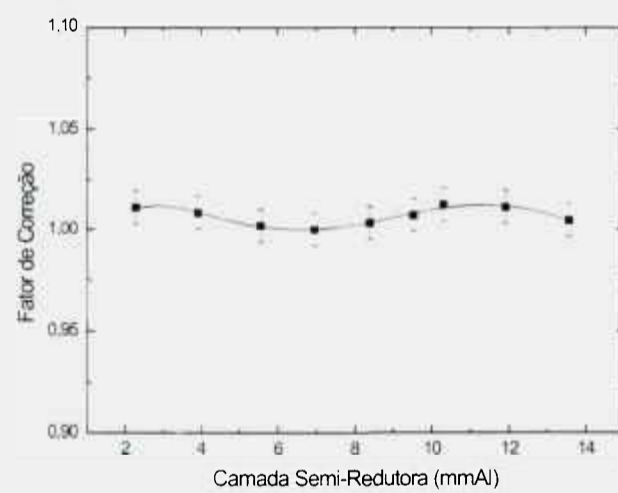


FIGURA 5.29 - Fatores de correção do sistema padrão C8, pertencente ao LCI. IPEN, em função da CSR dos feixes atenuados do laboratório nacional LNMRI. IRD, onde este sistema foi calibrado. A curva de ajuste é uma função polinomial de quinta ordem.

TABELA 5.6 - Correções nos coeficientes de calibração dos sistemas padrões do IPEN devido às diferenças de CSR entre os feixes do laboratório primário, PTB, e do laboratório nacional, LNMRI, em comparação com os feixes implantados no LCI, IPEN.

Coeficientes de Calibração						
Nomalizados para as Qualidades RQR5 e RQA5						
Qualidade da Radiação	Sistema Padrão PTW			Sistema Padrão Radcal		
	Sem Correção	Com Correção	Diferença (%)	Sem Correção	Com Correção	Diferença (%)
RQR2	1,046	1,049	0,29	0,996	0,996	0,00
RQR3	1,031	1,030	-0,10	0,999	0,998	-0,10
RQR4	1,016	1,015	-0,10	0,999	0,999	0,00
RQR5	1,000	1,002	0,20	1,000	1,000	0,00
RQR6	1,988	0,990	0,20	1,002	1,002	0,00
RQR7	0,976	0,978	0,20	1,005	1,003	-0,20
RQR8	0,966	0,969	0,31	1,006	1,005	-0,10
RQR9	0,951	0,953	0,21	1,008	1,008	0,00
RQR10	0,936	0,938	0,21	1,007	1,006	-0,10
RQA2	1,127	1,127	0,00	1,011	1,011	0,00
RQA3	1,079	1,072	-0,65	1,009	1,009	0,00
RQA4	1,031	1,033	0,19	1,002	1,002	0,00
RQA5	1,000	1,001	0,10	1,000	1,000	0,00
RQA6	0,981	0,981	0,00	1,003	1,003	0,00
RQA7	0,972	0,969	-0,31	1,007	1,008	0,10
RQA8	0,965	0,963	-0,21	1,012	1,011	-0,10
RQA9	0,962	0,959	-0,31	1,011	1,013	0,20
RQA10	0,962	0,963	0,10	1,005	1,009	0,40

6 METODOLOGIAS PARA CALIBRAÇÃO DAS CÂMARAS DE IONIZAÇÃO TIPO LÁPIS

Como já foi citado no Capítulo 3, existem algumas formas de calibração da câmara de ionização tipo lápis, e a diferença principal entre elas é a porção do comprimento sensível da câmara que é irradiada. Neste trabalho, foram estudadas duas formas de calibração: com irradiação total do comprimento sensível da câmara, que é a metodologia mais comum para calibração dos dosímetros; e com irradiação parcial do comprimento sensível da câmara, como recomenda a norma IEC 61674.⁽⁴⁵⁾

A principal vantagem da irradiação parcial do comprimento sensível é evitar os extremos da câmara, onde há uma diminuição da sensibilidade. Por isso, foi feito também um estudo para avaliação da homogeneidade da resposta ao longo do comprimento sensível da câmara C9.

6.1 Metodologia 1 - Irradiação Completa da Câmara

Na maioria dos procedimentos de calibração, toda a área sensível do dosímetro é irradiada. Também é possível calibrar as câmaras de ionização tipo lápis desta forma. Utilizando os campos padrões de radiodiagnóstico, estabelecidos no equipamento E4, a câmara C9 foi calibrada seguindo esta metodologia: os coeficientes de calibração obtidos estão apresentados na TAB. 6.1.

As incertezas expandidas associadas aos coeficientes de calibração foram estimadas em 1,18%. A TAB. 6.2 apresenta detalhadamente o cálculo de incerteza realizado. A incerteza associada ao posicionamento dos sistemas dosimétricos foi considerada desprezível por causa dos sistemas de posicionamento a laser instalados no equipamento E4. A diferença de formato e dimensão entre o sistema padrão e a câmara C9 faz com que estes dois sistemas sejam submetidos a campos de radiação de tamanhos, e portanto

TABELA 6.1 - Coeficientes de calibração obtidos para a câmara C9 nos campos padrões de radiodiagnóstico estabelecidos no equipamento E4, com irradiação completa do volume sensível da câmara de ionização.

Qualidade da Radiação	Coeficiente de Calibração (x10 ⁸ Gy/C)	Qualidade da Radiação	Coeficiente de Calibração (x10 ⁸ Gy/C)
RQR2	1.019	RQA2	1.035
RQR3	1.023	RQA3	1.060
RQR4	1.027	RQA4	1.056
RQR5	1.029	RQA5	1.065
RQR6	1.029	RQA6	1.044
RQR7	1.029	RQA7	1.031
RQR8	1.028	RQA8	1.019
RQR9	1.022	RQA9	1.005
RQR10	1.018	RQA10	0.996

homogeneidades, diferentes. A incerteza associada a esta diferença de geometria está apresentada no fator homogeneidade do campo de radiação.

A dependência energética obtida foi de 1.1% para os feixes diretos e de 6.9% para os feixes atenuados. As curvas de dependência energética estão apresentadas nas FIG. 6.1 e 6.2. Para os usuários deste tipo de câmara, a dependência energética entre os campos padrões RQR9 e RQA9 é também muito importante. Esta dependência energética, para a câmara C9, foi apenas de 1.7%.

TABELA 6.2 - Estimativa da incerteza expandida associada aos coeficientes de calibração obtidos para a câmara C9 nos campos padrões de radiodiagnóstico estabelecidos no equipamento E4, com irradiação completa do volume sensível da câmara de ionização.

Fator	Incerteza Padrão		
	Tipo A (%)	Tipo B (%)	Combinada (%)
Sistema Padrão			
Leitura	0,07	0,05	0,09
Temperatura e Pressão	0,09	0,06	0,11
Câmara Monitora	0,02	0,11	0,11
Estabilidade	-	0,25	0,25
Coefficiente de Calibração	-	0,39	0,39
Câmara C9			
Leitura	0,11	0,10	0,15
Temperatura e Pressão	0,13	0,08	0,15
Câmara Monitora	0,03	0,15	0,15
Homogeneidade do Campo de Radiação	-	0,18	0,18
Incerteza Padrão Combinada Total			0,59
Incerteza Expandida (Fator de Abrangência 2)			1,18

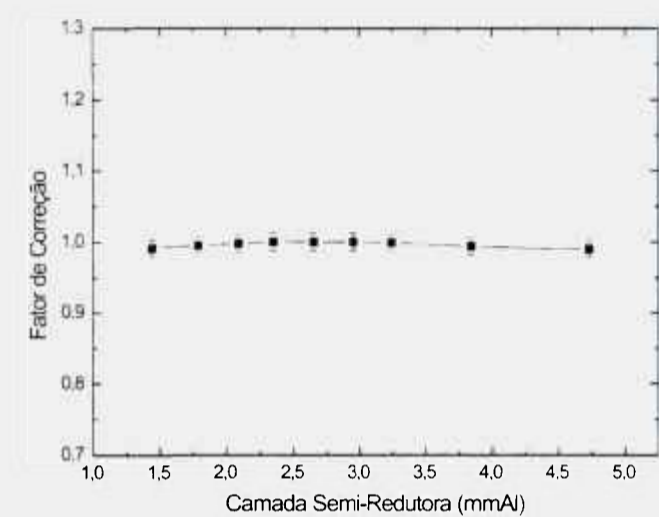


FIGURA 6.1 - Dependência energética da câmara C9 nos campos padrões de radiodiagnóstico, feixes diretos, estabelecidos no equipamento E4, com irradiação completa do volume sensível da câmara de ionização.

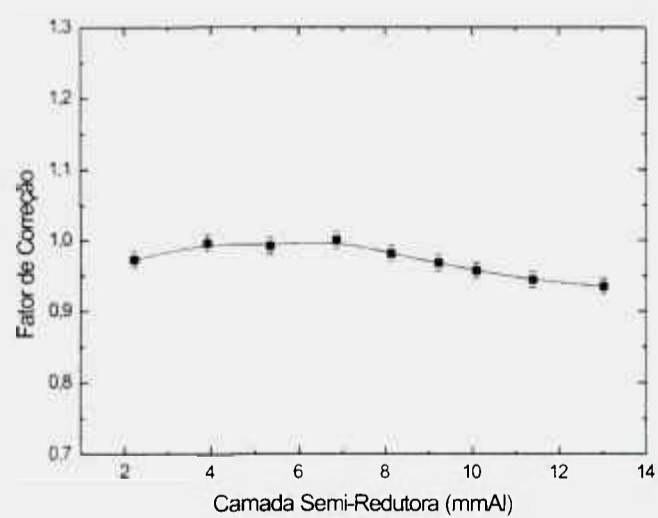


FIGURA 6.2 - Dependência energética da câmara C9 nos campos padrões de radiodiagnóstico, feixes atenuados, estabelecidos no equipamento E4, com irradiação completa do volume sensível da câmara de ionização.

6.2 Metodologia 2 - Irradiação Parcial da Câmara

A metodologia adotada para realização deste estudo foi a descrita por Bochud e colaboradores.⁽⁵⁶⁾ Neste trabalho, os pesquisadores chegaram à conclusão que são obtidos resultados melhores quando a calibração é feita irradiando-se 50% do volume sensível da câmara de ionização tipo lápis. Esta é também a recomendação da norma IEC 61674.⁽⁴⁵⁾ O procedimento de calibração sugerido neste trabalho é semelhante ao adotado na seção anterior, mas com a introdução de um sistema de colimação adicional que permite a irradiação parcial da câmara sob calibração.

Para garantir uma colimação precisa, o sistema de colimação deve ser colocado o mais próximo possível da câmara sob calibração. Esta proximidade, entretanto, gera um efeito indesejável: o aumento da contribuição da radiação espalhada na leitura. Este efeito é ainda mais acentuado porque a parte do volume sensível que está blindada em relação ao feixe primário não é insensível à radiação espalhada. Para a determinação do coeficiente de calibração, é necessário introduzir uma correção para este efeito. Esta correção é feita pela determinação da “leitura residual” na câmara de ionização, que é a leitura referente a um campo nulo. Esta leitura residual pode ser estimada por meio de um ajuste linear nas medidas feitas para pelo menos três tamanhos de campos distintos.

Para permitir a irradiação parcial da câmara C9 foi adaptado um colimador do tipo diafragma de um antigo equipamento de radiodiagnóstico. Este colimador é constituído de quatro placas de chumbo, cada uma com 7 cm de largura, que se deslocam aos pares, permitindo a construção de campos retangulares de vários tamanhos. A foto deste colimador está apresentada na FIG. 6.3.

Neste estudo, o sistema de colimação foi posicionado a 6 mm da câmara C9. A câmara foi posicionada perpendicularmente ao eixo anodo-catodo, para evitar o efeito anódico. A abertura horizontal do campo foi mantida fixa em 1,5 cm e a abertura vertical foi variada para permitir a irradiação de comprimentos diferentes da câmara.

Para obter melhores resultados, é necessário garantir uma boa homogeneidade do campo de radiação utilizado. Neste estudo, a homogeneidade dos campos de radiação utilizados foram sempre maiores do que 99%, porque, na direção vertical, a homogeneidade do campo é maior do que 99,5% até o diâmetro de campo de 8 cm, e maior do que 99,0% até o diâmetro de campo de 12 cm.



FIGURA 6.3 - Colimador retangular, tipo diafragma, que foi utilizado para irradiação parcial da câmara C9.

Este estudo foi realizado apenas para as duas qualidades de referência para a calibração da câmara de ionização tipo lápis, RQR9 e RQA9, estabelecidas no equipamento E4. Foram realizadas medidas utilizando aberturas verticais do campo de radiação desde 1 cm até o comprimento sensível total da câmara C9, que é de 10 cm. As FIG. 6.4 e 6.5 apresentam a resposta obtida (normalizada pela leitura da câmara monitora) para todos os tamanhos de campo de radiação.

Pelas curvas, observa-se um comportamento linear para todos os tamanhos de campos, exceto para o maior campo. A diferença percentual entre o ponto experimental referente ao maior campo e o ajuste linear foi de 1,17% para a qualidade RQR9 e de 1,04% para a qualidade RQA9. Para todos os outros campos, esta diferença não foi superior a 0,25% para a qualidade RQR9 e a 0,15% para a qualidade RQA9. A queda proporcional da resposta na irradiação total da câmara de ionização tipo lápis é um efeito esperado, porque os extremos da câmara apresentam uma menor sensibilidade (vide Item 6.2.1). Este é, inclusive, o principal argumento em defesa do procedimento de calibração com irradiação parcial da câmara.

A partir dos ajustes lineares feitos nas FIG. 6.4 e 6.5 foi possível determinar as leituras residuais. Foram feitos vários ajustes lineares, considerando campos diferentes, exceto o campo de 10 cm, que está nitidamente fora da linha de tendência. Em todos os ajustes, tanto para a qualidade RQR9 quanto para a qualidade RQA9, a leitura residual obtida não foi significativa e não gerou correções nos coeficientes de calibração. No trabalho de Bochud e colaboradores⁽⁵⁶⁾ também foi observado que, em algumas si-

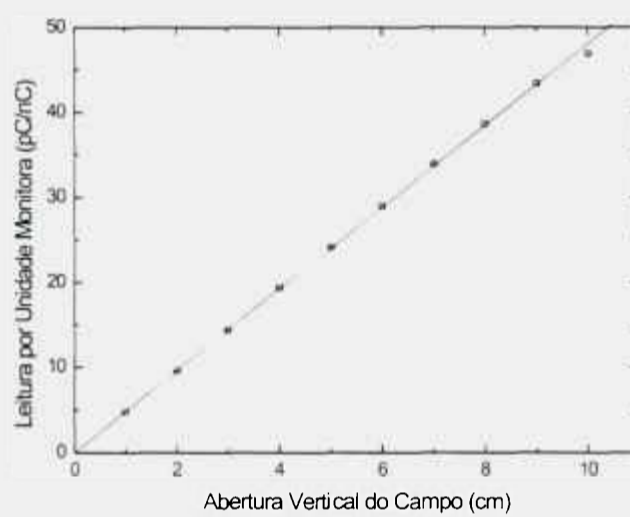


FIGURA 6.4 - Leituras obtidas com a câmara C9 no campo padrão RQR9 (feixe direto), estabelecido no equipamento E4, para campos de radiação com diferentes aberturas verticais e com 1.5 cm de abertura horizontal.

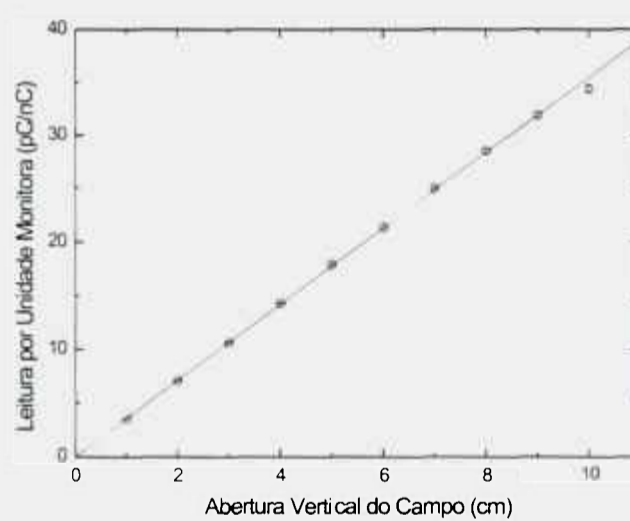


FIGURA 6.5 - Leituras obtidas com a câmara C9 no campo padrão RQA9 (feixe atenuado), estabelecido no equipamento E4, para campos de radiação com diferentes aberturas verticais e com 1.5 cm de abertura horizontal.

tuações onde a geometria de irradiação minimiza a contribuição da radiação espalhada, a correção para a leitura residual não é importante. Entretanto, também foi observado neste trabalho que numa mesma geometria de irradiação, câmaras diferentes podem apresentar valores bem distintos de leituras residuais. Como não é possível avaliar a importância da leitura residual sem estimar seu valor, é necessário sempre utilizar pelo menos três tamanhos de campos e determinar experimentalmente o valor da leitura residual. A TAB. 6.3 apresenta os valores dos coeficientes de calibração obtidos para dois campos com aberturas verticais distintas: 5 cm, que equivale a 50% do volume sensível da câmara C9 e é a abertura recomendada pela norma IEC 61674⁽⁴⁵⁾ e ratificada no trabalho de Bochud e colaboradores,⁽⁵⁶⁾ e 10 cm, que equivale à irradiação total da câmara C9.

TABELA 6.3 - Coeficientes de calibração obtidos para a câmara C9 nos campos padrões RQR9 e RQA9, estabelecidos no equipamento E4, para dois campos com aberturas verticais distintas: 5 cm, que equivale a 50% do volume sensível da câmara C9, e 10 cm, que equivale à irradiação total da câmara C9.

Abertura Vertical do Campo de Radiação (cm)	Coeficiente de Calibração ($\times 10^8$ Gy/C)	
	RQR9	RQA9
5	0.990	0.968
10	1.021	1.006

As diferenças percentuais entre os coeficientes da calibração obtidos nos campos descritos na TAB. 6.3 são de 3,1% para o campo padrão RQR9 e de 3,9% para o campo padrão RQA9. Bochud e colaboradores⁽⁵⁶⁾ também encontraram desvios da ordem de 3,5% para os coeficientes de calibração obtidos com aberturas de campos extremas.

As incertezas expandidas associadas aos coeficientes de calibração determinados com irradiação de 50% do volume sensível da câmara, com a utilização do sistema de colimação adicional, foram estimadas em 1,34%. A TAB. 6.4 apresenta detalhadamente o cálculo de incerteza realizado. As incertezas expandidas associadas aos coeficientes de calibração determinados com irradiação total do volume sensível da câmara, com a utilização do sistema de colimação adicional, foram estimadas em 1,38%, e o cálculo foi semelhante ao apresentado na TAB. 6.4, a menos do fator homogeneidade do campo que foi estimado em 0,18%, como na TAB. 6.2, já que foi utilizado um campo de radiação maior.

TABELA 6.4 - Estimativa da incerteza expandida associada aos coeficientes de calibração obtidos para a câmara C9 nos campos padrões de radiodiagnóstico estabelecidos no equipamento E4, com irradiação de 50% do volume sensível da câmara de ionização, com utilização do sistema de colimação adicional.

Fator	Incerteza Padrão		
	Tipo A (%)	Tipo B (%)	Combinada (%)
Sistema Padrão			
Leitura	0.07	0.05	0.09
Temperatura e Pressão	0.09	0.06	0.11
Câmara Monitora	0.02	0.11	0.11
Estabilidade	-	0.25	0.25
Coefficiente de Calibração	-	0.39	0.39
Câmara C9			
Leitura	0.11	0.10	0.15
Temperatura e Pressão	0.13	0.08	0.15
Câmara Monitora	0.03	0.15	0.15
Homogeneidade do Campo de Radiação	-	0.08	0.08
Abertura do Campo e Penumbra	-	0.36	0.36
Incerteza Padrão Combinada Total			0.67
Incerteza Expandida (Fator de Abrangência 2)			1.34

6.2.1 Homogeneidade da Resposta ao Longo do Comprimento Sensível da Câmara

Aproveitando o sistema de colimação desenvolvido para irradiação parcial das câmaras de ionização tipo lápis (vide FIG. 6.3), foi realizado um estudo para avaliação da homogeneidade da resposta ao longo do comprimento sensível da câmara C9. Para realização deste teste, foi utilizado um campo com uma abertura horizontal de 1.5 cm e uma abertura vertical de 1 cm. A câmara C9 foi deslocada em passos verticais de 1 cm a partir de uma das suas extremidades, onde foi posicionada a origem do sistema de coordenadas. O resultado obtido está mostrado na FIG. 6.6. O valor médio foi determinado considerando apenas as medidas na região central, entre 2 e 9 cm. Pelo resultado observa-se que entre 2 e 9 cm a variação da homogeneidade é pequena, menor do que 1%. Já para as regiões extremas, a queda de sensibilidade é acentuada: entre 0 e 1 cm a queda de sensibilidade é de 4.4%; e entre 9 e 10 cm, é de 13.5%. Tanto Bochud e colaboradores⁽⁵⁶⁾ quanto Pavlicek e colaboradores⁽⁵⁴⁾ observaram comportamentos semelhantes.

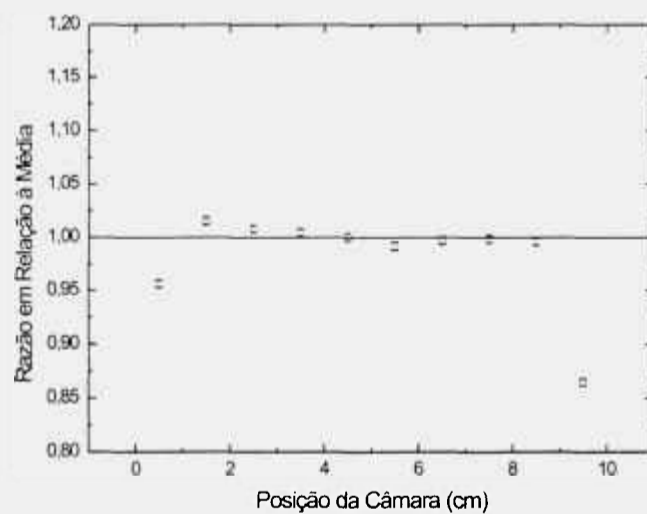


FIGURA 6.6 - Homogeneidade da resposta ao longo do comprimento sensível da câmara C9. As medidas foram feitas no campo padrão RQR9, estabelecido no equipamento E4, utilizando um campo com uma abertura horizontal de 1.5 cm e uma abertura vertical de 1 cm.

6.3 Comparação das Metodologias

Na TAB. 6.3 foram apresentados os coeficientes de calibração obtidos para a câmara C9 utilizando o método com colimação adicional, para permitir irradiações parciais, em um caso específico: a irradiação de todo o volume sensível. A diferença entre este procedimento e o procedimento do Item 6.1 é apenas a presença do colimador adicional junto à câmara. Como esperado, os resultados obtidos nos dois casos são praticamente iguais, com diferenças percentuais de apenas 0.1%, bem menores do que as incertezas associadas aos coeficientes de calibração.

A concordância entre os resultados obtidos por metodologias diferentes indicam a confirmação do coeficiente de calibração referente à irradiação total do volume sensível da câmara. Entretanto, os resultados do Item 6.2 mostram que estes coeficientes diferem cerca de 3 a 4% em relação ao coeficiente de calibração obtido com irradiação de 50% do volume sensível da câmara. Tanto os coeficientes obtidos com irradiação total quanto os obtidos com irradiação parcial do volume sensível da câmara de ionização tipo lápis são corretos: a diferença está no que eles expressam.

Quando a câmara é irradiada por completo, obtêm-se um coeficiente de calibração médio, como se a queda de sensibilidade da região extrema da câmara fosse dividida uniformemente ao longo de todo o comprimento sensível. Se, na prática dosimétrica, todo o volume da câmara fosse igualmente irradiado, este coeficiente seria o mais adequado. Entretanto, a maioria das medidas é feita utilizando cortes de, no máximo, 1 ou 2 cm de espessura, centrados na câmara de ionização tipo lápis. Sendo assim, os extremos da câmara são muito menos expostos à radiação do que a região central. É mais recomendado, portanto, evitar uma irradiação total do volume sensível da câmara durante o procedimento de calibração para que seja obtido um coeficiente de calibração mais fiel às características da região central da câmara.

6.4 Aplicação das Metodologias

Foram calibradas mais 3 câmaras de ionização tipo lápis (C15, C16 e C17) seguindo as duas metodologias descritas anteriormente. Os coeficientes de calibração obtidos estão mostrados na TAB. 6.5, juntamente com os resultados da câmara C9, anteriormente apresentados.

TABELA 6.5 - Coeficientes de calibração obtidos para 4 câmaras de ionização tipo lápis (C9, C15, C16 e C17) nos campos padrões de radiodiagnóstico estabelecidos no equipamento E4. Estão apresentadas também as diferenças percentuais entre os coeficientes de calibração obtidos em cada uma das metodologias, para todas as câmaras, em cada um dos feixes.

Qualidade da Radiação	Coeficiente de Calibração			
	C9 x10 ⁸ Gy/C)	C15	C16	C17
Irradiação Total do Volume Sensível da Câmara				
RQR9	1.022	10.15	10.31	10.00
RQA9	1.005	11.08	11.16	10.24
Incerteza Expandida	1,18%	1,51%	1,71%	1,50%
Dependência Energética	1,7%	9,2%	8,2%	2,4%
Irradiação Parcial (50%) do Volume Sensível da Câmara				
RQR9	0,990	9,77	9,87	9,80
RQA9	0,968	10,59	10,82	10,07
Incerteza Expandida	1,34%	1,65%	1,85%	1,64%
Dependência Energética	2,3%	8,4%	9,4%	2,8%
Comparação de Metodologias				
Diferença entre os Coeficientes de Calibração				
Feixes Diretos	3,2%	3,9%	4,3%	2,0%
Feixes Atenuados	3,8%	4,6%	3,1%	1,7%

Os resultados obtidos mostram um comportamento bastante variado entre as quatro câmaras, sobretudo em relação à dependência energética. Duas das câmaras calibradas apresentaram uma dependência energética bastante acentuada entre as qualidades de feixes diretos e de feixes atenuados. Este resultado reforça a necessidade de se calibrar as câmaras de ionização tipo lápis em diferentes campos padrões, buscando sempre os campos mais semelhantes com as situações práticas.

Além das diferenças nos comportamentos de dependência energética, observa-se também uma variação nas incertezas expandidas estimadas. As incertezas associadas aos coeficientes de calibração das câmaras C15, C16 e C17, que são todas da mesma marca e modelo, foram mais elevadas que da câmara C9 devido principalmente ao tipo

de eletrômetro que é utilizado acoplado a elas. Este eletrômetro tem uma incerteza associada à leitura bem maior do que o eletrômetro que foi utilizado com a câmara C9. As diferenças encontradas entre as incertezas estimadas para as câmaras C15, C16 e C17 foram consequência das diferenças obtidas nas incertezas do tipo A para cada caso.

Por outro lado, comparando-se as duas metodologias de calibração, observa-se um comportamento semelhante para todas as quatro câmaras: os coeficientes de calibração obtidos com irradiação parcial (50%) do volume sensível da câmara são menores do que os coeficientes de calibração obtidos com irradiação total do volume sensível da câmara. Isso comprova que há uma diminuição de sensibilidade nos extremos das câmaras similar em ambos os modelos estudados, o que reforça a importância da calibração com irradiação parcial do volume sensível.

6.5 Relação entre os Campos Padrões e as Medidas nos Simuladores Dosimétricos

Os campos padrões de referência para a calibração das câmaras de CT, segundo a norma IEC 61267,⁽⁴⁶⁾ são os campos RQR9 e RQA9. O primeiro visa simular o feixe de entrada no paciente; no outro, um filtro de alumínio é utilizado visando simular o feixe de saída do paciente. Nos dois campos padrões, a contribuição da radiação espalhada é desprezível. Entretanto, na situação prática, os simuladores utilizados são de acrílico e a câmara de ionização tipo lápis é posicionada no interior destes simuladores. As medidas são feitas, portanto, com uma contribuição acentuada da radiação espalhada.

É incontestável que existem diferenças significativas entre os feixes de radiação metrológicos e os feixes de radiação aos quais as câmaras de ionização tipo lápis são submetidas durante os procedimentos dosimétricos. Visando relacionar as medidas feitas nos campos padrões com as medidas feitas no interior dos simuladores, foram feitos dois estudos: o primeiro, para determinação dos valores de CSR em feixes atenuados por espessuras de acrílico semelhantes às espessuras dos simuladores dosimétricos, possibilitando, assim, uma comparação com os valores de CSR dos campos padrões; e o segundo, para determinação da resposta da câmara de ionização tipo lápis dentro dos simuladores dosimétricos em comparação com a resposta desta câmara livre no ar nos campos padrões.

Os dois estudos não têm a intenção de definir fatores de correção a serem aplicados pelos usuários das câmaras de ionização tipo lápis. O objetivo é apenas situar melhor a situação prática em relação à situação metrológica.

6.5.1 Determinação de Camadas Semi-Redutoras utilizando Filtros de Acrílico

As CSR relativas aos dois campos padrões utilizados para calibração das câmaras de ionização tipo lápis - RQR9 e RQA9, já foram apresentadas na TAB. 5.5. Para possibilitar a comparação dos valores de CSR dos feixes padrões com os valores de CSR mais próximos das práticas dosimétricas, foram feitas medidas em dois outros campos de radiação. Em ambos os casos, o feixe padrão RQR9 foi utilizado como base e foram apenas adicionados filtros de acrílico. Em um primeiro feixe, foi colocado um filtro adicional com espessura de 8 cm de acrílico, visando simular a atenuação gerada pelo simulador de cabeça, que tem diâmetro de 16 cm. No segundo feixe, foram colocados dois filtros adicionais com espessuras de 8 cm de acrílico, totalizando 16 cm de acrílico, visando simular a atenuação gerada pelo simulador de abdômen, que tem diâmetro de 32 cm. Estes dois campos de radiação são campos não padrões, onde, portanto, não é possível determinar a taxa de kerma no ar.

Os filtros adicionais de acrílico, apresentados na FIG. 6.7, foram posicionados junto com a filtração de alumínio, portanto, longe da câmara de ionização. As medidas de CSR neste feixes, com filtração adicional de acrílico, foram feitas utilizando o mesmo arranjo experimental das medidas de CSR dos feixes padrões de radiodiagnóstico, descrito no Item 5.2.2. Não foi simulado o efeito da radiação espalhada, muito presente nas medidas realizadas nas práticas dosimétricas, nos campos estabelecidos, porque as medidas de CSR devem ser feitas em condições de influências mínimas da radiação espalhada.

Os valores obtidos para as 1ª e 2ª CSR e do coeficiente de homogeneidade estão apresentados na TAB. 6.6.

Os novos feixes têm valores de 1ª CSR entre os valores daqueles obtidos para os feixes padrões. Sendo assim, o intervalo de energia efetiva representado pelos feixes padrões é maior do que o intervalo de energia efetiva ao qual a câmara é submetida na prática dosimétrica.



FIGURA 6.7 - Dois filtros de acrílico, com diâmetro de 7,6 cm e espessura de 8 cm, utilizados para simulação de feixes de radiação mais próximos aos feixes atenuados pelos simuladores dosimétricos.

TABELA 6.6 - Características dos feixes não padrões estabelecidos no equipamento E4, utilizando filtração adicional de acrílico.

Tensão (kV)	Filtração Adicional (mmAl)	Filtração Adicional (mm de Acrílico)	1 ^a CSR (mmAl)	2 ^a CSR (mmAl)	Coefficiente de Homogeneidade
120 (RQR9)	2,5	-	3,84	6,31	0,61
120	2,5	80	6,76	8,90	0,76
120	2,5	160	9,07	11,74	0,77
120 (RQA9)	42,5	-	11,39	12,16	0,94

6.5.2 Determinação das Correntes de Ionização dentro dos Simuladores Dosimétricos e nos Campos Padrões

Um outro estudo foi feito comparando as correntes de ionização obtidas por uma câmara de ionização tipo lápis em quatro situações distintas: livre no ar nos campos padrões RQR9 e RQA9, e dentro dos dois simuladores dosimétricos no campo padrão RQR9. Para estas medidas, foi utilizada a câmara C9, os simuladores SMC e SMA, apresentados na FIG. 6.8, e os campos padrões de radiodiagnóstico, RQR9 e RQA9, estabelecidos no equipamento E4 (vide Item 5.2).



FIGURA 6.8 - Simuladores dosimétricos de acrílico: o menor é o simulador de cabeça e tem diâmetro de 16 cm; o maior é o simulador de abdômen e tem diâmetro de 32 cm. Os simuladores pertencem ao Serviço Técnico de Aplicações Médico-Hospitalares, IEE/USP.

Os resultados obtidos estão apresentados na TAB. 6.7. Este estudo foi repetido 5 vezes e os valores apresentados na TAB. 6.7 são, na realidade, valores médios. As incertezas combinadas foram estimadas em 0,9%, considerando-se um intervalo de confiança de 95%.

TABELA 6.7 - Medidas obtidas com a câmara C9 livre no ar nos campos padrões RQR9 e RQA9, e dentro dos dois simuladores dosimétricos de acrílico no campo padrão RQR9. As medidas foram feitas no equipamento E4.

Qualidade da Radiação	Filtração Total (mmAl)	Diâmetro do Simulador (cm)	Corrente de Ionização (pA)	Percentual de Atenuação
RQR9	2,5	-	200,1	-
RQR9	2,5	16	96,1	52,0
RQR9	2,5	32	22,9	88,6
RQA9	42,5	-	6,7	96,7

Pelos resultados obtidos, é possível perceber que a corrente de ionização medida pela câmara C9 na qualidade RQA9 é menor que dentro dos dois simuladores. As medidas feitas nesta qualidade simulam, portanto, uma situação ainda mais extrema do que as encontradas na prática dosimétrica.

7 DESENVOLVIMENTO DE UMA CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE PLACAS PARALELAS

O sistema padrão do LCI para feixes de radiodiagnóstico é uma câmara de ionização de placas paralelas com volume e geometria muito diferentes da maioria das câmaras de ionização tipo lápis. O mais adequado, entretanto, é que o sistema padrão de referência e o instrumento sob calibração sejam os mais semelhantes possíveis. Por isso, surgiu a idéia de se projetar uma câmara de ionização de placas paralelas com as especificações desejadas. O objetivo foi criar uma câmara de referência para feixes de CT em laboratórios de calibração com algumas características semelhantes à câmara de campo (tipo lápis).

A câmara de ionização comercial utilizada para dosimetria em CT é a câmara de ionização tipo lápis, apresentada no Item 2.2.3. A câmara de placas paralelas desenvolvida tem volume sensível de $3,2 \text{ cm}^3$ e comprimento sensível de 10 cm, que são dimensões semelhantes à grande parte das câmaras de ionização tipo lápis comerciais. A FIG. 7.1 apresenta o esquema da câmara desenvolvida.

Foram tiradas fotos desta câmara durante a montagem, como mostram as FIG. 7.2A e 7.2B. A FIG. 7.2C apresenta o arranjo utilizado para realização dos testes de estabilidade, com uma fonte de controle de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ de atividade nominal de 5,5 MBq (janeiro de 2005).

Foram realizados vários testes para determinação das características operacionais da câmara desenvolvida e para verificação do seu desempenho. Foram realizados testes de saturação, eficiência de coleta de íons, efeito da polaridade, estabilidade a curto e longo prazos, corrente de fuga, linearidade da resposta, dependência angular e dependência energética.

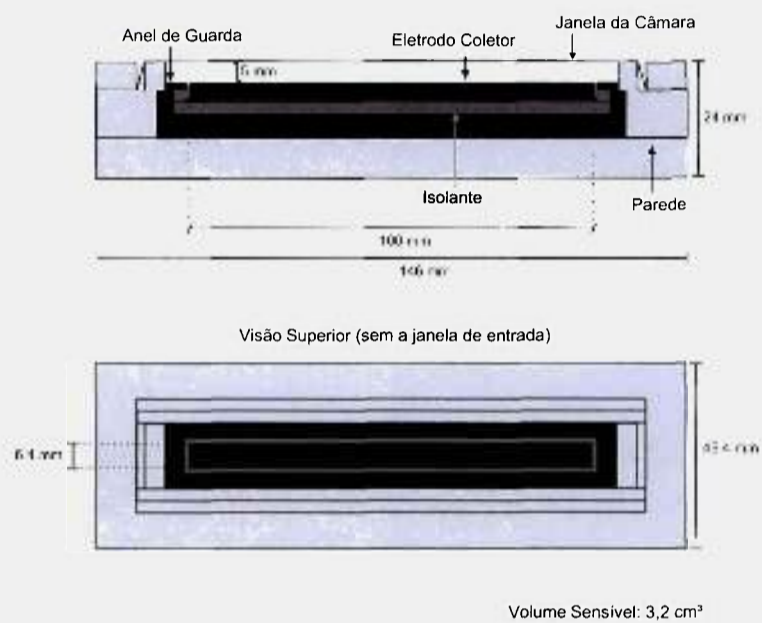


FIGURA 7.1 - Esquema da câmara de ionização de placas paralelas desenvolvida neste trabalho no IPEN. O eletrodo e o anel de guarda são de grafite, o isolante é de Teflon, a parede é de acrílico e a janela é de poliéster aluminizado.

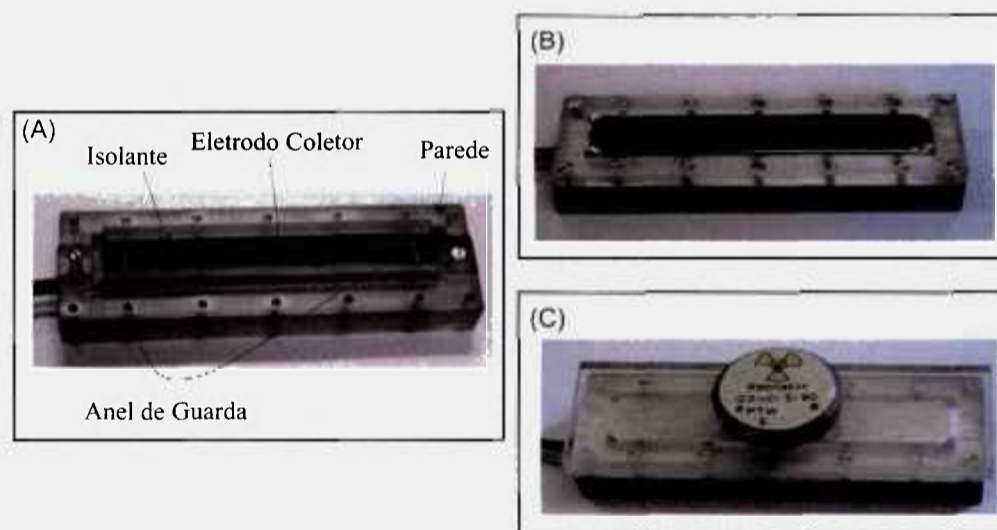


FIGURA 7.2 - Fotos da câmara de ionização de placas paralelas desenvolvida neste trabalho no IPEN: (A) Câmara ainda sem a janela de entrada; (B) Câmara com a janela de entrada; (C) Câmara com um suporte especial e a fonte de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$, para os testes de estabilidade.

7.1 Saturação, Eficiência de Coleta de Íons e Efeito da Polaridade

A tensão de operação da câmara de ionização foi determinada no teste de saturação. A curva de saturação obtida para a nova câmara de ionização, no intervalo de $\pm 50V$ a $\pm 400V$, variando-se a tensão em passos de $50V$ e utilizando-se uma taxa de kerma no ar de 121.8 mGy/min , está apresentada na FIG. 7.3.

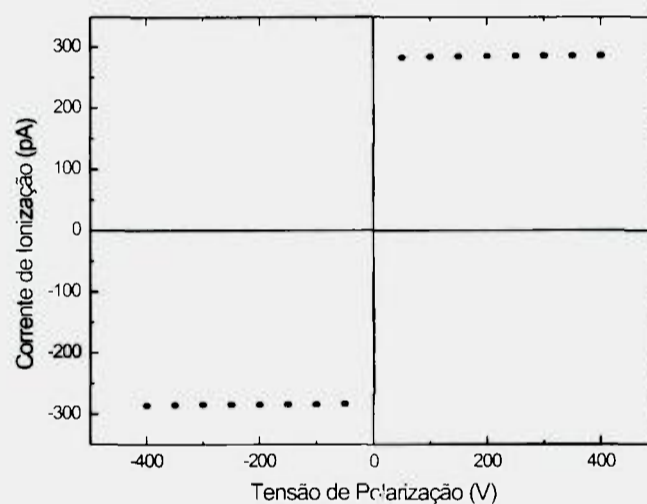


FIGURA 7.3 - Curva de saturação da nova câmara de ionização, exposta a uma taxa de kerma no ar de 121.8 mGy/min , em um feixe padrão de radiodiagnóstico (RQR9), no equipamento E4.

Para todas as tensões aplicadas, verificou-se que não houve variações significativas na carga coletada, indicando que a saturação da câmara foi atingida em todo o intervalo de tensão utilizado. A tensão de polarização escolhida foi $-300V$, pois esta é uma tensão bastante comum nas demais câmaras do laboratório.

No intervalo de tensão estudado, o efeito da polaridade foi menor do que 0.4% , ficando abaixo do limite recomendado de 1% .⁽⁷⁷⁾ A eficiência de coleta de íons (k_s), calculada para a tensão de polarização escolhida, tomando-se $V_1 = -300V$ e $V_2 = -150V$ na Equação 4.1, foi melhor do que 99.9% .

7.2 Estabilidade a Curto e Longo Prazos

Foram realizados 30 testes da estabilidade a curto prazo, entre junho e novembro de 2004 e os desvios obtidos foram menores do que 0,22%, ficando abaixo do limite recomendado de 1%.⁽⁴⁵⁾ No teste de estabilidade a longo prazo, o maior desvio obtido foi de 0,80%, portanto dentro do limite aceitável de 3%.⁽⁴⁵⁾ como pode ser observado na FIG. 7.4. O suporte utilizado com esta câmara e a fonte de controle, de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$, marca PTW, com 5,5 MBq de atividade nominal (janeiro de 2005), estão apresentados na FIG. 7.2C.

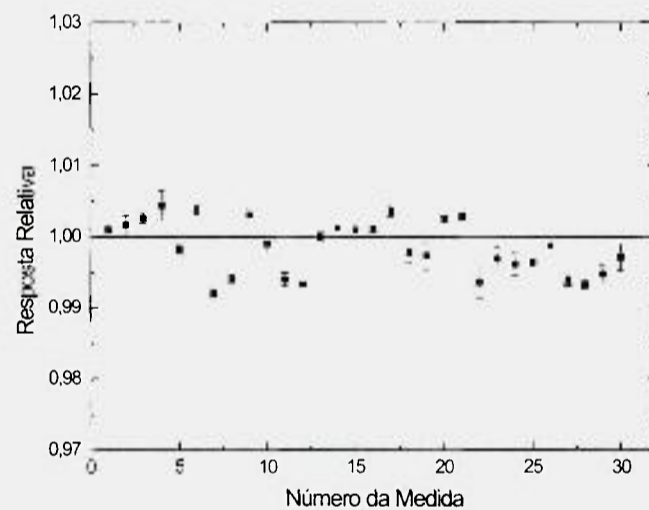


FIGURA 7.4 - Teste de estabilidade a longo prazo realizado com a câmara de ionização desenvolvida neste trabalho entre os meses de junho e novembro de 2004.

7.3 Corrente de Fuga

No teste de corrente de fuga, foram feitas medidas de 20 minutos antes e após a irradiação da câmara; a maior corrente de fuga obtida representou 0,76% da corrente de ionização produzida pela menor taxa de kerma no ar efetiva utilizada na calibração dessa câmara de ionização (0,534 mGy/min). O limite recomendado, neste último caso, é de 5%.⁽⁴⁵⁾

7.4 Linearidade da Resposta

Para realização do teste de linearidade da resposta, foi utilizado o equipamento E4, um feixe padrão radiodiagnóstico, RQR9 (vide Item 5.2), e diferentes correntes nominais, entre 1 e 20 mA, para gerar variações significativas na taxa de kerma no ar. Os valores das taxas de kerma no ar foram determinados utilizando-se o sistema de referência para essa qualidade, a câmara C1. A FIG. 7.5 apresenta a variação na resposta da câmara de ionização, normalizada para a medida obtida com uma corrente nominal de 1 mA, em função da taxa de kerma no ar. Foi aplicado um ajuste linear à curva, e a incerteza associada ao coeficiente angular da reta traçada, que indica a incerteza na linearidade da resposta, foi de 0.11 %.

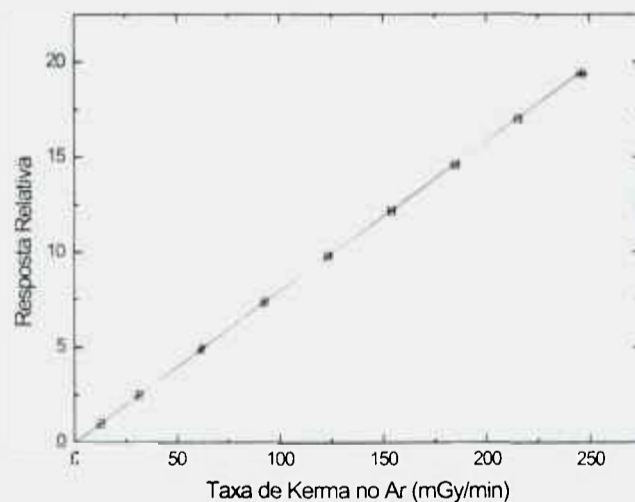


FIGURA 7.5 - Teste de linearidade da resposta da nova câmara de ionização em um feixe padrão de radiodiagnóstico (RQR9), no equipamento E4. Os valores foram normalizados em relação à medida obtida com uma corrente nominal de 1 mA.

7.5 Dependência Angular

Para o teste de dependência angular também foi utilizado o equipamento E4. Nesse teste, a nova câmara de ionização foi exposta ao mesmo feixe padrão de radiodiagnóstico (RQR9), utilizando uma corrente nominal de 10 mA, em ângulos entre -5° e $+5^\circ$ ao redor do seu eixo central, em passos de 1° . De acordo com as recomendações internacionais,⁽⁴⁵⁾ o valor medido em cada ângulo não deve variar mais de 3% do valor medido em 0° . A variação máxima obtida foi de apenas 0,12%, como mostra a FIG. 7.6.

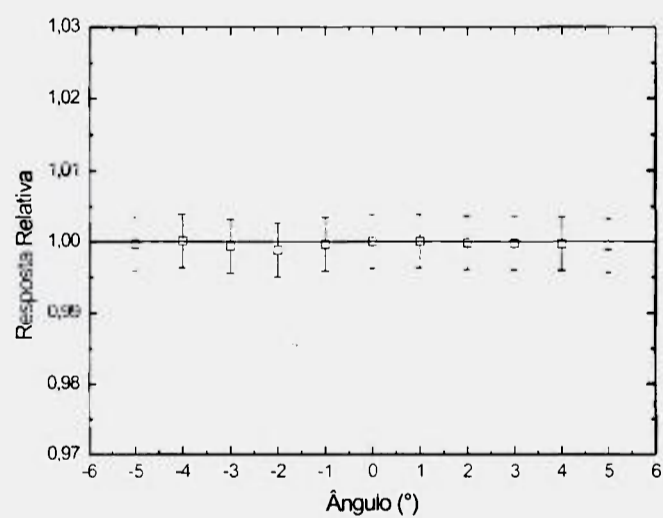


FIGURA 7.6 - Teste de dependência angular realizado com a nova câmara de ionização, em um feixe padrão de radiodiagnóstico (RQR9), no equipamento E4. Os valores foram normalizados em relação à medida obtida a 0° .

7.6 Dependência Energética

O teste de dependência energética da câmara foi realizado calibrando-a nos feixes de radiodiagnóstico implantados no LCI durante este trabalho. Item 5.2. e nos feixes de mamografia (QMM. Item 4.1) implantados no equipamento E2.⁽⁸⁾

Foi realizada a calibração da câmara desenvolvida nos novos feixes de radiodiagnóstico implantados (Item 5.2) e os coeficientes de calibração obtidos estão listados na TAB. 7.1. As curvas de dependência energética estão apresentadas nas FIG. 7.7 e 7.8. Para a obtenção dos fatores de correção, os coeficientes de calibração foram normalizados para as qualidades RQR5 e RQA5. A dependência energética da câmara desenvolvida, nos feixes diretos, foi de 2.7% e, nos feixes atenuados, foi de 8.6%. Em comparação com a câmara C9 (vide Item 6.1), a dependência energética da câmara desenvolvida é maior. Entretanto, quando são consideradas apenas as qualidades RQR7 até RQR10, assim como as qualidades atenuadas RQA7 até RQA10, que são os campos padrões adjacentes aos campos recomendados para calibração das câmaras de CT (RQR9 e RQA9), a dependência energética da câmara nova apresenta uma melhora acentuada: 1.7% para os feixes diretos e 0,7% para os feixes atenuados. Neste mesmo intervalo, a dependência energética da câmara C9 é 1.0% para os feixes diretos e 3.4% para os feixes atenuados.

TABFLA 7.1 - Coeficientes de calibração obtidos para a câmara desenvolvida nas qualidades de radiodiagnóstico convencional estabelecidos no equipamento E4. As incertezas expandidas associadas aos coeficientes de calibração foram de 1.15%.

Qualidade da Radiação	Coeficiente de Calibração ($\times 10^6$ Gy/C)	Qualidade da Radiação	Coeficiente de Calibração ($\times 10^6$ Gy/C)
RQR2	7.32	RQA2	7.45
RQR3	7.33	RQA3	7.42
RQR4	7.33	RQA4	7.27
RQR5	7.33	RQA5	7.14
RQR6	7.30	RQA6	6.96
RQR7	7.26	RQA7	6.91
RQR8	7.24	RQA8	6.86
RQR9	7.19	RQA9	6.86
RQR10	7.14	RQA10	6.87

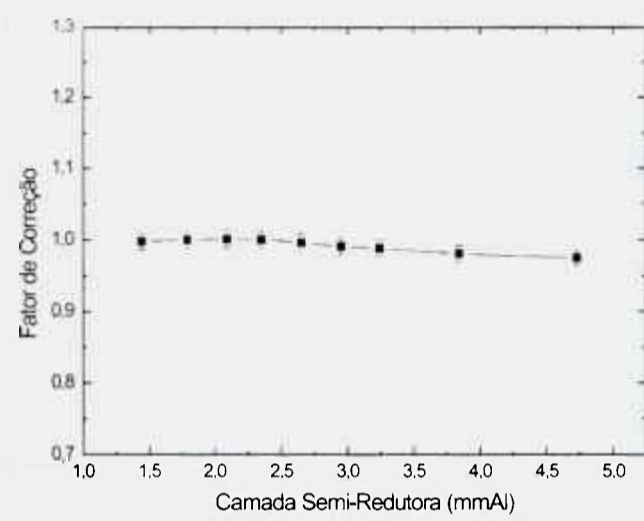


FIGURA 7.7 - Dependência energética da nova câmara de ionização para as qualidades de radiodiagnóstico, feixes diretos, no equipamento E4.

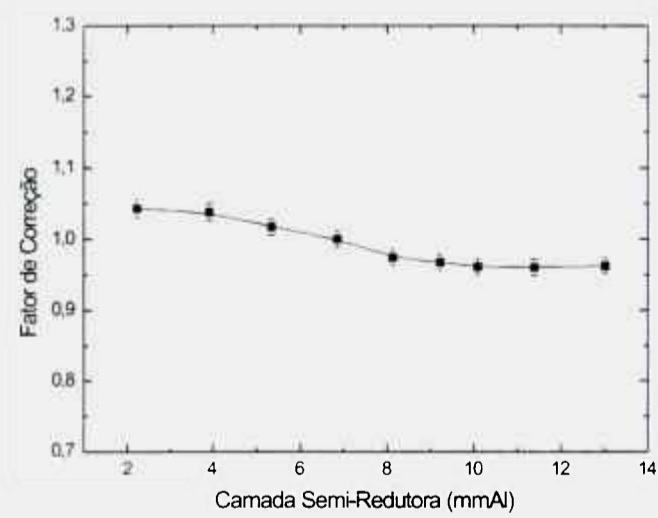


FIGURA 7.8 - Dependência energética da nova câmara de ionização para as qualidades de radiodiagnóstico, feixes atenuados, no equipamento E4.

Para cada uma das qualidades de mamografia também foram obtidos coeficientes de calibração para a nova câmara de ionização, como mostra a TAB. 7.2. A dependência energética obtida nos feixes de entrada foi de 2.5%, e nos feixes de saída foi de 3.5%. As FIG. 7.9 e 7.10 apresentam as curvas de dependência energética para as qualidades de mamografia. Para a obtenção dos fatores de correção, os coeficientes de calibração foram normalizados para as qualidades RXM25 e RXM25x (vide TAB. 4.2).

TABELA 7.2 - Coeficientes de calibração para a nova câmara de ionização nas qualidades de mamografia, equipamento E2. As incertezas expandidas associadas aos coeficientes de calibração foram de 3.30% para os feixes diretos e 3,45% para os feixes atenuados.

Qualidade da Radiação	Coefficiente de Calibração ($\times 10^6 \text{Gy/C}$)	Qualidade da Radiação	Coefficiente de Calibração ($\times 10^6 \text{Gy/C}$)
RXM20	7.29	RXM20x	6.86
RXM23	7.20	RXM23x	6.89
RXM25	7.19	RXM25x	6.88
RXM28	7.17	RXM28x	6.91
RXM30	7.16	RXM30x	6.97
RXM32	7.13	RXM32x	6.99
RXM35	7.11	RXM35x	7.10

Em todos os testes realizados, a nova câmara de ionização mostrou desempenho excelente. Vale ressaltar ainda que esta câmara é apenas um primeiro protótipo, cuja intenção é, principalmente, mostrar a viabilidade da construção deste tipo de câmara.

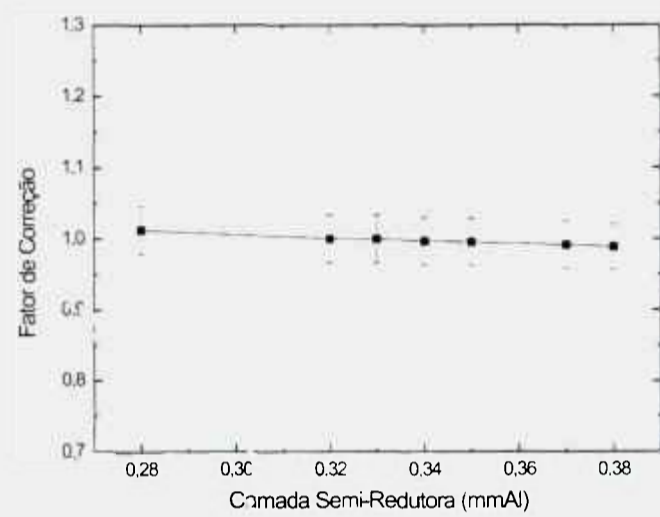


FIGURA 7.9 - Dependência energética da nova câmara de ionização para as qualidades de mamografia, feixes de entrada, no equipamento E2.

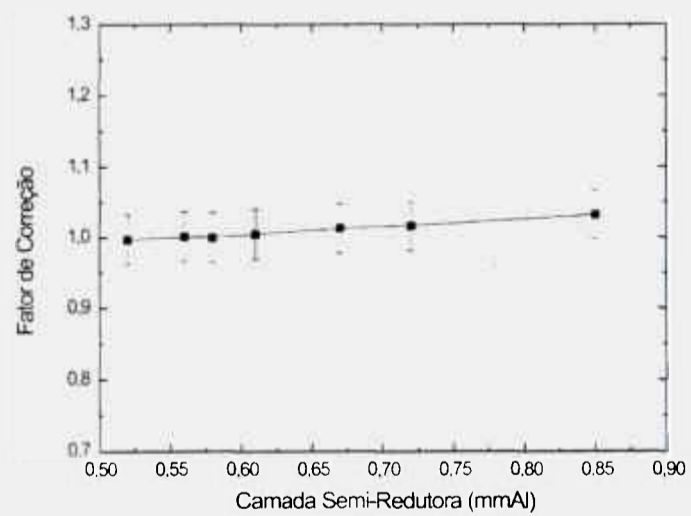


FIGURA 7.10 - Dependência energética da nova câmara de ionização para as qualidades de mamografia, feixes de saída, no equipamento E2.

8 ESTUDO DAS CARACTERÍSTICAS DE UMA CÂMARA DE IONIZAÇÃO TIPO LÁPIS

As câmaras de ionização tipo lápis foram desenvolvidas exclusivamente para medidas de dose em feixes de CT e, desde que começaram a ser utilizadas, esta é a sua única aplicação. Visando mostrar que sua utilização pode ser um pouco ampliada, foi realizado um estudo do comportamento de uma câmara tipo lápis, a câmara C9, em vários feixes padrões já estabelecidos no LCI, IPEN. As características destes feixes, como por exemplo as camadas semi-redutoras (CSR), foram determinadas em trabalhos realizados anteriormente.⁽⁷⁻⁹⁾

O estudo foi realizado com a câmara de ionização C9 (definida no Capítulo de Materiais e Métodos), com e sem o pré-amplificador que originalmente vem acoplado a este tipo de câmara. O objetivo do pré-amplificador é aumentar a estabilidade elétrica, importante principalmente em medidas de campo (fora do laboratório). Entretanto, na maioria dos casos, o pré-amplificador só permite conexão com um eletrômetro específico. Em um laboratório de calibração, entretanto, pode ser mais interessante remover o pré-amplificador e permitir a conexão da câmara de ionização com um número maior de eletrômetros.

Foram realizados periodicamente testes de caracterização e de controle de qualidade com a câmara C9, com e sem o pré-amplificador. Anteriormente à remoção do pré-amplificador, foram realizados os testes de estabilidade a curto e longo prazos, linearidade da resposta, dependência angular e dependência energética. Não foi possível realizar o teste de corrente de fuga com o pré-amplificador devido a seu ajuste manual do zero. Após a remoção do pré-amplificador, foram feitos testes semelhantes aos anteriores, além dos testes de saturação, eficiência de coleta de íons, efeito da polaridade e corrente de fuga. Apenas o teste de dependência energética para feixes de radioterapia de energias intermediárias não pôde ser realizado, após a remoção do pré-amplificador, por problemas técnicos com o equipamento E3.

8.1 Saturação. Eficiência de Coleta de Íons e Efeito da Polaridade

Após retirar o pré-amplificador da câmara C9, foi preciso determinar a tensão de operação da câmara de ionização. A curva de saturação da câmara C9, no intervalo de $\pm 50V$ a $\pm 400V$, variando-se a tensão em passos de $50V$ e utilizando-se uma taxa de kerma no ar de $121,8 \text{ mGy/min}$, está apresentada na FIG. 8.1.

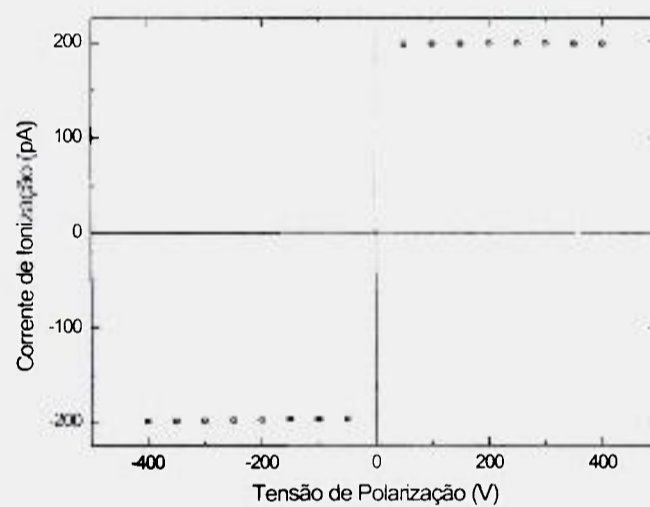


FIGURA 8.1 - Curva de saturação da câmara de ionização C9 sem o pré-amplificador, utilizando uma taxa de kerma no ar de $121,8 \text{ mGy/min}$, em um feixe padrão de radiodiagnóstico (RQR9), no equipamento E4.

Para todas as tensões aplicadas, verificou-se que não houve variações significativas na carga coletada, indicando que a saturação da câmara foi atingida em todo o intervalo de tensão utilizado. No intervalo de tensão estudado, o efeito da polaridade foi menor do que $0,6\%$, ficando abaixo do limite recomendado 1% .⁽⁷⁷⁾ A eficiência de coleta de íons (k_s), tomando-se $V_1 = -300V$ e $V_2 = -150V$ na Equação 4.1, foi melhor do que $99,8\%$. Foi escolhida, portanto, a tensão de $-300V$ para operação da câmara C9 após a remoção do pré-amplificador.

8.2 Estabilidade a Curto e Longo Prazos

Não foi encontrado na literatura nenhum relato sobre qualquer arranjo específico para realização dos testes de estabilidade com as câmaras tipo lápis. Por isso, foi confeccionado, na Oficina Mecânica do IPEN, um arranjo especial de acrílico com as dimensões próprias para a câmara C9, apresentado na FIG. 8.2. O suporte foi projetado para ser utilizado com uma fonte de controle de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$, marca PTW, com 5,5 MBq de atividade nominal em janeiro de 2005.



FIGURA 8.2 - Arranjo de Lucite confeccionado para realização do teste de reprodutibilidade.

Antes da remoção do pré-amplificador, foram realizados 37 testes de estabilidade a curto prazo com a câmara C9 com o pré-amplificador, durante o período de setembro a dezembro de 2002. Nos testes realizados, os desvios obtidos foram menores do que 0,32%, ficando bem abaixo do limite recomendado de 1%.⁽⁴⁵⁾ Após a remoção do pré-amplificador, foram realizados 38 testes de estabilidade a curto prazo no período de maio de 2003 a julho de 2004. Os desvios obtidos nesse último caso foram menores do que 0,22%, também bem abaixo do limite recomendado.

O teste de estabilidade a longo prazo também foi realizado antes e após a remoção do pré-amplificador. A FIG. 8.3 apresenta os resultados obtidos nos testes realizados com a câmara C9 com o pré-amplificador, nos meses de setembro a dezembro de 2002, e a FIG. 8.4 apresenta os resultados obtidos nos testes realizados após a remoção do pré-amplificador, nos meses de maio de 2003 a julho de 2004. Os resultados obtidos ficaram sempre dentro do limite recomendável.

Nos teste de estabilidade a curto e longo prazos, foi possível observar desvios menores após a remoção do pré-amplificador.

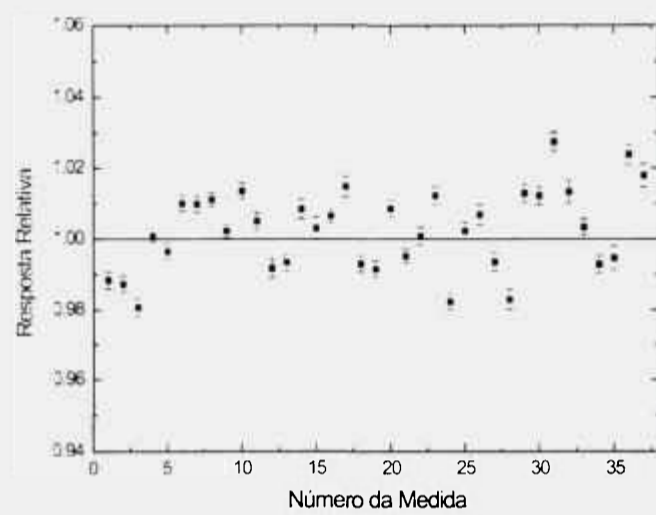


FIGURA 8.3 - Teste de reprodutibilidade realizado com a câmara de ionização C9 antes da remoção do pré-amplificador, nos meses de setembro a dezembro de 2002.

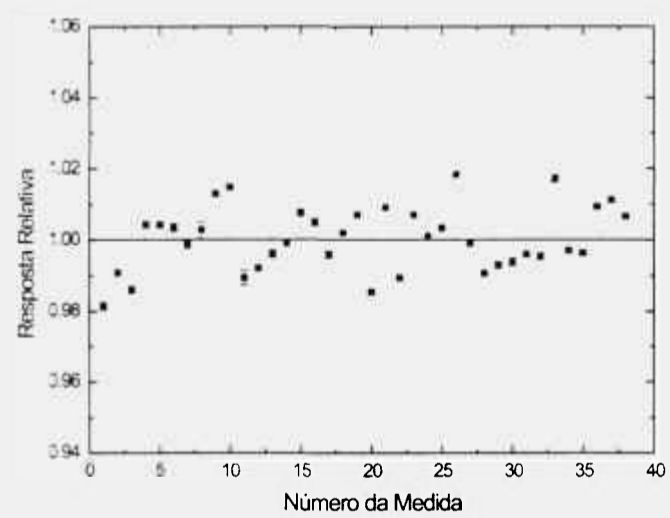


FIGURA 8.4 - Teste de reprodutibilidade realizado com a câmara de ionização C9 após a remoção do pré-amplificador, nos meses de maio de 2003 a julho de 2004.

8.3 Corrente de Fuga

Com a câmara C9 ainda com o seu pré-amplificador não foi possível realizar o teste de corrente de fuga visto que o ajuste manual do zero do equipamento interferia diretamente nas medidas. Após a remoção do pré-amplificador, foram feitas medidas de 20 minutos antes e após irradiação da câmara e a maior corrente de fuga obtida representou 1,4% da corrente de ionização produzida pela menor taxa de kerma no ar efetiva utilizada na calibração dessa câmara de ionização (0,534 mGy/min), ficando, portanto, abaixo do limite recomendável de 5%.⁽⁴⁵⁾

8.4 Linearidade da Resposta

O teste de linearidade da resposta, assim como o teste de dependência angular, foi realizado em dois equipamentos diferentes. Com a câmara ainda com o pré-amplificador, o teste foi realizado no equipamento E3 devido a sua maior estabilidade. Entretanto, após a remoção do pré-amplificador foi utilizado o equipamento E4, pois os campos padrões de radiodiagnóstico já haviam sido estabelecidos (vide Item 5.2).

Para realização do teste antes da remoção do pré-amplificador, foi utilizada uma tensão nominal fixa de 100 kV e diferentes correntes nominais, entre 1 e 25 mA, para gerar variações significativas na taxa de kerma no ar. Os valores das taxas de kerma no ar foram determinados utilizando-se a câmara C5 que é o sistema de referência para essa qualidade (4,027 mmAl de CSR). A FIG. 8.5 apresenta a variação na resposta da câmara de ionização, normalizada para a medida obtida com uma corrente nominal de 1 mA, em função da taxa de kerma no ar. Foi feito um ajuste linear na curva e a incerteza associada ao coeficiente angular, que indica a incerteza na linearidade da resposta, foi de 0,07%.

Para realização do teste após a remoção do pré-amplificador, foi utilizado um feixe padrão radiodiagnóstico, RQR9 (vide Item 5.2), e diferentes correntes nominais, entre 1 e 20 mA, para gerar variações significativas na taxa de kerma no ar. Os valores das taxas de kerma no ar foram determinados utilizando-se a câmara C1, que é o sistema de referência para essa qualidade. A FIG. 8.6 apresenta a variação na resposta da câmara de ionização, normalizada para a medida obtida com uma corrente nominal de 1 mA, em função da taxa de kerma no ar. Foi feito um ajuste linear na curva e a incerteza associada ao coeficiente angular foi de 0,09%.

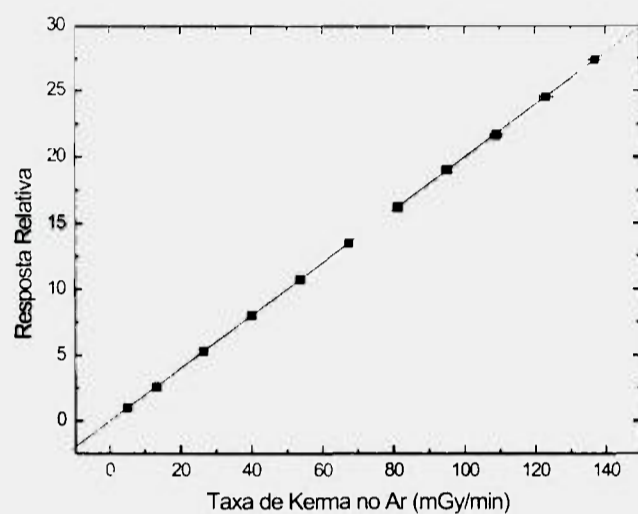


FIGURA 8.5 - Teste de linearidade da resposta realizado com a câmara de ionização C9, antes da remoção do pré-amplificador, em um feixe padrão de radioterapia (100 kV; 4.027 mmAl de CSR), no equipamento E3. Os valores foram normalizados em relação à medida obtida com uma corrente nominal de 1 mA.

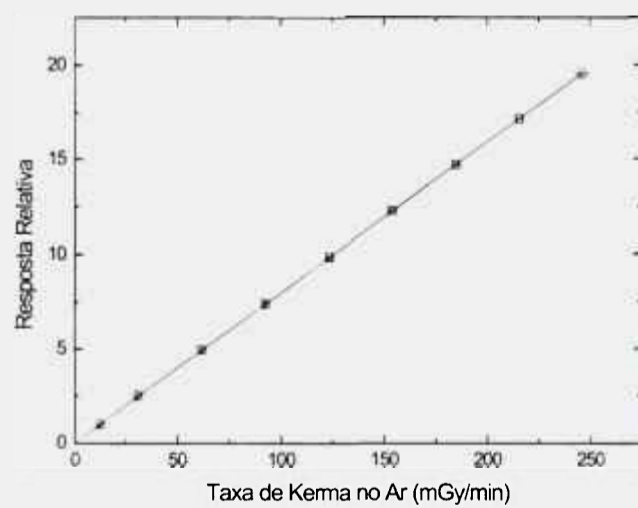


FIGURA 8.6 - Teste de linearidade da resposta realizado com a câmara de ionização C9, após a remoção do pré-amplificador, em um feixe padrão de radiodiagnóstico (RQR9), no equipamento E4. Os valores foram normalizados em relação à medida obtida com uma corrente nominal de 1 mA.

8.5 Dependência Angular

Para o teste de dependência angular, antes da remoção do pré-amplificador, também foi utilizado o equipamento E3. Nesse teste, a câmara C9 foi exposta a um feixe padrão anteriormente implantado (100 kV; 4.027 mmAl de CSR; 5 mA) em vários ângulos entre -180° e $+180^\circ$ ao redor do seu eixo central, em passos de 30° . A variação máxima obtida entre as medidas em cada ângulo e o valor medido em 0° foi de 0.65%, como mostra a FIG. 8.7, ficando abaixo do limite recomendado de 3%.⁽⁴⁵⁾

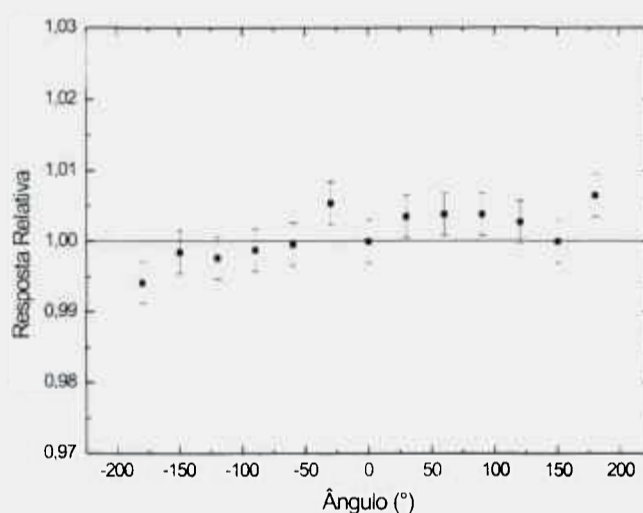


FIGURA 8.7 - Teste de dependência angular realizado com a câmara de ionização C9, com o pré-amplificador, em um feixe padrão de radioterapia (100 kV; 4.027 mmAl de CSR; 5 mA), no equipamento E3. Os valores foram normalizados em relação à medida obtida a 0° .

Para o teste de dependência angular após a remoção do pré-amplificador, foi utilizado o equipamento E4. A câmara C9 foi exposta a um feixe padrão de radiodiagnóstico (RQR9), utilizando uma corrente nominal de 10 mA, nos mesmos ângulos utilizados com a câmara antes da remoção do pré-amplificador. A variação máxima obtida entre as medidas em cada ângulo e o valor medido em 0° foi de 0.42%, como mostra a FIG. 8.8, ficando também abaixo do limite recomendado de 3%.⁽⁴⁵⁾

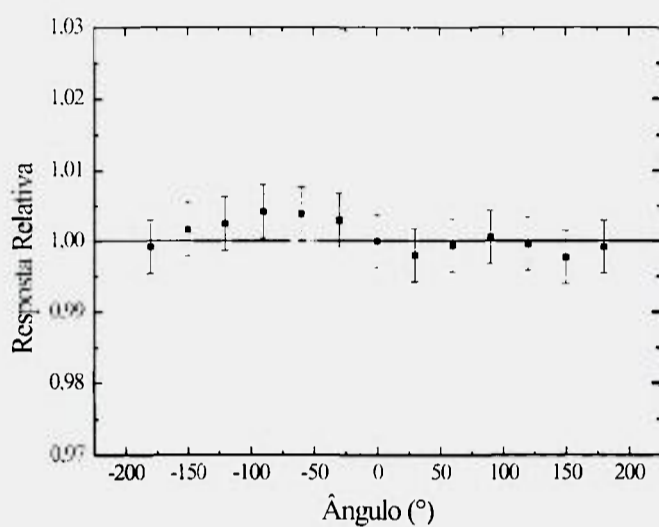


FIGURA 8.8 - Teste de dependência angular realizado com a câmara de ionização C9, sem o pré-amplificador, em um feixe padrão de radiodiagnóstico (RQR9), no equipamento E4. Os valores foram normalizados em relação à medida obtida a 0° .

Um outro estudo de dependência angular foi feito após a remoção do pré-amplificador. Um tipo de deslocamento angular que pode ocorrer é a rotação do eixo central da câmara de ionização tipo lápis, como ilustra a FIG. 8.9.



FIGURA 8.9 - Ilustração de como foi feito o deslocamento angular do eixo central da câmara de ionização tipo lápis.

Embora não exista nenhuma recomendação na norma IEC 61674⁽⁴⁵⁾ para realização deste teste, este tipo de angulação pode ser bastante comum nas medidas dosimétricas realizadas com simuladores. Como estes simuladores são bastante pesados, o seu posicionamento sobre a mesa pode causar inclinações. A avaliação de possíveis distorções nas medidas devido a este tipo de deslocamento angular é importante, porque estas inclinações podem passar despercebidas pelos técnico durante a realização dos testes de controle de qualidade.

Para realização deste teste foi utilizado o equipamento E4. A câmara C9 foi exposta a um feixe padrão de radiodiagnóstico (RQR9), utilizando-se uma corrente nominal de 10 mA, em vários ângulos entre -10° e $+10^\circ$, em passos de 1° , além dos ângulos -15° e $+15^\circ$. A variação máxima obtida entre as medidas em cada ângulo e o valor medido em 0° foi de 0.32%, como mostra a FIG. 8.10.

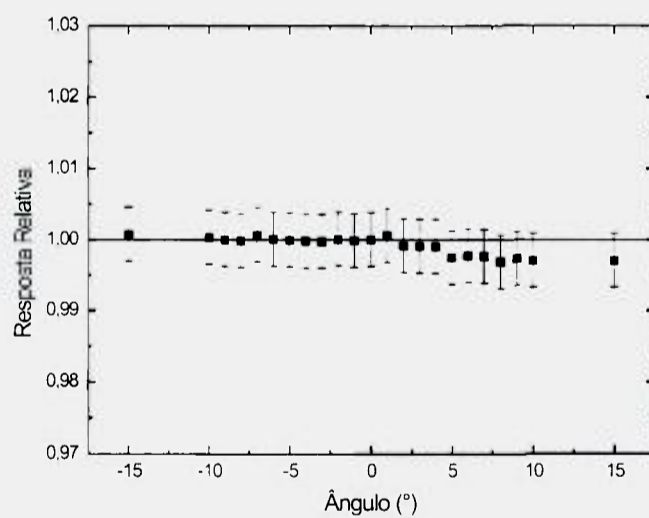


FIGURA 8.10 - Teste de dependência angular realizado com a câmara de ionização C9, sem o pré-amplificador, conforme mostrado na FIG. 8.9, em um feixe padrão de radiodiagnóstico (RQR9), no equipamento E4. Os valores foram normalizados em relação à medida obtida a 0° .

Todas as variações obtidas foram menores do que a incerteza expandida associada a estas medidas, que no caso foi estimada em 0,38%, considerando-se um intervalo de confiança de 95%, relativo a um fator de abrangência de 2. É possível concluir, portanto, que este tipo de inclinação angular não interfere substancialmente nas medidas. Os resultados obtidos não são inesperados, porque este tipo de rotação causa deslocamentos simétricos de aproximação e afastamento em pontos distintos da câmara de ionização, que acabam se compensando.

8.6 Dependência Energética

O estudo da dependência energética da câmara C9 com e sem o pré-amplificador foi feito nos feixes de radiação X QRD e QMM já implantados no LCI e nos feixes de radiação gama (I1 e I2), descritos no Item 4.1. Nos feixes QRT, o teste de dependência energética foi realizado apenas antes da remoção do pré-amplificador.

A relação dos coeficientes de calibração obtidos nos feixes de radiodiagnóstico convencional (QRD) está apresentada na TAB. 8.1.

TABELA 8.1 - Coeficientes de calibração da câmara de ionização C9 para qualidades de radiodiagnóstico convencional, equipamento E1.

Qualidade da Radiação	Coeficiente de Calibração Câmara de Ionização	
	Com Pré-Amplificador (adimensional)	Sem Pré-Amplificador ($\times 10^8 \text{Gy/C}$)
RQR3	1,04	1,03
RQR5	1,06	1,02
RQR7	1,05	1,04
RQA3	1,03	1,08
RQA4	1,15	1,11
RQA5	1,20	1,10
RQA6	1,19	1,11
RQA7	1,20	1,12

A distância foco-câmara utilizada durante a calibração foi de 50 cm e o diâmetro do campo foi de 10 cm. A dependência energética obtida no caso dos feixes diretos foi de 1.9%, antes da remoção do pré-amplificador, e de 2.0%, após a remoção do pré-amplificador. Para os feixes atenuados, a dependência energética obtida foi de 16.5%, antes da remoção do pré-amplificador, e de apenas 3.7%, após a remoção do pré-amplificador. A alta dependência energética para os feixes atenuados antes da remoção do pré-amplificador é consequência, possivelmente, da interferência do ajuste manual do "zero" nas medidas que estavam muito próximas ao limite inferior da escala do eletrômetro. As FIG. 8.11 e 8.12 apresentam as curvas de dependência energética para todos os casos. Para a obtenção dos fatores de correção, os coeficientes de calibração foram normalizados para as qualidades RQR5 e RQA5.

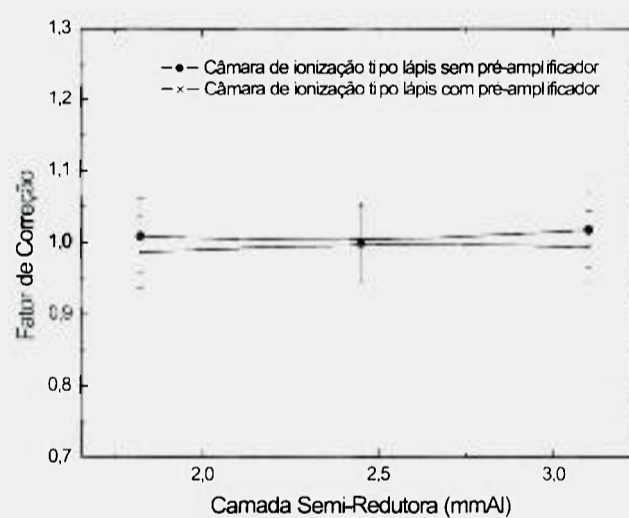


FIGURA 8.11 - Dependência energética da câmara de ionização C9 para as qualidades de radiodiagnóstico convencional, feixes diretos, do equipamento E1, antes e após a remoção do pré-amplificador.

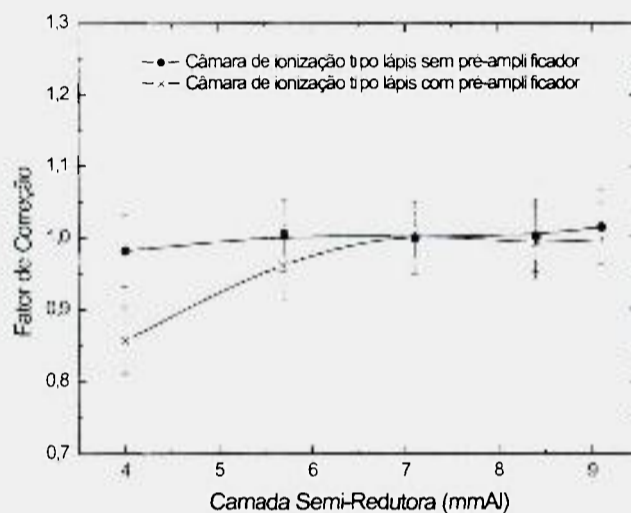


FIGURA 8.12 - Dependência energética da câmara de ionização C9 para as qualidades de radiodiagnóstico convencional, feixes atenuados, do equipamento E1, antes e após a remoção do pré-amplificador.

Para cada uma das qualidades de mamografia (QMM) também foram obtidos coeficientes de calibração para a câmara C9, antes e após a remoção do pré-amplificador. A distância foco-câmara utilizada durante a calibração foi de 100 cm e o diâmetro do campo a esta distância foi de 12 cm. A TAB. 8.2 apresenta a relação dos coeficientes de calibração obtidos. A dependência energética obtida para os feixes de entrada foi de 4,5%, antes da remoção do pré-amplificador, e de 3,2%, após a remoção do pré-amplificador. Para os feixes de saída, a dependência energética foi de 2,1%, antes da remoção do pré-amplificador, e de 1,7%, após a remoção do pré-amplificador. Os resultados obtidos confirmam o comportamento observado nos feixes de radiodiagnóstico convencional, onde a dependência energética também se mostrou adequada para a maioria dos feixes. As FIG. 8.13 e 8.14 apresentam as curvas de dependência energética para as qualidades de mamografia. Para a obtenção dos fatores de correção, os coeficientes de calibração foram normalizados para as qualidades RXM25 e RXM25x.

TABELA 8.2 - Coeficientes de calibração para a câmara de ionização C9 para as qualidades de mamografia, equipamento E2.

Qualidade da Radiação	Coeficiente de Calibração Câmara de Ionização	
	Com Pré-Amplificador (adimensional)	Sem Pré-Amplificador ($\times 10^8 \text{ Gy/C}$)
RXM20	1,054	1,060
RXM23	1,039	1,048
RXM25	1,027	1,044
RXM28	1,025	1,040
RXM30	1,022	1,037
RXM32	1,017	1,031
RXM35	1,009	1,027
RXM20x	0,991	1,013
RXM23x	0,996	1,010
RXM25x	0,992	1,006
RXM28x	1,060	1,008
RXM30x	1,001	1,010
RXM32x	1,064	1,014
RXM35x	1,012	1,023

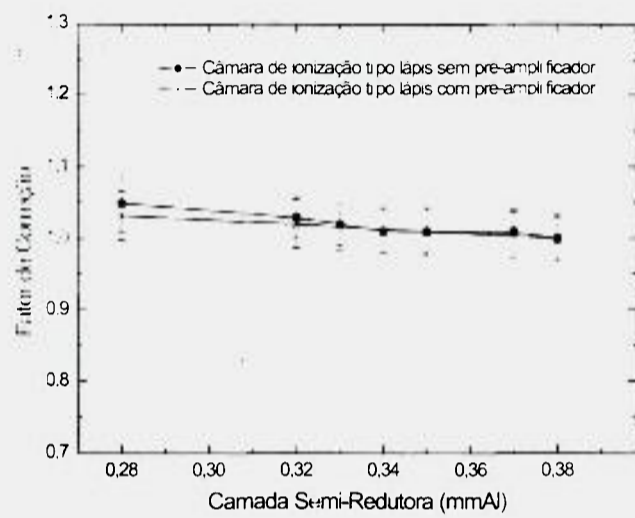


FIGURA 8.13 - Dependência energética da câmara de ionização C9 para as qualidades de mamografia, feixes de entrada, no equipamento E2, antes e após a remoção do pré-amplificador.

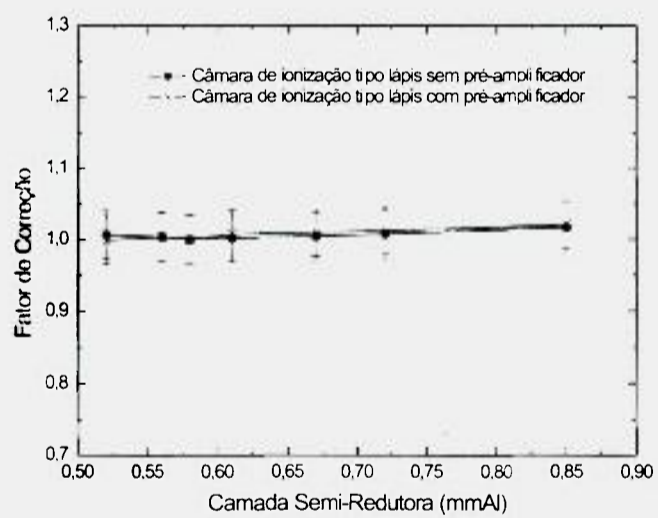


FIGURA 8.14 - Dependência energética da câmara de ionização C9 para as qualidades de mamografia, feixes de saída, no equipamento E2, antes e após a remoção do pré-amplificador.

Os coeficientes de calibração obtidos para a câmara C9, antes da remoção do pré-amplificador, nos feixes de radioterapia (QRT) estão apresentados na TAB. 8.3. A distância foco-câmara utilizada na calibração foi de 100 cm correspondendo a um diâmetro do campo de 10 cm. A dependência energética obtida foi de 7.4%, que pode ser observada a partir dos dados da FIG. 8.15.

TABELA 8.3 - Coeficientes de calibração para a câmara de ionização C9 nas qualidades de radioterapia, no equipamento E3.

Tensão (kV)	Coefficiente de Calibração (adimensional)
100	1,120
135	1,093
180	1,071
250	1,043

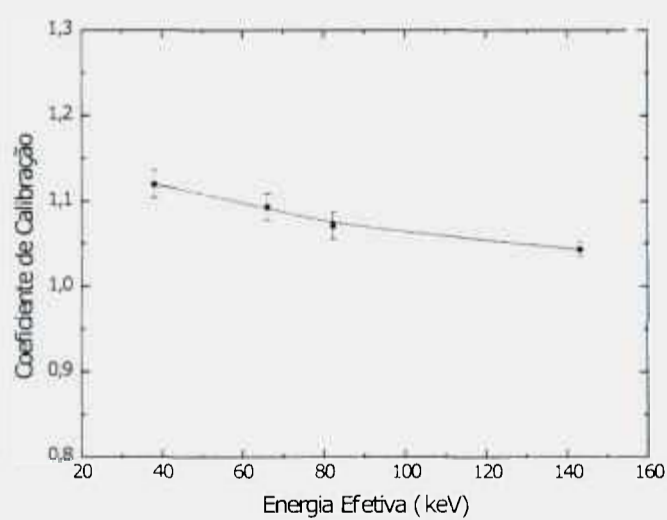


FIGURA 8.15 - Dependência energética da câmara de ionização C9, com o pré-amplificador, para as qualidades de radioterapia, no equipamento E3.

A câmara C9 também foi calibrada em feixes de radiação gama de Cobalto e de Césio (I1 e I2). A distância de calibração utilizada no irradiador de Cobalto (I1) foi de 200 cm e o tamanho do campo foi de 20 X 20 cm². O coeficiente de calibração obtido foi de 0,938 (adimensional), para a câmara C9 com o pré-amplificador, e de 0,949 ($\times 10^8$ Gy/C), para a câmara C9 sem o pré-amplificador. No irradiador de Césio (I2), a distância foco-fonte utilizada foi de 131 cm, correspondendo a um campo de 34 cm de diâmetro. O coeficiente de calibração obtido foi de 0,997 (adimensional), para a câmara C9 com o pré-amplificador, e de 0,957 ($\times 10^8$ Gy/C), para a câmara C9 sem o pré-amplificador.

Para cada tipo de feixe utilizado neste estudo, foi feita uma avaliação das incertezas envolvidas no procedimento de calibração. A TAB. 8.4 apresenta todas as incertezas expandidas obtidas.

TABELA 8.4 - Incertezas associadas aos coeficientes de calibração para cada tipo de feixe utilizado.

Feixe de Radiação	Incertezas (%)	
	Câmara de Ionização Tipo Lápiz Com Pré-Amplificador	Sem Pré-Amplificador
Radiodiagnóstico Convencional	5,25	5,15
Mamografia	3,40	3,40
Radioterapia	1,50	-
Radiação Gama - ⁶⁰ Co	1,45	1,45
Radiação Gama - ¹³⁷ Cs	3,30	3,05

Como já foi comentado no Item "Materiais e Métodos", a incerteza associada ao coeficiente de calibração da câmara padrão foi o fator que mais influiu nos cálculos das incertezas expandidas. Como o sistema padrão de radiodiagnóstico só possuía, na época destas medidas, o certificado de calibração do fabricante, com uma incerteza associada da ordem de 5%, as incertezas estimadas para estes feixes foram bem mais altas do que para os demais campos.

9 SISTEMA TANDEM PARA AVALIAÇÃO DAS CAMADAS SEMI-REDUTORAS EM FEIXES DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Determinar a CSR em tomógrafos não é uma tarefa simples devido ao movimento rotatório do tubo de raios X. A técnica mais utilizada é uma técnica invasiva, onde o técnico de manutenção interfere no equipamento suspendendo a rotação do tubo de raios X.^(10,11) Diferentemente do radiodiagnóstico convencional, onde a determinação da CSR faz parte dos programas de controle de qualidade, em CT a CSR normalmente só é determinada pelo fabricante. Muito embora isto não venha sendo encarado como um problema grave, visto que as CSR nos equipamento em CT são normalmente bem superiores aos limites adotados nas normas regulatórias da maioria dos países, o acompanhamento rotineiro da CSR pode ser muito útil, servindo de alerta para possíveis desvios no funcionamento do equipamento.⁽¹⁰⁾

Visando contribuir para os programas de controle de qualidade nos tomógrafos, foi realizado um estudo para se definir um sistema simples e prático de avaliação da CSR em tomógrafos. Surgiu, então, a idéia de se utilizar a própria câmara de ionização tipo lápis associada com capas de materiais absorvedores diferentes para gerar um sistema que permitisse avaliar possíveis variações na CSR a partir da variação de dependência energética criada pelas capas. A utilização da câmara de ionização tipo lápis é mais prática, porque ela é amplamente utilizada em programas de controle de qualidade em CT, e mais barato, porque não seria necessário adquirir nenhum outro equipamento além das capas que poderiam ser confeccionadas localmente.

9.1 Sistema Tandem com Capas Absorvedoras

Embora o sistema tandem convencional seja composto por dois dosímetros distintos,⁽⁶⁵⁻⁶⁹⁾ o sistema proposto neste trabalho também pode ser considerado um sistema tandem, pois é composto por dois conjuntos, de câmara de ionização tipo lápis e duas

capas absorvedoras distintas, com dependências energéticas diferentes. A diferença de dependência energética é consequência da interação da radiação incidente com as diferentes capas absorvedoras. Ao atravessar a capa, o feixe de radiação é atenuado devido à absorção e ao espalhamento de fótons do feixe incidente. Os processos principais de interação da radiação X e gama com a matéria, que são o efeito fotoelétrico, o efeito Compton e a produção de pares, dependem de diferentes fatores, como a energia do feixe e do número atômico do absorvedor. Por isso a utilização de capas de materiais diferentes induz respostas com características de dependência energética distintas na câmara de ionização.⁽⁷⁸⁾

Entretanto, as capas não devem ser utilizadas nos procedimentos para determinação das doses absorvidas. Para estimar grandezas dosimétricas, é necessário que o material da parede e do gás da câmara de ionização sejam equivalentes ao meio em que se deseja estimar a dose absorvida para que as interações sofridas pelo feixe simulem situações reais de interesse.⁽³⁷⁾ Portanto, para dosimetria, são utilizadas prioritariamente câmaras de ionização com paredes de materiais equivalentes ao ar, ao tecido ou à água. Todavia, como o interesse é criar um sistema apenas para verificação de valores de CSR, a perda da informação dosimétrica não é um problema. Quando o usuário desejar efetuar procedimentos dosimétricos basta utilizar a câmara de ionização tipo lápis sem nenhuma capa absorvedora.

Para o estudo nos feixes de CT foram utilizadas 9 capas de 3 materiais diferentes: 3 de acrílico (com 5, 15 e 25 mm de espessura), 3 de alumínio (com 1, 3 e 5 mm de espessura) e 3 de cobre (com 0,051, 0,152 e 0,254 mm de espessura), apresentadas na FIG. 9.1.

As capas de acrílico e alumínio foram confeccionadas na Oficina Mecânica do IPEN; as capas de cobre foram feitas a partir de folhas finas de cobre de alta pureza que foram coladas formando um cilindro. Todas as capas têm dimensões apropriadas (diâmetro interno de 0,8 cm) para serem utilizadas com a câmara de ionização tipo lápis C9, que já vinha sendo objeto de estudo durante este trabalho.



FIGURA 9.1 - Capas absorvedoras confeccionadas para o estudo de um sistema de verificação das CSR em tomógrafos.

Foram feitas medidas com a câmara C9 livre no ar e com as diferentes capas absorvedoras em quatro dos feixes de radiação implantados no equipamento E4: RQR7, RQR8, RQR9 e RQR10. O feixe de referência para a calibração das câmaras de CT é o RQR9 (120kV). Por isso, o teste foi feito utilizando o feixe RQR9 e os feixes adjacentes, cobrindo um intervalo de tensão de 90 a 150kV. Após a obtenção das medidas, foi feita uma comparação entre os valores obtidos para as diferentes capas. A FIG. 9.2 apresenta as várias curvas tandem obtidas a partir da razão entre as médias das leituras com cada uma das capas absorvedoras e a média das leituras sem capa alguma. As curvas obtidas foram divididas em dois gráficos: na FIG. 9.2A são apresentadas as curvas tandem obtidas com as capas pouco absorvedoras e na FIG. 9.2B, as curvas tandem obtidas com as capas muito absorvedoras.

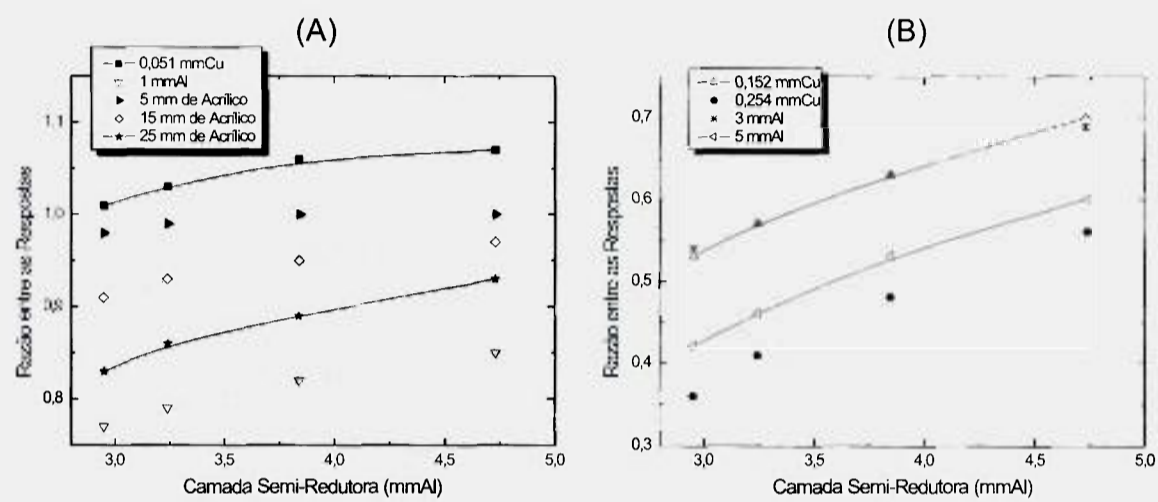


FIGURA 9.2 - Curvas tandem obtidas da razão entre as respostas da câmara C9 com diferentes capas absorvedoras pelas respostas da câmara C9 livre no ar: (A) as curvas tandem obtidas com as capas pouco absorvedoras; (B) curvas tandem obtidas com as capas muito absorvedoras. As medidas foram feitas nas qualidades de radiodiagnóstico (de 90kV a 150kV), feixes diretos, no equipamento E4.

Quanto maior a inclinação da curva tandem, mais útil é o sistema para avaliação da CSR, pois fica mais fácil diferenciar valores próximos de CSR. Pela FIG. 9.2, é possível perceber que a maioria das curvas tem inclinações que possibilitam a formação de um sistema tandem, e que a inclinação da curva cresce com o aumento do poder de absorção da capa. As únicas curvas consideradas inadequadas foram as curvas obtidas com as capas de 0,051 mmCu e de 5 mm de acrílico. Nestes dois casos, a diferença percentual entre as razões obtidas para CSR subsequentes foram inferiores a 1%, significando que não houve diferenciação suficiente para servir como sistema de avaliação de CSR. Para todas as demais curvas, as diferenças percentuais entre as razões obtidas para as CSR subsequentes foram superiores a 2%. E em muitos casos, foi possível observar diferenças maiores do que 5 ou 10%.

Para se formar um bom sistema tandem com estas capas, o ideal é utilizar a câmara com uma capa muito absorvedora (por exemplo, 25 mm de acrílico; 1, 3 ou 5 mmAl; 0,152 ou 0,254 mmCu) e a câmara livre no ar ou com uma capa pouco absorvedora

(por exemplo, 5 mm ou 15 mm de acrílico; ou 0,051 mmCu). Entretanto, outros aspectos devem ser levados em conta na decisão final, como, por exemplo, a facilidade de confecção das capas e suas dimensões. Considerando estes aspectos, a capa de 5 mmAl é a mais prática entre as que atenuam muito, pois não é tão grande quanto a de 25 mm de acrílico, que inclusive é difícil de posicionar, nem tão complicada de confeccionar quanto as de cobre. Sendo assim, um par adequado seria a câmara C9 com a capa de 5 mmAl e a câmara C9 com a capa de 15 mm de acrílico. A curva tandem gerada por este par de capas está apresentada na FIG. 9.3, e, neste caso, a diferença percentual mínima entre as razões obtidas para CSR subsequentes foi de 6,1%.

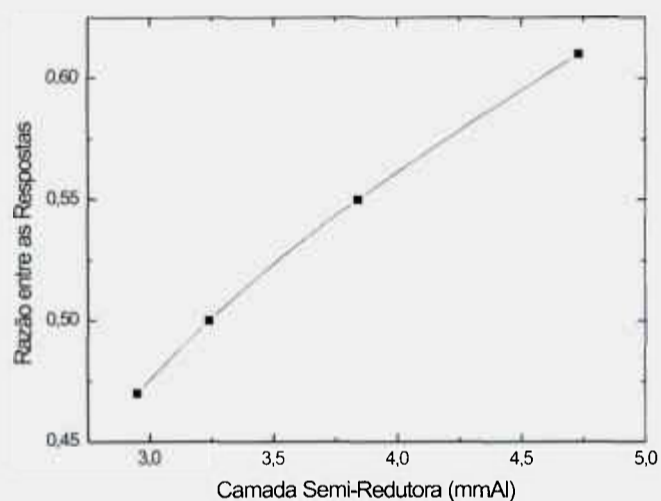


FIGURA 9.3 - Curva tandem obtida da razão entre as respostas da câmara C9 com a capa de 5,0 mmAl pelas respostas da câmara C9 com a capa de 15 mm de acrílico. As medidas foram feitas nas qualidades de radiodiagnóstico (de 90kV a 150kV), feixes diretos, no equipamento E4.

Foram obtidas 10 curvas tandem com este par de capas, apresentadas na FIG. 9.4, para verificação da reprodutibilidade do sistema. Foram calculados os valores médios das razões para cada qualidade, apresentados na curva preta da FIG. 9.4. O maior valor de desvio percentual obtido foi 1,07%, para a qualidade RQR7. Para a qualidade RQR9, o desvio padrão percentual obtido foi 0,86%.

Para um estudo mais detalhado, foram feitas medidas em outros feixes (não padrões) com CSR próximas da CSR da qualidade RQR9 (120 kV). As medidas de CSR nestes outros feixes não padrões foram feitas utilizando-se o mesmo arranjo experimen-

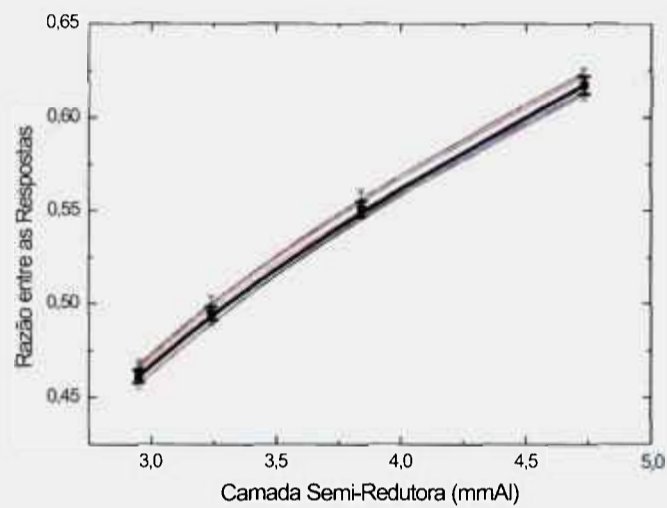


FIGURA 9.4 - Dez curvas tandem obtidas da razão entre as respostas da câmara C9 com a capa de 5,0 mmAl pelas respostas da câmara C9 com a capa de 15 mm de acrílico. Em preto, a curva obtida a partir dos valores médios das razões entre as leituras para cada qualidade. As medidas foram feitas nas qualidades de radiodiagnóstico (de 90kV a 150kV), feixes diretos, no equipamento E4.

tal das medidas de CSR dos feixes padrões de radiodiagnóstico, descrito no Item 5.2.2. Os feixes utilizados e os resultados de CSR obtidos estão apresentados na TAB. 9.1, onde foram apresentados também os feixes padrões RQR7, RQR8, RQR9 e RQR10 que foram utilizados nos testes.

Para o propósito deste estudo, o único parâmetro relevante é a CSR, não importando se o feixe é ou não é padronizado. Novas medidas foram feitas com o par de capas escolhido para formar o sistema tandem em todos os feixes descritos na TAB. 9.1 e uma curva tandem bem mais detalhada pôde ser construída, como mostra a FIG. 9.5. Todavia, com este conjunto de capas outras duas curvas tandem podem ser geradas: a câmara com cada uma das capas e a câmara livre no ar. Estas duas curvas estão apresentadas na FIG. 9.6. A utilização de uma ou mais curvas tandem geram resultados redundantes que podem servir como um método confirmatório.

TABELA 9.1 - Características dos diversos feixes (padrões e não padrões) estabelecidos no equipamento E4, com filtração adicional de 2.5 mmAl, para permitir a obtenção de uma curva tandem mais detalhada.

Tensão (kV)	1ª CSR (mmAl)	2ª CSR (mmAl)	Coefficiente de Homogeneidade
90 (RQR7)	2.95	4.62	0,64
100 (RQR8)	3.24	5.20	0,62
110	3.53	5.72	0,62
112,5	3.61	5.86	0,62
115	3.69	5.94	0,62
117,5	3.76	6.13	0,61
120 (RQR9)	3,84	6,31	0,61
122,5	3.90	6.37	0,61
125	3.98	6.53	0,61
127,5	4.04	6.65	0,61
130	4.12	6.78	0,61
140	4.40	7.27	0,61
150 (RQR19)	4.73	7.79	0,61

Como uma outra aplicação, o sistema tandem desenvolvido foi testado também nas qualidades de mamografia - RXM20, RXM23, RXM28 e RXM35 do equipamento E2 (vide TAB. 4.2, no Item 4.2). Entretanto, como as camadas semi-redutoras dos feixes de mamografia são bem mais baixas do que dos feixes de radiodiagnóstico, foram utilizadas apenas 5 capas absorvedoras: as 3 de acrílico, a de 1 mmAl e a de 0.051 mmCu. As curvas tandem, obtidas da razão entre as respostas da câmara com diversas capas absorvedoras pelas respostas da câmara livre no ar, estão apresentadas na FIG. 9.7.

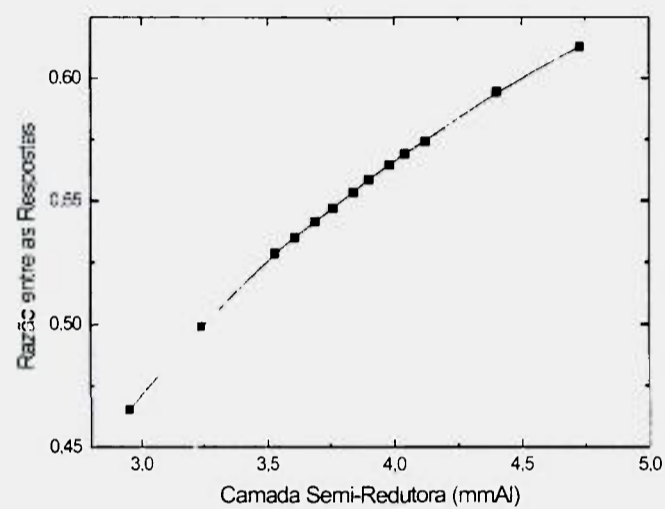


FIGURA 9.5 - Curva tandem obtida da razão entre as respostas da câmara C9 com a capa de 5.0 mmAl pelas respostas da câmara C9 com a capa de 15 mm de acrílico. As medidas foram feitas nos feixes de radiação X descritos da TAB. 9.1.

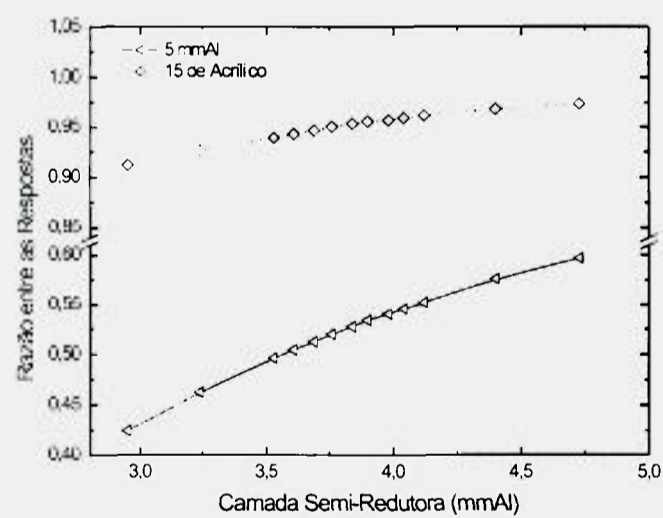


FIGURA 9.6 - Curvas tandem obtidas da razão entre as respostas da câmara C9 com as capas absorvedoras descritas na legenda pelas respostas da câmara livre no ar. As medidas foram feitas nos feixes de radiação X descritos da TAB. 9.1.

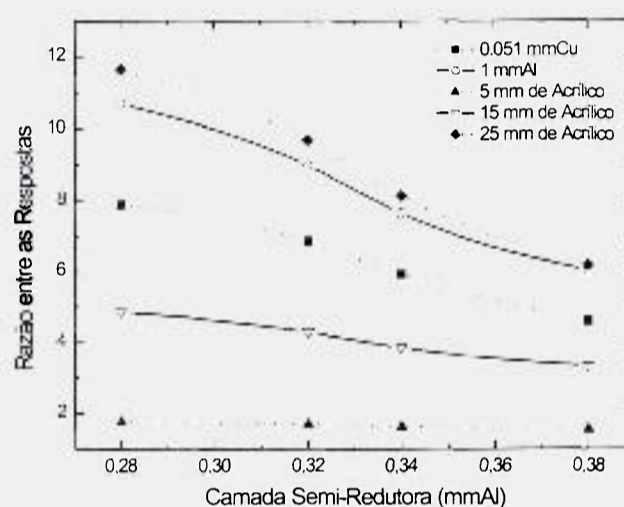


FIGURA 9.7 - Curvas tandem obtidas da razão entre as respostas da câmara C9 com diversas capas absorvedoras pelas respostas da câmara livre no ar. As medidas foram feitas nas qualidades de mamografia (de 20 kV a 35 kV), feixes diretos, no equipamento E2.

Para as qualidades de mamografia, utilizando os mesmos critérios considerados nos feixes de radiodiagnóstico, o sistema tandem de melhor desempenho é o formado com as capas de 1 mmAl e de 5 mm de acrílico. A curva tandem para este sistema está apresentada na FIG. 9.8. e, neste caso, a diferença percentual mínima entre as razões obtidas para CSR subsequentes foi 13,7%.

As incertezas envolvidas nas medições com os sistemas tandem foram determinadas computando-se as incertezas do tipo A e do tipo B e considerando-se um intervalo de confiança de 95%.^(73,74) A incerteza padrão combinada foi estimada em 0,45% para os feixes de radiodiagnóstico e em 0,40% para os feixes de mamografia.

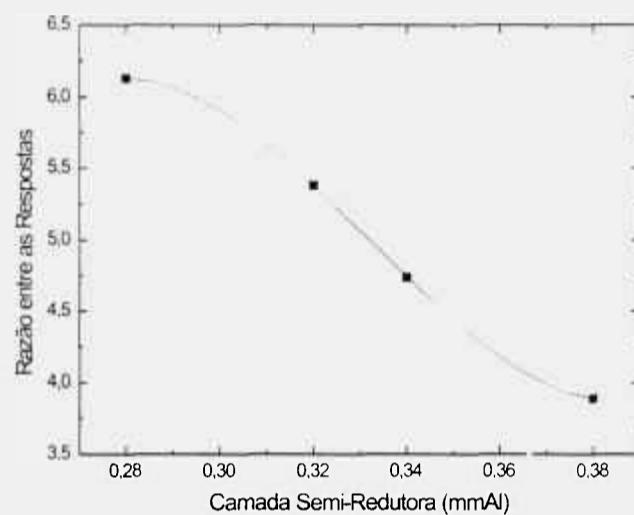


FIGURA 9.8 - Curva tandem obtida da razão entre as respostas da câmara C9 com a capa de 1.0 mmAl pelas respostas da câmara C9 com a capa de 5 mm de acrílico. As medidas foram feitas nas qualidades de mamografia (de 20 kV a 35 kV), feixes diretos, no equipamento E2.

A utilização das curvas tandem é relativamente simples. Inicialmente deverão ser feitas algumas medidas utilizando-se a câmara tipo lápis e as capas absorvedoras para determinação de uma razão média que passa a ser, portanto, um valor de referência relacionado com o valor de inicial da CSR. Não é necessário que este valor inicial de CSR seja conhecido, pois o objetivo principal do teste é apenas identificar variações. Contudo, na maior parte das vezes, o valor da CSR é fornecido pelo próprio fabricante. Juntamente com os testes de controle de qualidade, deverão ser feitas novas medidas que poderão ser comparadas com as medidas iniciais. Qualquer desvio nas razões mostra que houve variação nas CSR, indicando a necessidade de serem tomadas providências de manutenção do equipamento. A utilização das curvas tandem constitui, portanto, um método preventivo muito útil nos programas de controle de qualidade dos equipamentos de CT.

9.2 Sistema Tandem com Simuladores Dosimétricos

Nos programas de controle de qualidade em CT, são feitas normalmente medidas dentro de dois simuladores dosimétricos de acrílico: um menor, de 16 cm de diâmetro, para simular a cabeça, e outro maior, de 32 cm de diâmetro, para simular o abdômen. Surgiu, então, a idéia de se estudar a viabilidade de utilização destes simuladores para a constituição de um sistema tandem. Neste estudo foram utilizados os simuladores SMC e SMA, descritos no Item 4.1. A FIG. 9.9 mostra como os simuladores foram posicionados para a realização deste teste.

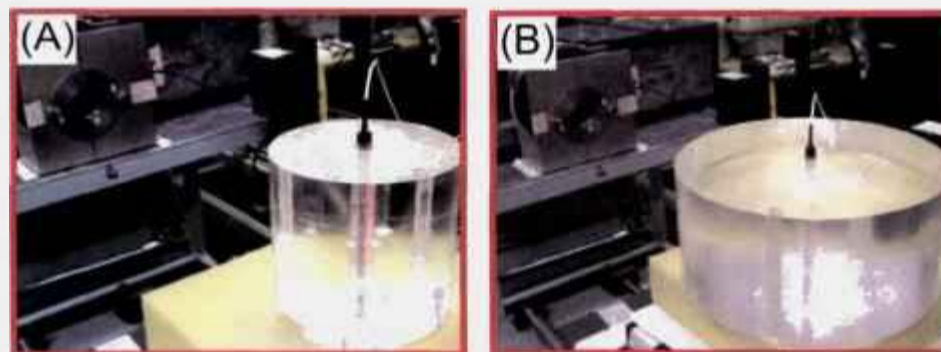


FIGURA 9.9 - Simuladores dosimétricos de acrílico durante os testes no campo padrão RQR9, no equipamento E4: (A) simulador de cabeça com diâmetro de 16 cm; (B) simulador de abdômen com diâmetro de 32 cm.

Foram feitas medidas utilizando-se a câmara C9 e os dois simuladores nos feixes padrões implantados: RQR7, RQR8, RQR9 e RQR10. A FIG. 9.10 apresenta as duas curvas tandem obtidas a partir da razão entre as médias das leituras com cada um dos simuladores e a média das leituras sem a utilização dos simuladores.

As duas curvas apresentam inclinações suficientes para utilização como método tandem. A diferença percentual mínima entre as razões obtidas para CSR subsequentes foi 6,7% para a curva obtida com o simulador de cabeça e 11,0% para a curva obtida com o simulador de abdômen.

A partir deste conjunto de simuladores é possível também obter uma outra curva tandem: a câmara C9 dentro do simulador de abdômen e a câmara C9 dentro do simulador de cabeça. Esta curva tandem está apresentada na FIG. 9.11. A diferença percentual mínima entre as razões obtidas para CSR subsequentes foi 4,6%.

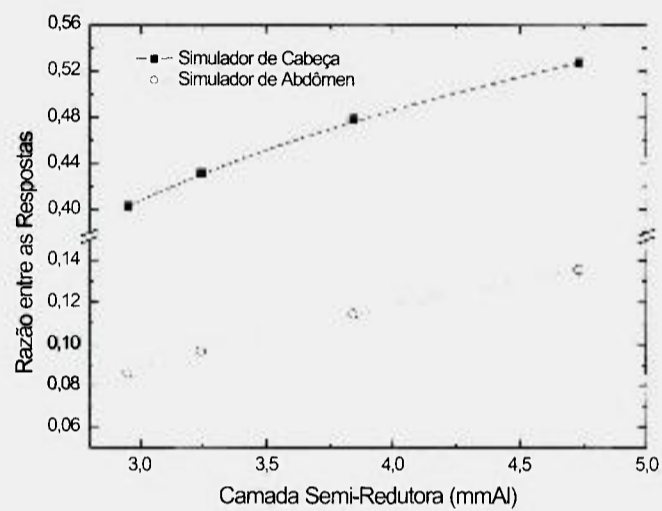


FIGURA 9.10 - Curvas tandem obtidas da razão entre as respostas da câmara C9 dentro de cada um dos simuladores dosimétricos pelas respostas da câmara C9 livre no ar. As medidas foram feitas nas qualidades de radiodiagnóstico (de 90kV a 150kV), feixes diretos, no equipamento E4.

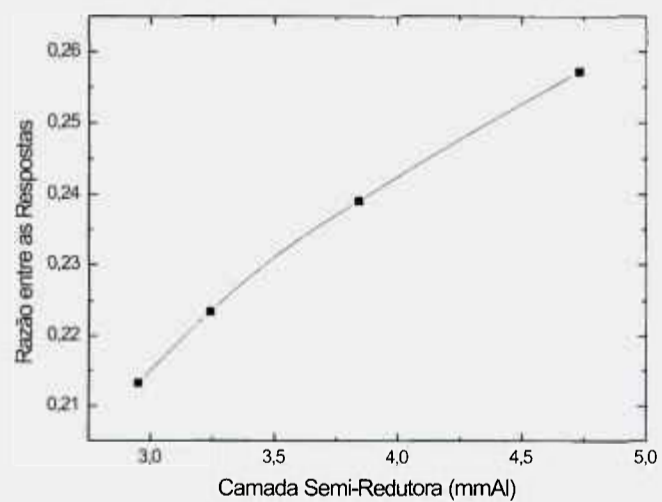


FIGURA 9.11 - Curva tandem obtida da razão entre as respostas da câmara C9 dentro do simulador de abdômen pelas respostas da câmara C9 dentro do simulador de cabeça. As medidas foram feitas nas qualidades de radiodiagnóstico (de 90kV a 150kV), feixes diretos, no equipamento E4.

Foram obtidas 10 curvas tandem semelhantes a esta última curva, apresentadas na FIG. 9.12, para verificação da reprodutibilidade do sistema. Foram calculados os valores médios das razões para cada qualidade, apresentados na curva preta da FIG. 9.12. O maior valor de desvio percentual obtido foi 0,70%, para a qualidade RQR7. Para a qualidade RQR9, o desvio padrão percentual obtido foi apenas 0,24%. A reprodutibilidade do sistema tandem formado pelos simuladores foi melhor do que dos sistemas tandem formados pelas capas absorvedoras.

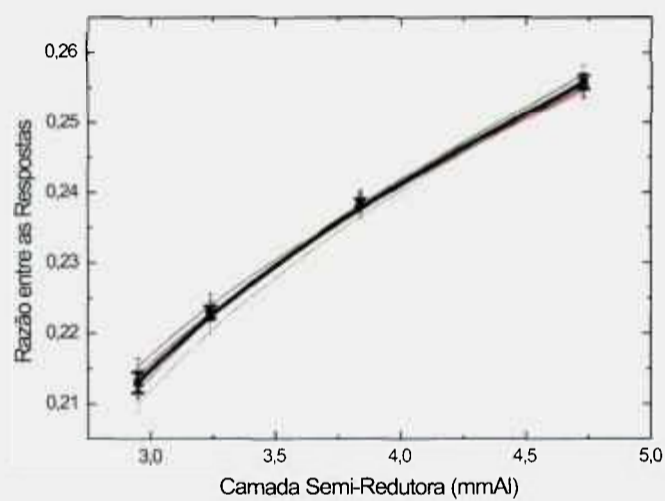


FIGURA 9.12 - Dez curvas tandem obtidas da razão entre as respostas da câmara C9 dentro do simulador de abdômen pelas respostas da câmara C9 dentro do simulador de cabeça. Em preto, a curva obtida a partir dos valores médios das razões entre as leituras para cada qualidade. As medidas foram feitas nas qualidades de radiodiagnóstico (de 90kV a 150kV), feixes diretos, no equipamento E4.

Foram obtidas também curvas tandem mais detalhadas, utilizando os feixes não padrões descritos na TAB. 9.1, como mostram as FIG. 9.13 e FIG. 9.14. A utilização de uma ou mais curvas tandem geram resultados redundantes que podem servir como um método confirmatório.

A incerteza padrão combinada foi estimada em 0,5% para as medidas realizadas com este sistema tandem formado com os simuladores dosimétricos, considerando um intervalo de confiança de 95% (fator de abrangência igual a 2).^(73,74)

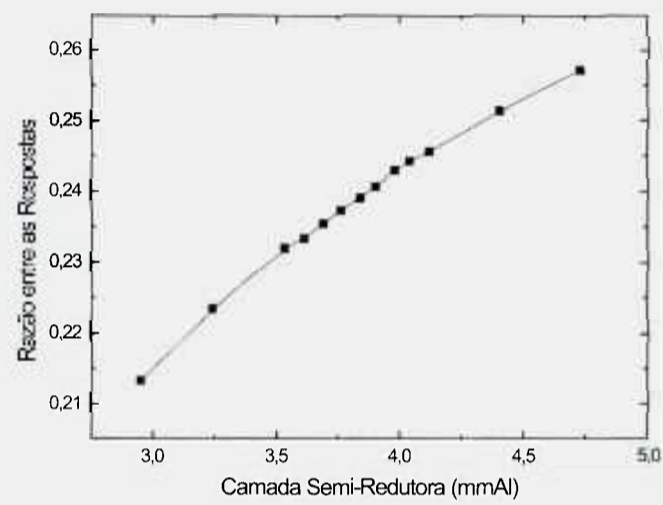


FIGURA 9.13 - Curvas tandem obtidas da razão entre as respostas da câmara C9 dentro do simulador de abdômen pelas respostas da câmara C9 dentro do simulador de cabeça. As medidas foram feitas no feixes de radiação X descritos da TAB. 9.1.

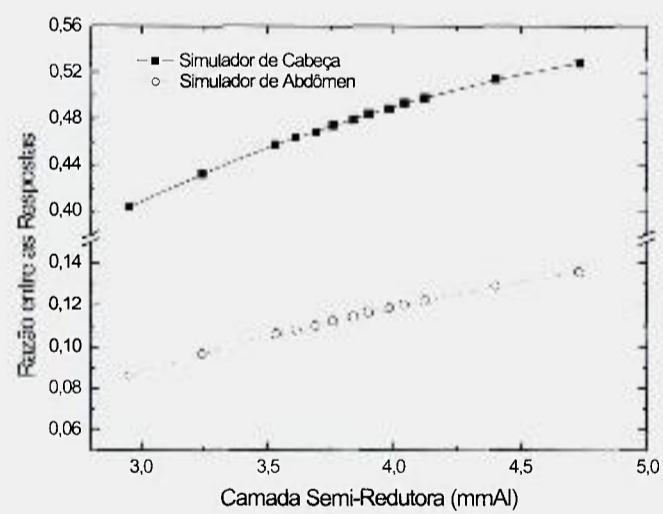


FIGURA 9.14 - Curvas tandem obtidas da razão entre as respostas da câmara C9 dentro de cada um dos simuladores dosimétricos pelas respostas da câmara C9 livre no ar. As medidas foram feitas no feixes de radiação X descritos da TAB. 9.1.

Assim, pode-se recomendar a utilização dos simuladores dosimétricos também para avaliação das CSR em tomógrafos. E, caso a clínica não possua os simuladores, é possível desenvolver um sistema tandem a partir da confecção de capas absorvedoras.

10 CONCLUSÕES

O objetivo principal deste trabalho, que era possibilitar a calibração das câmaras de CT no Brasil, foi alcançado e o LCI, IPEN, já tem condições de calibrar apropriadamente este tipo de câmara. Duas metodologias de calibração foram testadas e comparadas, e um procedimento de calibração foi elaborado utilizando a metodologia considerada mais adequada: com irradiação de 50% do volume sensível da câmara de ionização tipo lápis. O LCI, com isso, se adiantou às recomendações internacionais da IAEA, que só em 2005 definiu como meta para o biênio 2006-2007 a implantação do serviço de calibração deste tipo de câmara em seu laboratório.

Além disso, neste trabalho foi estabelecida uma rede metrológica nacional para feixes de radiodiagnóstico com o estabelecimento dos campos padrões também no laboratório nacional (LNMRI, IRD). A criação da rede metrológica nacional, que futuramente deverá ter outros laboratórios integrados, possibilita a realização de intercomparações entre os sistemas padrões dos laboratórios, e, assim, a verificação dos seus desempenhos. Os outros laboratórios no Brasil que estejam estabelecendo, ou que venham a estabelecer, os feixes de radiodiagnóstico convencional poderão fazer uso da metodologia comprovada neste trabalho para calibrarem corretamente as câmaras de CT.

Foram feitas também medidas comparativas entre os campos padrões recomendados para calibração das câmaras de ionização tipo lápis, RQR9 e RQA9, e situações mais próximas das medidas práticas dentro dos simuladores dosimétricos. Os resultados encontrados mostraram que campos padrões representam casos extremos tanto em valores de primeira CSR quanto em valores de corrente de ionização medida na câmara.

Buscando encontrar um sistema de referência para os campos padrões de CT mais semelhante às câmaras de ionização tipo lápis, foi construída uma câmara de ionização especial de placas paralelas. Em todos os testes realizados, a nova câmara de ionização mostrou desempenho excelente, o que comprova que ela pode servir como padrão de

referência. Vale ressaltar ainda que esta câmara é um protótipo, cuja intenção é, principalmente, mostrar a viabilidade da construção deste tipo de câmara.

Por outro lado, a câmara de ionização tipo lápis, que é adequada para feixes próprios de CT, apresentou comportamento adequado em diversas outras qualidades de radiodiagnóstico convencional, de mamografia e de radioterapia. O estudo do comportamento da câmara de CT em diversas qualidades de feixes permite que sua aplicação se torne um pouco mais ampla, possibilitando que instituições que só possuem este tipo de câmara possam realizar dosimetria em feixes de energias variadas. Entretanto, é importante que sejam feitas calibrações específicas para cada feixe em que a câmara de ionização será utilizada.

Os resultados obtidos nos testes realizados antes e após a remoção do pré-amplificador, que veio originalmente acoplado à câmara CI9, mostraram que é possível a sua remoção sem que haja mudanças significativas no comportamento da câmara e sem perda de precisão nas medidas. A vantagem da remoção do pré-amplificador é poder utilizar a câmara de ionização tipo lápis com outros eletrômetros disponíveis no laboratório.

A dificuldade de determinação das CSR pelo método tradicional nos tomógrafos motivou a criação de um sistema tandem, que foi desenvolvido utilizando a própria câmara de ionização tipo lápis associada a capas absorvedoras de diferentes materiais e espessuras. Os resultados obtidos nos campos padrões foram muito bons. Além da praticidade na avaliação da CSR, o sistema tandem desenvolvido é muito simples de ser utilizado, tem baixo custo e é de fácil confecção.

Os bons resultados obtidos com o sistema tandem desenvolvido incentivaram um estudo sobre a possibilidade de utilização dos simuladores dosimétricos como sistema tandem. Em muitos casos, as medidas dosimétricas dentro dos simuladores já fazem parte dos programas de controle de qualidade e a utilização destes instrumentos como sistema tandem não levaria à necessidade de medidas complementares. Os resultados obtidos nos testes realizados nos campos padrões mostraram a viabilidade de utilização dos simuladores como método tandem para avaliação de variações nas CSR. A reprodutibilidade deste sistema tandem foi ainda melhor do que a reprodutibilidade obtida com o sistema tandem formado com as capas absorvedoras.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] MINISTÉRIO DA SAÚDE. *Diretrizes de proteção radiológica em radio-diagnóstico médico e odontológico*. Brasília: 1998. (Portaria 453)
- [2] SHRIMPTON, P.C.; WALL, B.F. The increasing importance of X-ray computed tomography as a source of medical exposure. *Radiat. Prot. Dosim.*, v.57, n.1-4, p.413-415, 1995.
- [3] HART, D.; WALL, B.F. UK population dose from medical X-ray examinations. *Eur. J. Radiol.*, v.50, p.285-291, 2004.
- [4] IBBOTT, G. Report of the 11th Meeting of the SSDL Scientific Committee. *SSDL Newsletter*, n. 50, p. 4-19, 2005.
- [5] JACOMINO, V.M.F. *Determinação das características de campos de raios-X de energia baixa*. 1982. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo.
- [6] OLIVEIRA, E.C. *Estabelecimento de campos padrões de raios-X de energias baixas, nível radioproteção, para calibração de instrumentos*. 1995. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo.
- [7] POTIENS, M.P.A. *Metodologia dosimétrica e sistemas de referência para radiação X nível diagnóstico*. 1999. Tese (Doutorado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo.
- [8] GUERRA, A.B. *Estabelecimento e controle de qualidade de feixes padrões de radiação X para calibração de instrumentos, nível mamografia*. 2001. Tese (Doutorado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo.
- [9] DIAS, V.; XAVIER, M.; CALDAS, L.V.E. Caracterização de campos padrões de radiação X de energias intermediárias, nível terapia. In: V REGIONAL CONGRESS ON RADIATION PROTECTION SAFETY, de 29/04 a 04/05/2001, 2001, Recife. *Anais ...* Recife: 2001.
- [10] KRUGER, R.L.; McCOLLOUGH, C.H.; ZINK, F.E. Measurement of half-value layer in x-ray CT: A comparison of two noninvasive technique. *Med. Phys.*, v. 27, n. 8, p. 1915-1919, 2000.

- [11] HILL, A.L. Half value layer measurements to facilitate dose assessment for newer CT scanners using published normalized dose data. *Brit. J. Radiol.*, v. 72, p. 792-798, 1999.
- [12] CURRY III, T.S.; DOWDEY, J.E.; MURRY, R.C. *Christensen's Physics of Diagnostic Radiology*. 4th ed., Baltimore: Williams & Wilkins, 1990.
- [13] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. *Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Parte 2-6: Constancy tests - X-ray equipment for computed tomography*. Genève, 1997. (IEC 1223-2-6).
- [14] SPRAWLS Jr., P. *Physical principles of medical imaging*. 2nd ed., Madison, Wisconsin: Perry Sprawls and Associates Inc., 1995.
- [15] BUSHONG, S.C. *Radiologic Science for Technologists - Physics, Biology and Protection*. 6th ed., St. Louis MO: Mosby-Year Book Inc., 1997.
- [16] CARLOS, M.T.; NOGUEIRA, M.S.; MENEZES, C.; LIMA, F.F.; PEIXOTO, J.E. *Tomografia Computadorizada - Física da Imagem e Radioproteção*. Notas de aula do curso de atualização ministrado no Centro Regional de Ciências Nucleares - CNEN, 2000.
- [17] MEDICAL DEVICES AGENCY. *Type testing of CT scanners: methods and methodology for assessing imaging performance and dosimetry*. London, 1998. (MDA/98/25).
- [18] SCHALLER, S.; FLOHR, T.; KLINGENBECK, K.; KRAUSE, J.; FUCHS, T.; KALENDER, W.A. Spiral interpolation algorithm for multislice spiral CT - Part I: Theory. *IEEE T. Med. Imaging*, v. 19, n. 9, p. 822-834, 2000.
- [19] PROKOP, M. General principles of MDCT. *Eur. J. Radiol.*, v. 45, p. S4-S10, 2003.
- [20] FUCHS, T.; KACHELRIEß, M.; KALENDER, W.A. Technical advances in multislice spiral CT. *Eur. J. Radiol.*, v. 36, p. 69-73, 2000.
- [21] KLINGENBECK-REGN, K.; SCHALLER, S.; FLOHR, T.; OHNESORGE, B.; KOPP, A.F.; BAUM, U. Subsecond multi-slice computed tomography: basics and applications. *Eur. J. Radiol.*, v. 31, p. 110-124, 1999.
- [22] HU, H. Multi-slice helical CT: Scan and reconstruction. *Med. Phys.*, v. 26, n. 1, p. 5-18, 1999.
- [23] MCCOLLOUGH, C.H.; ZINK, F.E. Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med. Phys.*, v. 26, n. 11, p. 2223-2230, 1999.

- [24] MCCOLLOUGH, C.H.; KANAL, K.M.; LANNUTTI, N.; RYAN, K.J. Experimental determination of section sensitivity profiles and image noise in electron beam computed tomography. *Med. Phys.*, v. 26, n. 2, p. 287-295, 1998.
- [25] SALAZAR, H.P.; RAGGI, P. Usefulness of electron-beam computed tomography. *Am. J. Cardiol.*, v. 89, suppl, p. 17B-23B, 2002.
- [26] SHOPE, T.B.; GAGNE, R.M.; JONHSON, G.C. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Med. Phys.*, v.8, n.4, p.488-495, 1981.
- [27] JUCIUS, R.A.; KAMBIC, G.X. Radiation dosimetry in computed tomography (CT). *SPIE Proc.*, Application of Optical Instrumentation in Medicine VI, v.127, p.286-295, 1977.
- [28] NAGEL, H.D. *Radiation exposure in computed tomography - fundamentals, influencing parameters, dose assessment, optimization, scanner data, terminology*. 2nd ed.. Frankfurt: COCIR, 2000. cap.2. Fundamentals of CT dosimetry.
- [29] EUROPEAN COMMISSION. *European guidelines on quality criteria for computed tomography*. Luxembourg, 1997. (EUR 16262 EN).
- [30] FOOD AND DRUG ADMINISTRATION. *Performance standard for diagnostic X-ray systems*. Rockville, MD, 1997. Computed tomography (CT) equipment, 21 CFR §1020.33. (4-1-97 Edition).
- [31] KNOX, H.H.; GAGNE, R.M. Alternative methods of obtaining the Computed Tomography Dose Index. *Health Phys.*, v.71, n.2, p.219-224, 1996.
- [32] LEITZ, W.; AXELSSON, B.; SZENDRO, G. Computed-tomography dose assessment - a practical approach. *Radiat. Prot. Dosim.*, v.57, n.1-4, p.377-380, 1995.
- [33] McNITT-GRAY, M.F. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: Topics in CT. Radiation dose in CT. *Radiographics*, v. 22, p. 1541-1553, 2002.
- [34] PERNICKA, F.; CARLSSON, G.A.; DANCE, D.R.; DeWERD, L.A.; KRAMER, H.M.; NG, K.H. Development of an international code of practice for dosimetry in X-ray diagnostic radiology. In: International Conference on Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy, 26-30 March, 2001, Malaga, Spain. *Proceedings ...* p. 93-98. Malaga: 2001. (IAEA-CN-85-269).
- [35] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Patient dosimetry for X rays used in medical imaging*. Draft of June 2003. Bethesda, MD (2003).

- [36] KNOLL, G.F. *Radiation detection and measurement*. 2nd ed., New York, N.Y.: John Wiley & Sons, 1989.
- [37] BOAG, J.W. Ionization chambers. In: KASE, K.R.; BJÄRNGÅRD, B.E.; ATTIX, F. H. *The dosimetry of ionizing radiation*. Orlando, FL: Academic Press Inc., 1987. v.2. p. 169-243.
- [38] RAJAN, K.N.G. *Advanced medical radiation dosimetry*. New Delhi: Prentice-Hall of India, 1992.
- [39] ATTIX, F.H. *Introduction on radiological physics and radiation dosimetry*. 2nd ed., New York, N.Y.: John Wiley & Sons, 1986.
- [40] SPENCER, L.V.; ATTIX, F.H. A theory of cavity ionization. *Radiat. Res.*, v. 3, p. 239-254, 1955.
- [41] BURLIN, T.E. Cavity-chamber theory. In: ATTIX, F. H.; ROESCH, W. C. *Radiation dosimetry*. New York, N.Y.: Academic Press Inc., 1966. v.1. p. 331-392.
- [42] SUNDE, P.B. Specification and selection of dosimetry instrumentation for diagnostic radiology. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 43. n. 1-4, p. 183-186, 1992.
- [43] DeWERD, L.A.; WAGNER, L.K. Characteristics of radiation detectors for diagnostic radiology. *Appl. Radiat. Isot.*, v. 50, p. 125-136, 1999.
- [44] SUZUKI, A.; SUZUKI, M.N. Use of a pencil-shaped ionization chamber for measurement of exposure resulting from a computed tomography scan. *Med. Phys.*, v.5. n.6. p.536-539, 1978.
- [45] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. *Medical electrical equipment - Dosimeters with ionization chamber and/or semiconductor detectors as used in X-ray diagnostic imaging*. Genève, 1997. (IEC 61674).
- [46] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. *Medical diagnostic X-ray equipment - Radiation conditions for use in determination of characteristics*. Genève, 1994. (IEC 61267).
- [47] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Calibration of dosimeters used in radiotherapy*. Vienna, 1994. (Technical Reports Series 374).
- [48] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Calibration of radiation protection monitoring instruments*. Vienna, 2000. (Safety Reports Series 16).
- [49] JOHNS, H.E.; CUNNINGHAM, J.R. *The physics of radiology*. 4th ed., Illinois: Charles C. Thomas Publisher, 1983.

- [50] KHAN, F.M.: *The physics of radition therapy*, 2nd ed., Maryland: Williams & Wilkins, 1992.
- [51] KAMBIC, G.X.; WAKE, R.H. Computed tomography with an X-ray transmission pencil beam scanner. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, v.24, n.2, p.874-880, 1977.
- [52] KAMBIC, G.X.; JUCIUS, R.A. Pencil shaped ionization chamber for measurement of exposure from a computed tomography scan. *Med. Phys.*, v.6, n.5, p.459-459, 1979.
- [53] KAMBIC, G.X.; JUCIUS, R.A. A method for dose determination in computerized-tomography - comment. *Health Phys.*, v.39, n.2, p.369-370, 1980.
- [54] PAVLICEK, W.; HORTON, J.; TURCO, R. Evaluation of the MDH Industries, Inc. pencil chamber for direct beam CT measurements. *Health Phys.*, v.37, p.773-774, 1979.
- [55] POLETTI, J.L. An ionization chamber based CT dosimetry system. *Phys. Med. Biol.*, v.29, p.725-731, 1984.
- [56] BOCHUD, F.O.; GRECESCU, M.; VALLEY, J.F. Calibration of ionization chambers in air kerma length. *Phys. Med. Biol.*, v.46, p.2477-2487, 2001.
- [57] BUSHBERG, J.T.; SEIBERT, J.A.; LEIDHOLDT, E.M.; BOONE, J.M. *The essential physics of medical imaging*. Maryland: Williams & Wilkins, 1994.
- [58] DOWSETT, D.J.; KENNY, P.A.; JOHNSTON, R.E.: *The physics of diagnostic imaging*, 1st ed., Padstow: Chapman Hall Medical, 1998.
- [59] DIXON, R.L. A new look at CT dose measurement: Beyond CTDI. *Med. Phys.*, v.30, n.6, p.1272-1280, 2003.
- [60] CAMERON, J.R.; SUNTHARALINGAM, N.; KENNEY, G.N. *Thermoluminescent dosimetry*. Madison: Univ. of Wisconsin Pr., 1968.
- [61] MILJANIE, S.; VEKIE, B. MARTINEIE, R. Determination of x ray effective energy and absorbed dose using CaF₂:Mn and LiF:Mg,Ti thermoluminescence dosimeters. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 85, n. 1-4, p. 381-384, 1999.
- [62] DA ROSA, L.A.R.; NETTE, H.P. Thermoluminescent dosimeters for exposure assessment in gamma or x radiation fields with unknown spectral distribution. *Int. J. Radiat. Appl. Instrum. Part A*, v. 39, n. 3, p. 191-197, 1988.
- [63] SPURNY, Z.; MILU, C; RACOVEANU, N. Comparison of x-ray beams using thermoluminescent dosimeters. *Phys. Med. Biol.*, v. 18, n. 2, p. 276-278, 1973.
- [64] GORBICS, S.G.; ATTIX, F.H. LiF and CaF₂:Mn Thermoluminescent dosimeters in tandem. *Int. J. Appl. Radiat. Isot.*, v. 19, p. 81-89, 1968.

- [65] COSTA, A.M.; CALDAS, L.V.E. Response characteristics of a tandem ionization chamber in standard x-ray beams. *Appl. Radiat. Isot.*, v. 58, p. 495-500, 2003.
- [66] DE SOUZA, C.N.; CALDAS, L.V.E.; SIBATA, C.H.; HO, A.K.; SHIN, K.H. Two new parallel-plate ionization chambers for electron beam dosimetry. *Radiat. Meas.*, v. 26, n. 1, p. 65-74, 1996.
- [67] CALDAS, L.V.E. A sequential tandem system of ionisation chambers for effective energy determination of x radiation fields. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 36, n. 1, p. 47-50, 1991.
- [68] TSAI, H.Y.; TUNG C.J.; HUANG, M.H.; WAN, Y.L. Analyses and applications of single scan dose profiles in computed tomography. *Med. Phys.*, v.30, n.8, p.1982-1989, 2003.
- [69] SAEZ VERGARA, J.C.; ROMERO, A.M.; GARCIA, S.; GÓMEZ, S.; FERNÁNDEZ, C.; VÁZQUEZ, J.; OLIVARES, M.P. Comparison of Two Methods of Obtaining the Computed Tomography Dose Index by Using Different TL Materials: LiF:Mg,Cu,P and LiF:Mg,Ti. *Radiat. Prot. Dosim.*, V.85, P. 429-432, 1999.
- [70] BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MESURES. *Measuring conditions used for the calibration of ionization chambers at the BIPM*. Sèvres, 2001. (BIPM-01/04)
- [71] 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*. Vienna, 2001. (Technical Reports Series 398).
- [72] MEGHZIFENE, A.; SHORTT, K.R. Calibration factor or calibration coefficient? *SSDL Newsletter*, n. 46, p. 33-33, 2002.
- [73] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. *Guide to the expression of uncertainty in measurement*. Geneva, 1995.
- [74] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS; INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL. *Guia Para a Expressão da Incerteza de Medição*. 3ª Edição Brasileira. Rio de Janeiro, 2003.
- [75] VUOLO, J.H. *Fundamentos da teoria de erros*. 2ª Ed., São Paulo, Brasil: Editora Edgard Blücher Ltda., 1996.
- [76] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. *X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and doserate-meters and for determining their response as a function of photon energy, part 1: Radiation characteristics and production methods*. Geneva, 1996. (ISO 4037-1)

- [77] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. *Dosemeters with ionization chambers as used in radiotherapy*. Genève. 1997. (IEC 60731).
- [78] McKETTY. M.H. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: X-ray attenuation. *Radiographics*. v. 18. p. 151-163, 1998.

APÊNDICE A - Procedimento Dosimétrico do Feixe no Equipamento de Radiação X, nível Diagnóstico, do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN

A.1 Objetivo

O objetivo desta instrução de trabalho é descrever o procedimento de dosimetria do feixe no equipamento de radiação X, nível diagnóstico, utilizado para calibração de câmaras de ionização pertencentes a clientes externos enviadas ao Laboratório de Calibração de Instrumentos.

A.2 Campo de Aplicação

Aplica-se ao	Quem	Quando	Onde
equipamento de radiação X, nível diagnóstico. do LCI	Técnico, tecnologista ou gerente técnico	Na data de calibração dos instrumentos, conforme agenda do LCI	No Laboratório de Radiação X, nível diagnóstico

A.3 Procedimento

A.3.1 Condições e Recursos Necessários

- Técnico com conhecimentos em proteção radiológica:

- Equipamento de radiação X industrial, marca *Pantak/Scifert*, modelo ISOVOLT 160HS, que opera entre 5 e 160 kV;
- Sistema de referência composto por câmara de ionização de placas paralelas *Physikalisch-Technische Werkstätten* (PTW), modelo 77334, número de série 2052, com volume sensível de 1 cm³, e um eletrômetro PTW, modelo UNIDOS 10001, número de série 10474.
- Cabo de extensão PTW;
- Câmara monitora, PTW, modelo 34014, número de série 0031, e um eletrômetro PTW, modelo UNIDOS E 10010, número de série 190.
- Garras e suportes para fixação do sistema de referência ;
- Microcomputador com impressora;
- Instrumentos para medidas das condições ambientais: barômetro, termômetro e higrômetro;
- Desumidificador;
- Manual de referência do sistema padrão de referência PTW.

A.3.2 Cuidados Especiais

Por se tratar de equipamentos eletrônicos sensíveis, cuidados especiais devem ser tomados no manuseio, no armazenamento e no transporte deles. Os testes de controle de qualidade do sistema de referência devem ser realizados antes de se iniciar as medidas da dosimetria do feixe.

A.3.3 Descrição das Atividades

Etapas	Descrição
--------	-----------

- | | |
|---|--|
| 1 | Ligar o desumidificador na sala de radiação X com 24 horas de antecedência e não iniciar as medidas antes que a umidade ambiental esteja entre 40 e 60%: |
|---|--|

- 2 Ligar o sistema de monitoração do feixe (câmara monitora – eletrômetro) com antecedência mínima de 24 horas:
- 3 Ligar o eletrômetro pelo menos 15 minutos antes de acoplá-lo ao sistema de referência:
- 4 Após a estabilização do eletrômetro, conferir se existe corrente de fuga e, se necessário, zerar o eletrômetro pressionando a tecla “NUL”:
- 5 Conferir se o colimador do campo de radiação é o de diâmetro interno igual a 50.7 mm:
- 6 Posicionar a câmara de ionização a 1 metro do foco do tubo de radiação X, no centro do campo:
- 7 Antes de acoplar a câmara ao eletrômetro, selecionar no menu **principal** do eletrômetro o modelo adequado de câmara de ionização:
- 8 Acoplar a câmara ao eletrômetro e aguardar uma hora para estabilização do sistema:
- 9 Medir a corrente de fuga na ausência de fontes radioativas: fazer a coleção de cargas por 20 min, anotando as condições de temperatura, pressão e umidade, antes e depois da medida, na planilha de teste:
- 10 Anotar o valor de carga medido na planilha:
- 11 Na ausência de correntes de fuga, prosseguir a dosimetria do feixe. Caso contrário, fazer a limpeza dos conectores, com algodão embebido em álcool isopropílico, e colocar a câmara de referência e o cabo de extensão PTW em ambiente de umidade controlada, deixando-os até o dia seguinte, quando devem ser repetidos os itens anteriores:
- 12 Posicionar a filtração adicional referente à primeira qualidade de radiação na qual será feita a dosimetria do feixe:
- 13 Ligar o equipamento de radiação X, seguindo as recomendações específicas de manuseio do equipamento:
- 14 Selecionar a tensão e a corrente adequadas para a primeira qualidade de radiação na qual será feita a dosimetria do feixe:

- 15 Fazer pelo menos 5 medidas de carga por 15 s. Anotar os valores medidos, tanto pelo sistema de referência quanto pelo sistema de monitoração do feixe, no local apropriado na planilha de teste, onde devem ser anotados também as condições de temperatura, pressão e umidade, antes e depois da medida:
- 16 Repetir os itens 12, 13, 14 e 15 para todas as qualidades de radiodiagnóstico, feixes diretos e feixes atenuados:
- 17 Realizar os cálculos conforme Item A.3.4 a seguir:
- 18 Imprimir a planilha eletrônica e arquivar o procedimento de dosimetria do feixe realizado na “Pasta de Dosimetria do Feixe de Radiação X, nível Diagnóstico”:

A.3.4 Informações Adicionais: Descrição dos Cálculos para Obtenção da Taxa de de Kerma no Ar, por Unidade Monitora

- Corrigir as leituras do sistema de referência e do sistema de monitoramento do feixe para as condições ambientais de referência, segundo a expressão:

$$f_{T,p} = \frac{101,325}{p} \times \frac{(273,15 + T)}{(293,15)} \quad (\text{A.1})$$

onde p e T são respectivamente a pressão e a temperatura no ponto de posicionamento do instrumento de medida.

- Dividir cada leitura obtida com o sistema de referência, já corrigida para as condições ambientais de referência, pela medida simultânea realizada com o sistema de monitoramento do feixe, também corrigida para as condições ambientais de referência.¹
- Calcular a média das leituras, por unidade monitora, o desvio padrão, o desvio padrão da média e o desvio padrão percentual.

¹Caso exista apenas um conjunto de instrumentos para medidas das condições ambientais na sala de radiação X, as correções para temperatura e pressão não são necessárias, pois na divisão da leitura do sistema de referência pela leitura do sistema de monitoramento do feixe estas correções acabarão se cancelando.

- Determinar a taxa de kerma no ar. por unidade monitora (K_a/L_{mon}), segundo a expressão:

$$\left(\frac{K_a}{L_{mon}}\right) = N_k \left(\frac{L_{ps}}{L_{mon}}\right) \quad (A.2)$$

onde N_k é o coeficiente de calibração do padrão secundário. (L_{ps}/L_{mon}) é a média das leituras obtidas com o sistema padrão secundário, por unidade monitora.

- Estimar a incerteza associada ao valor da taxa de kerma no ar. por unidade monitora, seguindo recomendações do “Guia Para a Expressão da Incerteza de Medição” da Associação Brasileira de Normas Técnicas e do Instituto Nacional de Metrologia, Normatização e Qualidade Industrial.

**APÊNDICE B – Procedimento de Calibração das Câmaras de Ionização
Tipo Lápis com Radiação X no Laboratório de
Calibração de Instrumentos do IPEN**

B.1 Objetivo

O objetivo desta instrução de trabalho é descrever o procedimento de calibração realizado nas câmaras de ionização tipo lápis (específicas para tomografia computadorizada) pertencentes a clientes externos enviadas ao Laboratório de Calibração de Instrumentos.

B.2 Campo de Aplicação

Aplica-se às	Quem	Quando	Onde
câmaras de ionização tipo lápis encaminhadas ao LCI	Técnico, tecnologista ou gerente técnico	Na data de calibração dos instrumentos, conforme agenda do LCI	No Laboratório de Radiação X, nível diagnóstico

B.3 Procedimento

B.3.1 Condições e Recursos Necessários

- Técnico com conhecimentos em proteção radiológica:

- Equipamento de radiação X industrial, marca *Pantak/Seifert*, modelo ISOVOLT 160HS, que opera entre 5 e 160 kV;
- Câmara monitora, PTW, modelo 34014, número de série 0031, e um eletrômetro PTW, modelo UNIDOS E 10010, número de série 190.
- Sistema móvel de colimação, tipo diafragma;
- Garras e suportes para fixação da câmara sob calibração;
- Microcomputador com impressora;
- Instrumentos para medidas das condições ambientais: barômetro, termômetro e higrômetro;
- Desumidificador;
- Documento modelo para a emissão de certificados.

B.3.2 Cuidados Especiais

Por se tratar de equipamentos eletrônicos sensíveis, cuidados especiais devem ser tomados no manuseio, no armazenamento e no transporte deles.

B.3.3 Descrição das Atividades

Etapas	Descrição
1	Realizar a dosimetria do feixe seguindo o “Procedimento de Dosimetria do Feixe no Equipamento de Radiação X, nível Diagnóstico, do Laboratório de Calibração e Instrumentos”;
2	Ligar o desumidificador na sala de radiação X com 24 horas de antecedência e não iniciar as medidas antes que a umidade ambiental esteja entre 40 e 60%;
3	Ligar o sistema de monitoração do feixe (câmara monitora + eletrômetro) com antecedência mínima de 24 horas;

**APÊNDICE B – Procedimento de Calibração das Câmaras de Ionização
Tipo Lápis com Radiação X no Laboratório de
Calibração de Instrumentos do IPEN**

B.1 Objetivo

O objetivo desta instrução de trabalho é descrever o procedimento de calibração realizado nas câmaras de ionização tipo lápis (específicas para tomografia computadorizada) pertencentes a clientes externos enviadas ao Laboratório de Calibração de Instrumentos.

B.2 Campo de Aplicação

Aplica-se às	Quem	Quando	Onde
câmaras de ionização tipo lápis encaminhadas ao LCI	Técnico, tecnologista ou gerente técnico	Na data de calibração dos instrumentos, conforme agenda do LCI	No Laboratório de Radiação X, nível diagnóstico

B.3 Procedimento

B.3.1 Condições e Recursos Necessários

- Técnico com conhecimentos em proteção radiológica;

- Equipamento de radiação X industrial, marca *Pantak/Seifert*, modelo ISOVOLT 160HS, que opera entre 5 e 160 kV;
- Câmara monitora, PTW, modelo 34014, número de série 0031, e um eletrômetro PTW, modelo UNIDOS E 10010, número de série 190.
- Sistema móvel de colimação, tipo diafragma;
- Garras e suportes para fixação da câmara sob calibração;
- Microcomputador com impressora;
- Instrumentos para medidas das condições ambientais: barômetro, termômetro e higrômetro;
- Desumidificador;
- Documento modelo para a emissão de certificados.

B.3.2 Cuidados Especiais

Por se tratar de equipamentos eletrônicos sensíveis, cuidados especiais devem ser tomados no manuseio, no armazenamento e no transporte deles.

B.3.3 Descrição das Atividades

Etapas	Descrição
1	Realizar a dosimetria do feixe seguindo o "Procedimento de Dosimetria do Feixe no Equipamento de Radiação X, nível Diagnóstico, do Laboratório de Calibração e Instrumentos";
2	Ligar o desumidificador na sala de radiação X com 24 horas de antecedência e não iniciar as medidas antes que a umidade ambiental esteja entre 40 e 60%;
3	Ligar o sistema de monitoração do feixe (câmara monitora + eletrômetro) com antecedência mínima de 24 horas;

- 4 Iniciar o preenchimento da planilha de teste nos seguintes campos: fabricante, modelo e número de série, nome da empresa e número do protocolo da fonte;
- 5 Conferir se o colimador do campo de radiação é o de diâmetro interno igual a 50,7 mm;
- 6 Ligar o eletrômetro a ser utilizado;
- 7 Posicionar a câmara de ionização tipo lápis a 1 metro do foco do tubo de radiação X, no centro do campo, tomando-se como referência o centro geométrico do detector, ou segundo recomendações do fabricante;
- 8 Antes de acoplar a câmara ao seu eletrômetro, selecionar no menu principal do eletrômetro o modelo adequado de câmara de ionização;
- 9 Acoplar a câmara ao eletrômetro e aguardar o tempo necessário, segundo informações do fabricante, para a estabilização do sistema;
- 10 Medir a corrente de fuga na ausência de fontes radioativas;
- 11 Na ausência de correntes de fuga, prosseguir a calibração. Caso contrário, fazer a limpeza dos conectores, com algodão embebido em álcool isopropílico, e colocar a câmara sob calibração e o cabo de conexão em ambiente de umidade controlada, deixando-os até o dia seguinte, quando devem ser repetidos os itens anteriores;
- 12 Posicionar a filtração adicional referente à qualidade RQR9;
- 13 Ligar o equipamento de radiação X, seguindo as recomendações específicas de manuseio do equipamento;
- 14 Selecionar a tensão e a corrente adequadas para a qualidade RQR9;
- 15 Fazer pelo menos 5 medidas de carga por 15 s, ou 10 medidas no modo corrente. Anotar os valores medidos, tanto pela câmara sob calibração quanto pelo sistema de monitoração do feixe, no local apropriado na planilha de teste, onde devem ser anotados também as condições de temperatura, pressão e umidade, antes e depois da medida;
- 16 Repetir os itens 12, 13, 14 e 15 para a qualidade RQA9;

- 17 Posicionar o sistema de colimação móvel, tipo diafragma, o mais perto possível da câmara de ionização tipo lápis;
- 18 Colimar o feixe na direção horizontal a um campo um pouco maior do que a largura da câmara de ionização tipo lápis;
- 19 Colimar o feixe na direção vertical a um campo equivalente a 20 ou 30% do comprimento sensível da câmara de ionização tipo lápis;
- 20 Repetir os itens 12, 13, 14, 15 e 16 para o novo tamanho de campo;
- 21 Repetir os itens 19 e 20 para mais dois tamanhos de campos verticais: 1) 50% e do comprimento sensível da câmara de ionização tipo lápis: 2) 70 ou 80% e do comprimento sensível da câmara de ionização tipo lápis;
- 22 Realizar os cálculos conforme Item B.3.4 a seguir;
- 23 Imprimir a planilha eletrônica, em duas vias;
- 24 Registrar o serviço no “Caderno de Registro dos Certificados de Calibração do LCI” e anotar nas planilhas o número do certificado;
- 25 Arquivar uma via da planilha na pasta de “Folhas de Registro de Dados de Calibração” localizada na sala de calibração e encaminhar a outra via da planilha para a emissão do Certificado de Calibração;
- 26 Etiquetar a câmara com a etiqueta de calibração;
- 27 Conferir e assinar o Certificado de Calibração.

B.3.4 Informações Adicionais: Descrição dos Cálculos para obtenção dos Coeficientes de Calibração

- Corrigir as leituras da câmara de ionização tipo lápis e do sistema de monitoramento do feixe para as condições ambientais de referência, segundo a expressão:

$$f_{T,p} = \frac{101,325}{p} \times \frac{(273,15 + T)}{(293,15)} \quad (\text{B.1})$$

onde p e T são respectivamente a pressão e a temperatura no ponto de posicionamento do instrumento de medida.

- Dividir cada leitura obtida com a câmara de ionização tipo lápis, já corrigida para as condições ambientais de referência, pela medida simultânea realizada com o sistema de monitoramento do feixe, também corrigida para as condições ambientais de referência.¹
- Calcular a média das leituras, por unidade monitora, o desvio padrão, o desvio padrão da média e o desvio padrão percentual.
- Determinar o coeficiente de calibração segundo a expressão:

$$N = L \frac{(K_a/L_{mon})}{(L_{ci}/L_{mon})} \quad (\text{B.2})$$

onde L é o comprimento irradiado da câmara de ionização tipo lápis, (K_a/L_{mon}) é a taxa de kerma no ar, por unidade monitora, determinada na dosimetria do feixe, e (L_{ci}/L_{mon}) é a média das leituras obtidas com a câmara de ionização tipo lápis, por unidade monitora.

- Determinar o coeficiente de calibração para o caso de irradiação total da câmara, para as qualidades RQR9 e RQA9.
- Determinar o coeficiente de calibração para o caso de irradiação parcial da câmara (50%), para as qualidades RQR9 e RQA9. Deste caso, é necessário corrigir a leitura da câmara de ionização tipo lápis para a contribuição da radiação espalhada na leitura final. A radiação espalhada contribui gerando um sinal residual. Este sinal residual pode ser determinado por regressão linear a partir da utilização de pelo menos 3 campos de diâmetros diferentes. No caso, são considerados os três campos referentes às irradiações parciais de 20% (ou 30%), 50% e 70% (ou 80%) do comprimento sensível da câmara. O valor do sinal residual é obtido graficamente determinando-se o ponto relativo ao diâmetro nulo.
- Estimar a incerteza associada aos coeficientes de calibração, seguindo recomendações do “Guia Para a Expressão da Incerteza de Medição” da Associação Brasileira de Normas Técnicas e do Instituto Nacional de Metrologia, Normatização e Qualidade Industrial.

¹Caso exista apenas um conjunto de instrumentos para medidas das condições ambientais na sala de radiação X, as correções para temperatura e pressão não são necessárias, pois na divisão da leitura da câmara de ionização tipo lápis pela leitura do sistema de monitoramento do feixe estas correções acabarão se cancelando.

APÊNDICE C – Lista de Publicações em Periódicos Decorrentes desta Tese

C.1 Publicações em Periódicos Internacionais

1. MAIA, A.F.; CALDAS, L.V.E. Performance of a pencil ionization chamber in various radiation beams. *Appl. Radiat. Isot.*, v. 58, p. 595-601, 2003.
2. MAIA, A.F.; CALDAS, L.V.E. A new extended length parallel plate ionization chamber. *Phys. Med. Biol.*, v. 50, p. 3837-3847, 2005.
3. MAIA, A.F.; CALDAS, L.V.E. Evaluation of the operational characteristics of a CT ionization chamber. *Radiat. Meas.* (artigo aceito para publicação)
4. MAIA, A.F.; CALDAS, L.V.E. A simple method for evaluation of HVL variation in CT equipments. *Phys. Med. Biol.* (artigo submetido para publicação)

C.2 Publicações em Periódicos Nacionais

1. MAIA, A.F.; CALDAS, L.V.E. Calibração de uma câmara tipo lápis em feixes padrões de raios-X. *Rev. Bras. Pesq. Des.*, v.4, n.3, p.902-906, 2002.
2. MAIA, A.F.; CALDAS, L.V.E. Determinação de camadas semi-redutoras em feixes de radiação X baseados na norma IEC 61267. *Rev. Bras. Fis. Med.* (artigo aceito para publicação)
3. MAIA, A.F.; CALDAS, L.V.E. Calibração das câmaras de ionização para feixes de tomografia computadorizada no Brasil: A realidade atual. *Radiol. Bras.* (artigo aceito para publicação)
4. POTIENS, M.P.A.; MAIA, A.F.; VIVOLO, V.; CALDAS, L.V.E. Caracterização de um Sistema de Radiação X por Espectrometria. *Rev. Bras. Fis. Med.* (artigo submetido para publicação)