INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**CARACTERIZAÇÃO E APLICAÇÃO DE DUAS CÂMARAS DE
EXTRAPOLAÇÃO EM FEIXES PADRONIZADOS DE RADIAÇÃO X**

ERIC ALEXANDRE BRITO DA SILVA

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

Orientadora:

Profa. Dra. LINDA V. E. CALDAS

São Paulo
2011

Dedicatória

Às mulheres da minha vida: minha mãe Maria do Socorro, minha esposa Bianca, Tia Zezé, e ainda ao meu irmão Capitão Xando.

AGRADECIMENTOS

Antes de tudo quero agradecer a minha esposa, Bianca, que sem sua força, paciência, compreensão, amizade, carinho e amor ninguém estaria lendo este trabalho.

Gostaria de agradecer a todos que contribuíram para a elaboração deste trabalho, então primeiramente agradeço à Profa. Dra. Linda V. E. Caldas, que me orientou neste trabalho com atenção e com muita paciência.

Em seguida gostaria de agradecer ao Dr. Vitor Vivolo e ao Sr. Marcos Xavier, pelas discussões e ensinamentos que foram importantes para este trabalho.

Agradeço aos companheiros do Laboratório de Calibração de Instrumentos, pela divertida convivência e amizade ao longo destes anos: MSc. Gustavo B. Vila, Dra. Maíra T. Yoshizumi, MSc. Patricia de Lara Antonio, MSc. Jonas O. Silva, MSc. Fernanda Beatrice C. Nonato, MSc. Lucio P. Neves, MSc. Ana Paula Perini, MSc. Eduardo Corrêa, MSc. Rodrigo Lucena, MSc. Priscila Franciscatto, Bel. Iremar A. da Silva Junior, Eng. Ávila B. Vila e Bel. Luciana C. Afonso.

Agradeço aos funcionários e técnicos do Laboratório de Calibração de Instrumentos, pela amizade e ajuda no decorrer deste trabalho: Dra. Maria de Penha A. Potiens, Sra. Donata Zanin, Sr. Claudinei Cescon, MSc. Gelson P. dos Santos, Sr. Valdir Carvalho, Sr. Rafael Diniz e Sra. Ana Maria Silva.

Agradeço à família que ganhei quando cheguei em São Paulo, especialmente a Maciel, Thais, Bruno, Aline e Fernando e aos amigos que fiz: Renatão, Célia, Maria Luiza, Rogério e Irene.

Agradeço ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN), pela infraestrutura e por possibilitar o desenvolvimento deste projeto.

Agradeço à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Capes), pelo suporte financeiro.

Não é o mais forte que sobrevive, nem o mais inteligente, mas o que melhor se adapta às mudanças. (Charles Darwin)

A ciência também precisa de peões.
(Erildo Dorico- Filósofo Mineiro)

CARACTERIZAÇÃO E APLICAÇÃO DE DUAS CÂMARAS DE EXTRAPOLAÇÃO EM FEIXES PADRONIZADOS DE RADIAÇÃO X

Eric Alexandre Brito da Silva

RESUMO

As câmaras de extrapolação são câmaras de ionização com volume variável e são utilizadas principalmente como detectores de radiação beta. Neste trabalho foram caracterizadas duas câmaras de extrapolação, uma comercial da marca PTW, e uma outra desenvolvida no Laboratório de Calibração do IPEN, para aplicação como sistemas de referência em feixes de mamografia, radiodiagnóstico convencional e radioterapia. Os resultados obtidos nos testes de caracterização da resposta das câmaras de extrapolação: corrente de fuga, estabilidade de curto e médio prazos, determinação das correntes de saturação e das eficiências de coleção de íons, dependência angular e energética, mostram que estas câmaras de extrapolação podem ser utilizadas em dosimetria de feixes de radiação X de energias baixas. Os fatores de transmissão no tecido e os fatores de calibração foram também determinados para todas as qualidades de radiação citadas. Finalmente, foi estabelecido um procedimento de calibração de detectores de radiação em feixes padronizados de radiação X, utilizando as câmaras de extrapolação.

CHARACTERIZATION AND APPLICATION OF TWO EXTRAPOLATION CHAMBERS IN STANDARD X RADIATION BEAMS

Eric Alexandre Brito da Silva

Abstract

The extrapolation chambers are ionization chambers with variable volume, and they are mainly utilized as beta radiation detectors. In this work two extrapolation chambers were characterized, a commercial PTW extrapolation chamber and another extrapolation chamber developed at the Calibration Laboratory of IPEN, for application as reference systems in mammography, conventional diagnostic radiology and radiotherapy beams. The results obtained from the characterization tests of the chamber response: leakage current, short- and medium terms stability, determination of the saturation currents and the ion collection efficiencies, angular and energy dependence, show that these extrapolation chambers may be utilized for low-energy X radiation beam dosimetry. The transmission factors in tissue and the calibration factors were also determined for all cited radiation qualities. Finally, a procedure was established for calibration of radiation detectors in standard X radiation beams, using the extrapolation chambers.

Sumário

1 INTRODUÇÃO.....	1
1.1 OBJETIVOS	3
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS	5
2.1 Metrologia	5
2.1.1 Definições Básicas em Metrologia	5
2.1.2 Instrumentos de Medição	7
2.1.3 Laboratórios Padrões	8
2.1.4 Medição obtida na Calibração	11
2.2 Câmaras de Ionização	13
2.2.1 Teorias da Cavidade	16
2.2.2 Saturação da corrente de ionização	18
2.2.3 Recombinação Inicial e Final	19
2.2.4 Eficiência de Coleção de Íons	20
2.2.5 Efeito de Polaridade	20
2.2.6 Fator de calibração	21
2.2.7 Determinação da Taxa de Dose Absorvida	21
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	22
3.1 Materiais	22
3.2 Metodologia	27
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	30
4.1 Profundidade nula real e Área efetiva.	30
4.2 Testes de Caracterização	33
4.2.1 Curvas de saturação	33
4.2.2 Eficiência de coleção de íons	41

4.2.3 Teste de polaridade	51
4.2.4 Tempo de estabilização	53
4.2.5 Teste de Estabilidade de resposta.....	55
4.2.6 Curvas de extrapolação	57
4.2.7 Teste de Linearidade.....	67
4.2.8 Fatores de calibração e Dependência energética	71
4.2.9 Variação da resposta com a distância fonte-detector.....	90
4.2.10 Dependência angular	99
4.3 Fatores de transmissão	106
5. CONCLUSÕES	121
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	123
APÊNDICE A	131
APÊNDICE B	146

Índice de Figuras

Figura 1: Estrutura do Sistema Internacional de Metrologia (SIM) (IAEA, 1994); PSDL: Laboratório de Dosimetria Padrão Primário; SSDL: Laboratório de Dosimetria Padrão Secundário.....	9
Figura 2: Hierarquia de padrões e sua rastreabilidade às unidades do Sistema Internacional (ALBERTAZZI e SOUSA ,2008).	10
Figura 3: Elementos do processo de medição (ALBERTAZZI e SOUSA, 2008).	11
Figura 4: Esquema de uma câmara de extrapolação (PRUITT e col, 1988).	16
Figura 5: Câmara de extrapolação IPEN (DIAS, 1996).	25
Figura 6: Câmara de extrapolação PTW.	26
Figura 7: Eletrômetros Keitlhey, modelo 6517A (a) e PTW, modelo UNIDOS E (b).	27
Figura 8: Determinação da profundidade nula real para as câmaras de extrapolação (a) IPEN e (b) PTW, com coeficiente de variação máximo de 0,17 %.	31
Figura 9: Gráficos para cálculo da área efetiva das câmaras (a) IPEN e (b) PTW	32
Figura 10: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de mamografia (WAV 28). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.	34
Figura 11: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de mamografia (WMV 28). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.	34
Figura 12:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de mamografia (WAV 28). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.....	35
Figura 13:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de mamografia (WMV 28). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.....	35
Figura 14: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de radioterapia (T-30). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.	36

Figura 15:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de radioterapia (T-30). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.....	36
Figura 16:(a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de radiodiagnóstico (RQR5). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.	37
Figura 17: (a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de radiodiagnóstico (RQR5). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.....	37
Figura 18: Estabilidade a longo prazo das respostas das câmaras (a) IPEN e (b) PTW, para a qualidade de radiação X (T-25).	56
Figura 19: Teste de estabilidade a longo prazo das respostas das câmaras IPEN(a) e da câmara da PTW (b) para a fonte de controle de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$	57
Figura 20: Curvas de extrapolação da câmara IPEN para as qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração de (a) alumínio e (b) molibdênio. O coeficiente de variação máximo para os dois gráficos foi de 0,10 %	58
Figura 21: Curvas de extrapolação da câmara IPEN para as qualidades de mamografia, feixes atenuados, com filtração de (a) alumínio e (b) molibdênio. O coeficiente de variação máximo para os dois gráficos foi de 0,22 %.....	59
Figura 22: Curvas de extrapolação da câmara PTW para as qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração de (a) alumínio e (b) molibdênio. O coeficiente de variação máximo para os dois gráficos foi de 0,10 %	60
Figura 23: Curvas de extrapolação da câmara PTW para as qualidades de mamografia, feixes atenuados, com filtração de (a) alumínio e (b) molibdênio. O coeficiente de variação máximo para os dois gráficos foi de 0,31 %.....	61
Figura 24: Curvas de extrapolação da câmara IPEN para as qualidades de radiodiagnóstico convencional (feixes diretos). O coeficiente de variação máximo para os dois gráficos foi de 0,10 %	62
Figura 25: Curvas de extrapolação da câmara IPEN para as qualidades de radiodiagnóstico convencional (feixes atenuados). O coeficiente de variação máximo para os dois gráficos foi de 0,20 %	63
Figura 26: Curvas de extrapolação da câmara PTW para as qualidades de radiodiagnóstico convencional (feixes diretos). O coeficiente de variação máximo para os dois gráficos foi de 0,15 %	64

- Figura 27: Curvas de extrapolação da câmara PTW para as qualidades de radiodiagnóstico convencional (feixes atenuados). O coeficiente de variação máximo para os dois gráficos foi de 0,32 % 65
- Figura 28: Curvas de extrapolação para (a) câmara IPEN e (b) câmara PTW, expostas a qualidades de radiação X, nível radioterapia. O coeficiente de variação máximo para os dois gráficos foi de 0,30 % 66
- Figura 29: Resposta da câmara de extrapolação IPEN nas qualidades de mamografia, feixes diretos, para filtração de (a) alumínio e (b) molibdênio, com a variação da corrente do tubo de raios X. O coeficiente de variação máximo para os dois gráficos foi de 0,25 % 67
- Figura 30: Resposta da câmara de extrapolação PTW nas qualidades de mamografia, feixes diretos, para filtração de (a) alumínio e (b) molibdênio, com a variação da corrente do tubo de raios X. O coeficiente de variação máximo para os dois gráficos foi de 0,33 % 68
- Figura 31: Resposta das câmaras de extrapolação (a) IPEN e (b) PTW, nas qualidades de radioterapia, com a variação da corrente do tubo de raios X. O coeficiente de variação máximo para os dois gráficos foi de 0,314% 69
- Figura 32: Resposta das câmaras de extrapolação (a) IPEN e (b) PTW nas qualidades de radiodiagnóstico, com a variação da corrente do tubo de raios X 70
- Figura 33: Dependência da resposta da câmara IPEN com a tensão do tubo de raios X, nas qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração adicional de (a) alumínio e (b) molibdênio. 71
- Figura 34: Dependência da resposta da câmara PTW com a tensão do tubo de raios X, nas qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração adicional de (a) alumínio e (b) molibdênio. 72
- Figura 35: Dependência da resposta da câmara IPEN com a tensão do tubo de raios X, nas qualidades de mamografia, feixes atenuados, com filtração de (a) alumínio e (b) molibdênio. 72
- Figura 36: Dependência da resposta da câmara PTW com a tensão do tubo de raios X, nas qualidades de mamografia, feixes atenuados, com filtração de (a) alumínio e (b) molibdênio. 73
- Figura 37: Dependência da resposta da câmara IPEN com a tensão do tubo de raios X, nas qualidades de radiodiagnóstico convencional, (a) feixes diretos e (b) feixes atenuados. 73

Figura 38: Dependência da resposta da câmara PTW com a tensão do tubo de raios X, nas qualidades de radiodiagnóstico convencional, (a) feixes diretos e (b) feixes atenuados.	74
Figura 39: Dependência da resposta das câmaras (a) IPEN e (b) PTW com a tensão do tubo de raios X, nas qualidades de radioterapia.	74
Figura 40: Resposta da câmara de extrapolação IPEN em relação à distância entre a câmara e o sistema de raios X, para a qualidade WAV 28.	91
Figura 41: Resposta da câmara de extrapolação IPEN em relação à distância entre a câmara e do sistema de raios X, para a qualidade WMV 28.	92
Figura 42: Resposta da câmara de extrapolação IPEN em relação à distância entre a câmara e o sistema de raios X, para a qualidade RQR 5.	93
Figura 43: Resposta da câmara de extrapolação IPEN em relação à distância entre a câmara e o sistema de raios X, para a qualidade de radioterapia T-25.	94
Figura 44: : Resposta da câmara de extrapolação PTW relação à distância entre a câmara e o sistema de raios X, para a qualidade de mamografia WAV 28.	95
Figura 45: : Resposta da câmara de extrapolação IPEN em relação à distância entre a câmara e o sistema de raios X, para a qualidade de mamografia WMV 28.	96
Figura 46: : Resposta da câmara de extrapolação IPEN em relação à distância entre a câmara e o sistema de raios X, para a qualidade de radiodiagnóstico RQR5.	97
Figura 47: Resposta da câmara de extrapolação PTW em relação à distância entre a câmara e o sistema de raios X, para a qualidade de radioterapia T-25.	98
Figura 48: Resposta relativa da câmara de extrapolação IPEN em função do ângulo de incidência da radiação X, nível radiodiagnóstico convencional (a) feixes diretos, RQR5 e (b) feixes atenuados, RQA 5.	100
Figura 49: Resposta relativa da câmara de extrapolação IPEN em função do ângulo de incidência da radiação X, nível mamografia (a) feixes diretos, WAV 28 e (b) feixes atenuados, WMV 28.	101
Figura 50: Resposta relativa da câmara de extrapolação IPEN em função do ângulo de incidência da radiação X, nível radioterapia T-25.	102
Figura 51: Resposta relativa da câmara de extrapolação PTW em função do ângulo de incidência da radiação X, nível radiodiagnóstico convencional (a) feixes diretos, RQR5 e (b) feixes atenuados, RQA 5.	103

Figura 52: Resposta relativa da câmara de extrapolação PTW em função do ângulo de incidência da radiação X, nível mamografia (a) feixes diretos, WAV 28 e (b) feixes atenuados, WMV 28.	104
Figura 53: Resposta relativa da câmara de extrapolação PTW em função do ângulo de incidência da radiação X, nível radioterapia T-25.....	105
Figura 54: Corrente de ionização em função da densidade superficial do material para as qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração de alumínio, para a câmara IPEN.	108
Figura 55: Corrente de ionização em função da densidade superficial do material para as qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração de molibdênio, para a câmara IPEN.	109
Figura 56: Corrente de ionização em função da densidade superficial do material para as qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração de alumínio, para a câmara PTW.....	110
Figura 57: Corrente de ionização em função da densidade superficial do material para as qualidades de mamografia, com filtração de molibdênio, feixes diretos, para a câmara PTW.....	111
Figura 58: Corrente de ionização em função da densidade superficial do material para as qualidades de radiodiagnóstico convencional, feixes diretos, para a câmara IPEN....	112
Figura 59: Corrente de ionização em função da densidade superficial do material para as qualidades de radiodiagnóstico convencional, feixes diretos, para a câmara PTW. ...	113
Figura 60: Corrente de ionização em função da densidade superficial do material para as qualidades de radioterapia, para a câmara IPEN.	114
Figura 61: Corrente de ionização em função da densidade superficial do material para as qualidades de radioterapia, para a câmara PTW.	115
Figura A1: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de mamografia (WAV 25). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.	131
Figura A2: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de mamografia (WAV 28). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.	131
Figura A3: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de mamografia (WAV 30). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.	132

Figura A4: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de mamografia (WAV 35). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.	132
Figura A5: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de mamografia (WMV 25). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.	133
Figura A6: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de mamografia (WMV 28). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.	133
Figura A7: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de mamografia (WMV 30). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.	134
Figura A8: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de mamografia (WMV 35). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.	134
Figura A9:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de mamografia (WAV 25). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.....	135
Figura A10:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de mamografia (WAV 28). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.....	135
Figura A11:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de mamografia (WAV 30). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.....	136
Figura A12:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de mamografia (WAV 35). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.....	136
Figura A13:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de mamografia (WMV 25). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.....	137
Figura A14:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de mamografia (WMV 28). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.....	137

Figura A15:(a) Curvas de Saturação da câmara PTW em feixes diretos de mamografia (WMV 30). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.....	138
Figura A16:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de mamografia (WMV 35). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.....	138
Figura A17:(a) Curvas de saturação da câmara IPEN irradiada em feixes diretos de radioterapia (T-25). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.....	139
Figura A18:(a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de radioterapia (T-30). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.....	139
Figura A19:(a) Curvas de saturação da câmara IPEN irradiada na em feixes diretos de radioterapia (T-50b). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.	140
Figura A20:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de radioterapia (T-25). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.....	140
Figura 1A21:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de radioterapia (T-30). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.....	141
Figura A22:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de radioterapia (T-50b). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW	141
Figura A23:(a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de radiodiagnóstico (RQR3). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.	142
Figura A24:(a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de radiodiagnóstico (RQR5). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.	142
Figura A25:(a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de radiodiagnóstico (RQR8). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.	143

Figura A26:(a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de radiodiagnóstico (RQR10). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.	143
Figura A27:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de radiodiagnóstico (RQR3). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.....	144
Figura A28:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de radiodiagnóstico (RQR5). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.....	144
Figura A29:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de radiodiagnóstico (RQR8). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.....	145
Figura A30:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de radiodiagnóstico (RQR10). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.....	145

Índice de Tabelas

Tabela 1: Características dos feixes padronizados de radiação X de Mamografia, para filtração adicional de alumínio.....	23
Tabela 2: Características dos feixes padronizados de radiação X de Mamografia, para filtração adicional de molibdênio.	23
Tabela 3: Características dos feixes padronizados de radiação X de Radioterapia.	24
Tabela 4: Características dos feixes padronizados de radiação X de Radiodiagnóstico Convencional.....	24
Tabela 5: Tensão e corrente de saturação para cada qualidade de mamografia (feixes diretos e filtração de alumínio) em cada profundidade, para a câmara IPEN.	38
Tabela 6: Tensão e corrente de saturação para cada qualidade de mamografia (feixes diretos e filtração de molibdênio) em cada profundidade, para a câmara IPEN.	38
Tabela 7: Tensão e corrente de saturação para cada qualidade de mamografia (feixes diretos e filtração de alumínio) em cada profundidade, para a câmara PTW.....	39
Tabela 8: Tensão e corrente de saturação para cada qualidade de mamografia (feixes diretos e filtração de molibdênio) em cada profundidade, para a câmara PTW.....	39
Tabela 9: Tensão e corrente de saturação para cada qualidade de radioterapia em cada profundidade, para a câmara IPEN.	40
Tabela 10: Tensão e corrente de saturação para cada qualidade de radioterapia em cada profundidade, para a câmara PTW.....	40
Tabela 11: Tensão e corrente de saturação para cada qualidade de radiodiagnóstico convencional (feixes diretos) em cada profundidade, para a câmara IPEN.	40
Tabela 12: Tensão e corrente de saturação para cada qualidade de radiodiagnóstico convencional (feixes diretos) em cada profundidade, para a câmara PTW.....	41
Tabela 13: Eficiência de coleção de íons da câmara IPEN nas qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração de alumínio.	42
Tabela 14: Eficiência de coleção de íons da câmara IPEN nas qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração de molibdênio.	42
Tabela 15: Eficiência de coleção de íons da câmara PTW nas qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração de alumínio.	43

Tabela 16: Eficiência de coleção de íons da câmara PTW nas qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração de molibdênio.	43
Tabela 17: Eficiência de coleção de íons da câmara IPEN nas qualidades de radioterapia.	44
Tabela 18: Eficiência de coleção de íons da câmara PTW nas qualidades de radioterapia.	44
Tabela 19: Eficiência de coleção de íons da câmara IPEN nas qualidades de radiodiagnóstico convencional.	45
Tabela 20: Eficiência de coleção de íons da câmara PTW nas qualidades de radiodiagnóstico convencional.	45
Tabela 21: Fatores de recombinação da câmara IPEN nas qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração de alumínio.	47
Tabela 22: Fatores de recombinação da câmara IPEN nas qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração de molibdênio.	47
Tabela 23: Fatores de recombinação da câmara PTW nas qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração de alumínio.....	48
Tabela 24: Fatores de recombinação da câmara PTW nas qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração de molibdênio.	48
Tabela 25: Fatores de recombinação da câmara IPEN nas qualidades de radioterapia.	49
Tabela 26: Fatores de recombinação da câmara PTW nas qualidades de radioterapia.	49
Tabela 27: Fatores de recombinação da câmara IPEN nas qualidades de radiodiagnóstico convencional.	50
Tabela 28: Fatores de recombinação da câmara PTW nas qualidades de radiodiagnóstico convencional.	50
Tabela 29: Efeito de polaridade da câmara IPEN, na qualidade de mamografia WMV 28.	51
Tabela 30: Efeito de polaridade da câmara IPEN, na qualidade de mamografia WAV 28.	51
Tabela 31: Efeito de polaridade da câmara IPEN, na qualidade de radiodiagnóstico convencional RQR 5.....	52
Tabela 32: Efeito de polaridade da câmara IPEN, na qualidade de radioterapia T-25.	52
Tabela 33: Efeito de polaridade da câmara PTW na qualidade de mamografia WMV 28.	52
Tabela 34: Efeito de polaridade da câmara PTW, na qualidade de mamografia WAV 28.	52
Tabela 35: Efeito de polaridade da câmara PTW, na qualidade de radiodiagnóstico convencional RQR 5.....	53

Tabela 36: Efeito de polaridade da câmara PTW, na qualidade de radioterapia T-25.....	53
Tabela 37: Tempo de estabilização: resposta da câmara IPEN	54
Tabela 38: Tempo de estabilização; resposta da câmara PTW	54
Tabela 39: Dependência energética da resposta da câmara de extrapolação IPEN em feixes diretos de mamografia, com filtração de alumínio. Profundidades da câmara de 1,00 mm e 1,25 mm.	76
Tabela 40: Dependência energética da resposta da câmara de extrapolação IPEN em feixes diretos de mamografia, com filtração de molibdênio. Profundidades da câmara de 1,00 mm e 1,25 mm.....	76
Tabela 41: Dependência energética da resposta da câmara de extrapolação IPEN em feixes atenuados de mamografia, com filtração de alumínio. Profundidades da câmara de 1,00 mm e 1,25 mm.	77
Tabela 42: Dependência energética da resposta da câmara de extrapolação IPEN em feixes atenuados de mamografia, com filtração de molibdênio. Profundidades da câmara de 1,00 mm e 1,25 mm.	77
Tabela 43: Dependência energética da resposta câmara de extrapolação PTW em feixes diretos de mamografia, com filtração de alumínio. Profundidades da câmara de 1,00 mm e de 1,25 mm.	78
Tabela 44: Dependência energética da resposta da câmara de extrapolação PTW em feixes diretos de mamografia, com filtração de molibdênio. Profundidades da câmara de 1,00 mm e 1,25 mm.....	78
Tabela 45: Dependência energética da resposta da câmara de extrapolação PTW em feixes atenuados de mamografia, com filtração de alumínio. Profundidades da câmara de 1,00 mm e 1,25 mm.	79
Tabela 46: Dependência energética da resposta da câmara de extrapolação PTW em feixes atenuados de mamografia, com filtração de molibdênio. Profundidades da câmara de 1,00 mm e 1,25 mm.	79
Tabela 47: Dependência energética da resposta da câmara de extrapolação IPEN em feixes diretos de radiodiagnóstico convencional. Profundidades da câmara de 1,00 mm e 1,25 mm.....	81
Tabela 48: Dependência energética da resposta da câmara de extrapolação PTW em feixes diretos de radiodiagnóstico convencional. Profundidades da câmara de 1,00 mm e 1,25 mm.....	82

Tabela 49: Dependência energética da resposta da câmara de extrapolação IPEN nas qualidades de radioterapia. Profundidades da câmara de 1,00 mm e 1,25 mm.	83
Tabela 50: Dependência energética da resposta da câmara de extrapolação PTW nas qualidades de radioterapia. Profundidades da câmara de 1,00 mm e 1,25 mm.	83
Tabela 51: Fatores de calibração da câmara IPEN nas qualidades de mamografia, filtração de alumínio, normalizados para as qualidades de WAV 28, feixes diretos, e WAH 28, feixes atenuados.....	85
Tabela 52: Fatores de calibração da câmara IPEN nas qualidades de mamografia, filtração de molibdênio, normalizados para as qualidades de WMV 28, feixes diretos, e WMH 28, feixes atenuados.....	85
Tabela 53: Fatores de calibração da câmara PTW nas qualidades de mamografia, filtração de alumínio, normalizados para as qualidades de WAV 28, feixes diretos, e WAH 28, feixes atenuados.....	86
Tabela 54: Fatores de calibração da câmara PTW nas qualidades de mamografia, filtração de molibdênio, normalizados para as qualidades de WMV 28, feixes diretos, e WMH 28, feixes atenuados.....	86
Tabela 55: Fatores de calibração da câmara IPEN nas qualidades de radiodiagnóstico convencional, feixes diretos, normalizados para a qualidade de RQR 5.....	87
Tabela 56: Fatores de calibração da câmara IPEN nas qualidades de radiodiagnóstico convencional, feixes atenuados, normalizados para a qualidade de RQA 5.....	87
Tabela 57: Fatores de calibração da câmara PTW nas qualidades de radiodiagnóstico convencional, feixes diretos, normalizado para a qualidade de RQR 5.	88
Tabela 58: Fatores de calibração da câmara PTW nas qualidades de radiodiagnóstico convencional, feixes atenuados, normalizados para a qualidade de RQA 5.....	88
Tabela 59: Fatores de calibração da câmara IPEN na qualidade de radioterapia, normalizados para a qualidade de T-30.....	89
Tabela 60: Fatores de calibração da câmara PTW na qualidade de radioterapia, normalizados para a qualidade de T-30.....	89
Tabela 61: Resposta relativa da câmara IPEN em função do ângulo de incidência da radiação X, normalizada para incidência frontal (0^0), para diversas qualidades de radiação.	102
Tabela 62: Resposta relativa da câmara PTW em função do ângulo de incidência da radiação X, normalizada para incidência frontal (0^0), para diversas qualidades de radiação.	105

Tabela 63: Fatores de transmissão para qualidades de mamografia, feixes diretos, filtração de alumínio, utilizando-se a câmara IPEN.....	116
Tabela 64: Fatores de transmissão para qualidades de mamografia, feixes diretos, filtração de molibdênio, utilizando-se a câmara IPEN.	116
Tabela 65: Fatores de transmissão para qualidades de mamografia, feixes diretos, filtração de alumínio, utilizando-se a câmara PTW.	117
Tabela 66: Fatores de transmissão para qualidades de mamografia, feixes diretos, filtração de molibdênio, utilizando-se a câmara PTW.....	117
Tabela 67: Fatores de transmissão para qualidades de radiodiagnóstico convencional, feixes diretos, utilizando-se a câmara IPEN.	118
Tabela 68: Fatores de transmissão para qualidades de radiodiagnóstico convencional, feixes diretos, utilizando-se a câmara PTW.....	118
Tabela 69: Fatores de transmissão para qualidades de radioterapia, utilizando-se a câmara IPEN.	119
Tabela 70: Fatores de transmissão para qualidades de radioterapia, utilizando-se a câmara PTW.....	119

Lista de Abreviaturas

BIPM - *Bureau International des Poids et Mesures*

CIPM - Comité international des poids et mesures

CNEN - Comissão Nacional de Energia Nuclear

IAEA - International Atomic Energy Agency

IEC - International Electrotechnical Commission

INMs - Institutos Nacionais de Metrologia

IPEN - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

IRD - Instituto de Radioproteção e Dosimetria

ISO - International Organization for Standardization

LCI - Laboratório de Calibração de Instrumentos

LNMRI - Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes

OMS - Organização Mundial da Saúde

PSDL - Laboratório de Dosimetria Padrão Primário

PTB - Physikalisch-Technische Bundesanstalt

PTW - Physikalisch-Technische Werkstätten

SI - Sistema Internacional de Unidades

SINMETRO - Sistema Nacional de Metrologia, Normatização e Qualidade Industrial.

SSDL - Laboratório de Dosimetria Padrão Secundário

1 INTRODUÇÃO

Em medições de grandezas relacionadas às radiações ionizantes o termo “Garantia da Qualidade” e o conceito relacionado a ele têm relevância significativa, já que medições desse tipo envolvem riscos. Dessa forma, quanto mais acuradas forem as medições, maiores serão o controle, a segurança e a confiabilidade deles.

A *International Atomic Energy Agency* (IAEA) define o termo “Garantia da Qualidade” como “o rigor com que um resultado de um dado procedimento se aproxima de um valor ideal, livre de todos os erros e artifícios” (IAEA,1996).

A *International Organization for Standardization* (ISO) dispõe de várias normas de Garantia da Qualidade em sistemas de medição e algumas delas são aplicadas à análise de incertezas dos processos de medição.

Em metrologia das radiações, nos programas de Garantia da Qualidade, é necessário estabelecer exercícios de rastreabilidade. O objetivo da rastreabilidade é obter a acurácia dentro de sistemas hierárquicos. No topo dessa estrutura estão as definições fundamentais das unidades de medição do Sistema Internacional de Unidades (SI) e logo abaixo situa-se o *Bureau International des Poids et Mesures* (BIPM), que é o laboratório internacional de metrologia responsável pela prática de metrologia de maior exatidão (IWAHARA,2001).

Compete ao BIPM a guarda dos padrões internacionais de medições e a disseminação das unidades do Sistema Internacional (SI) aos Institutos Nacionais de Metrologia (INMs) dos países signatários da Convenção do Metro, evento que criou o BIPM e estabeleceu essa lógica hierárquica. Aos INMs compete a guarda dos padrões nacionais e a disseminação das unidades SI para os padrões de referência dos laboratórios credenciados de seus respectivos países (IWAHARA,2001).

Desta pirâmide hierárquica estabelece-se o conceito de rastreabilidade, como “Propriedade do resultado de uma medição ou do valor de um padrão estar relacionado a referências estabelecidas, geralmente a padrões nacionais ou internacionais, por meio de uma cadeia contínua de comparações, todas tendo incertezas bem estabelecidas” (INMETRO,2008). Para garantir um sistema metrológico coerente e robusto, os INMs devem participar de programas de

comparações e rastreabilidade interligados aos programas de comparações do BIPM. Essa é uma importante característica que garante uma uniformidade de todos os sistemas de medições realizadas em qualquer parte do mundo.

O Brasil assinou a Convenção do Metro em 20 de maio de 1875, data em que o acordo foi estabelecido e o BIPM criado, e assim passou a fazer parte da cadeia metrológica internacional. Desde 1973 o Sistema Nacional de Metrologia, Normatização e Qualidade Industrial (SINMETRO) é o responsável pela aplicação da política nacional de metrologia. Dentre os órgãos que o compõem, o responsável pela execução no Brasil é o Instituto Nacional de Metrologia, Normatização e Qualidade Industrial (INMETRO). Vinculado ao INMETRO o Laboratório Nacional de Metrologia é o órgão que oferece serviços de calibração de melhor exatidão no Brasil em diversas áreas e até mesmo nas grandezas relacionadas à radiação ionizante.

O órgão responsável pela política nacional de energia nuclear no Brasil é a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), e esta tem a responsabilidade de exercer o monopólio da União sobre as atividades nucleares. O Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) é uma instituição ligada à CNEN, sendo que o Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do IPEN vem operando como um laboratório regional, da rede de laboratórios de calibração do Brasil, rastreável ao Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI) do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), CNEN, Rio de Janeiro, que é um laboratório indicado pelo INMETRO para atuar na área de dosimetria das radiações. Este é um Laboratório de Dosimetria Padrão Secundário (SSDL) reconhecido pela IAEA e pela Organização Mundial da Saúde (OMS) seguindo a cadeia hierárquica de rastreabilidade.

Não há ainda um laboratório padrão primário no Brasil nem na América Latina; entretanto, no LNMRI há padrões primários e secundários para radiação gama, de nêutrons e raios X de energias intermediárias. No LCI há padrões secundários para radiações X, gama e beta. Os sistemas padrões secundários de radiação gama participam das intercomparações promovidas periodicamente pelo LNMRI.

No LCI já existe um histórico de pesquisas e projetos que se referem a metodologias dosimétricas e desenvolvimento de materiais dosimétricos, sempre buscando a obtenção de medições de radiação e de calibrações de instrumentos

cada vez mais exatas e próximas aos níveis de qualidade internacionais, especialmente na área de raios-X (JACOMINO, 1982; OLIVEIRA, 1995; POTIENS,1999; GUERRA,2001; DIAS e col.,2001; MAIA, 2005).

A preocupação com as medições de grandezas dosimétricas cada vez mais exatas com conhecimento de suas incertezas, baseadas num programa de Garantia de Qualidade e rastreabilidade, está relacionada principalmente com a proteção radiológica de trabalhadores, com o meio ambiente e com o público em geral. Além disso, há grande necessidade de se garantir os valores corretos das doses em procedimentos de radioterapia e radiodiagnóstico. Diminuir os efeitos nocivos das radiações ionizantes e das substâncias radioativas e ao mesmo tempo possibilitar à raça humana desfrutar de todos os benefícios que podem se originar do uso da energia nuclear são algumas das finalidades da proteção radiológica.

Foram desenvolvidas, no LCI, algumas câmaras de ionização para diversas aplicações (DIAS, 1996; OLIVEIRA,2005; VIVOLO, 2006; ANTONIO, 2009; YOSHIKUMI, 2010). Em particular, câmaras de extrapolação foram desenvolvidas para medição de radiações ionizantes de baixo poder de penetração, principalmente radiação beta, sendo duas delas aplicadas como sistema padrão para calibração de aplicadores dermatológicos e oftálmicos (DIAS, 1996; OLIVEIRA, 2005).

Em geral nos laboratórios primários, os sistemas padrões para raios X de energias baixas e médias são câmaras de ionização de ar livre (BOUTILLON e col, 1969; MARSH e WILLIAMS, 1982; BIPM, 2010; NIST, 2010), pois por meios deles pode-se determinar a grandeza kerma no ar; no entanto, para radiação beta as câmaras de extrapolação podem ser utilizadas como padrões primários (SOARES e col, 2001; OLIVEIRA e CALDAS, 2005; SOARES e col, 2009).

1.1 OBJETIVOS

O interesse por estudos que envolvam a utilização de câmaras de extrapolação como padrões de referência é bastante significativo, tendo em vista suas facilidades, principalmente dimensionais.

Esse trabalho teve por objetivos principais:

- Caracterizar e comparar o desempenho de duas câmaras de extrapolação, uma desenvolvida no Laboratório de Calibração de

instrumentos (LCI) e outra comercial, para aplicação como sistemas de referência em feixes de radiação X de energias baixas no Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN.

- Um outro objetivo foi a elaboração de uma metodologia para calibração de instrumentos utilizando câmara de extrapolação.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 METROLOGIA

Com o objetivo de uniformizar as medições das grandezas físicas, foram criados o *Comité international des poids et mesures* (CIPM) e o *Bureau International des Poids et Mesures* (BIPM). Na esfera nacional existem os Institutos Nacionais de Metrologia (INMs). Um acordo foi assinado pelos diretores dos INMs (AFONSO, 2004) com o intuito de estabelecer um grau de equivalência dos padrões nacionais de medição e reconhecer os certificados de calibração emitidos pelos INMs, entre outras atribuições.

Definida como a ciência da medição, a Metrologia abrange todos os aspectos teóricos e práticos relativos às medições, qualquer que seja a incerteza, em quaisquer campos da ciência ou da tecnologia (INMETRO, 2008). A Metrologia tem como objetivo garantir a credibilidade e a qualidade das medições.

2.1.1 DEFINIÇÕES BÁSICAS EM METROLOGIA

No Vocabulário Internacional de Termos Fundamentais e Gerais de Metrologia (INMETRO, 2007; INMETRO, 2008) são definidos alguns termos fundamentais da metrologia. Os termos mais importantes relacionados com o escopo deste trabalho são:

- **MEDIÇÃO:** Conjunto de operações que têm por objetivo determinar um valor de uma grandeza.
- **INSTRUMENTO DE MEDIÇÃO:** Dispositivo utilizado para realizar medições, sozinho ou em conjunto com dispositivos complementares.
- **PADRÃO DE REFERÊNCIA:** Padrão, geralmente com a mais alta qualidade metrológica disponível em um dado local ou em uma dada organização, a partir do qual as medições lá executadas são derivadas.

- **RESULTADO DE UMA MEDIÇÃO:** Valor atribuído a um mensurando obtido por medição.

Deve-se deixar claro se este valor fornece uma indicação, um resultado corrigido ou um resultado não corrigido, ou se foi obtido a partir de uma média de valores medidos. Para ficar completa a informação sobre o valor atribuído, ele deve incluir a incerteza de medição.

- **INCERTEZA DE MEDIÇÃO:** Parâmetro não negativo que caracteriza a dispersão dos valores atribuídos a um mensurando, com base nas informações utilizadas.

A incerteza de medição compreende, em geral, muitos componentes, que podem vir de distribuições estatísticas ou de um cálculo de probabilidades. O parâmetro pode ser, por exemplo, um desvio padrão (ou um múltiplo dele), ou a metade de um intervalo correspondente a um nível de confiança estabelecido.

- **REPRODUTIBILIDADE (DOS RESULTADOS DE MEDIÇÃO):** Grau de concordância entre os resultados das medições de um mesmo mensurando efetuadas sob condições variadas de medição.

Para que uma expressão da reprodutibilidade seja válida, é necessário que sejam especificadas as condições alteradas. Essas condições podem incluir: princípio de medição, método de medição, condições de utilização, instrumento de medição, observador, tempo e padrão de referência.

- **REPETITIVIDADE (DE RESULTADOS DE MEDIÇÕES):** Grau de concordância entre os resultados de medições sucessivas de um mesmo mensurando efetuadas sob as mesmas condições de medição.

Essas condições compreendem o mesmo procedimento de medição, o mesmo local, o mesmo observador, os mesmos instrumentos de medição, utilizados nas mesmas condições repetidas em curto período de tempo.

- **PADRÃO:** Realização da definição de uma dada grandeza, com um valor determinado e uma incerteza de medição associada, utilizada como referência.

- **RASTREABILIDADE:** Propriedade de um resultado de medição pela qual tal resultado pode ser relacionado a uma referência por meio de uma cadeia ininterrupta e documentada de calibrações, cada uma contribuindo para a incerteza de medição.
- **CALIBRAÇÃO (AFERIÇÃO):** Operação que estabelece, numa primeira etapa e sob condições especificadas, uma relação entre os valores e as incertezas de medição fornecidos por padrões e as indicações correspondentes com as incertezas associadas; numa segunda etapa, utiliza esta informação para estabelecer uma relação visando à obtenção de um resultado de medição a partir de uma indicação.

2.1.2 INSTRUMENTOS DE MEDIÇÃO

Desde a descoberta dos raios X em novembro de 1895, os efeitos biológicos induzidos pela radiação são evidentes e com isso vem crescendo a preocupação com a qualidade e a quantidade de radiação às quais são expostos os pacientes, os trabalhadores e o público em geral. Para se ter certeza da quantidade de radiação utilizada, em diversas áreas, é necessário medi-la com confiabilidade. Essas medições são feitas por equipamentos chamados detectores de radiação; quando são aplicados em casos específicos, são denominados monitores de radiação. Para garantir a credibilidade dos resultados medidos, todos os equipamentos devem passar por calibrações com uma periodicidade definida pelos órgãos regulamentadores.

A calibração de equipamentos visa à determinação e/ou ajuste na resposta de um instrumento submetido a campos de radiação de características conhecidas. No Brasil, a frequência de calibração é definida pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN, 1990; CNEN, 1998) e pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA, 1998).

Para a calibração destes instrumentos, necessita-se de um instrumento de referência. A função dele é servir de conferência a outros instrumentos, transferindo o resultado da grandeza medida a outros instrumentos de medição.

Este instrumento que serve de referência é um instrumento considerado como padrão.

Os instrumentos padrões podem ser classificados (INMETRO, 2008) como: padrão internacional, padrão nacional, padrão primário, padrão secundário, padrão de referência, padrão de trabalho, padrão de transferência e padrão itinerante.

Os equipamentos padrões primários possuem características como alta estabilidade e bom desempenho; são utilizados para definir, representar, conservar ou reproduzir a unidade de uma grandeza radiológica. Equipamentos considerados padrões primários são aqueles que determinam a unidade de uma grandeza a partir de medidas de grandezas físicas básicas, tais como carga elétrica e massa. Os equipamentos secundários são aqueles que foram calibrados por comparação com um instrumento padrão primário e o terciário, por um secundário.

Os padrões de referência servem para calibrar os padrões de trabalho, utilizados rotineiramente para calibrar ou controlar as medições, e são instrumentos da mais alta qualidade metrológica disponíveis em um dado local ou em uma dada organização (INMETRO, 2007).

2.1.3 LABORATÓRIOS PADRÕES

O processo de calibração dos instrumentos envolve a comparação com instrumentos de referência, sendo que este processo deve ocorrer sob condições ambientais bem controladas: temperatura, pressão e umidade relativa do ar. Essas condições são estabelecidas nos laboratórios de calibração padronizados, que estão referenciados ao Sistema Internacional de Metrologia (SIM).

Em 1994, a *International Atomic Energy Agency* – IAEA (IAEA, 1994) divulgou uma estrutura para o SIM, mostrado na Figura 1.

Figura 1: Estrutura do Sistema Internacional de Metrologia (SIM) (IAEA, 1994); PSDL: Laboratório de Dosimetria Padrão Primário; SSDL: Laboratório de Dosimetria Padrão Secundário.

Os laboratórios padrões de dosimetria são classificados em:

- Laboratório de Dosimetria Padrão Primário (PSDL): Laboratório designado pelo governo para sustentação, desenvolvimento e aprimoramento do padrão primário da unidade de uma certa grandeza em dosimetria das radiações;
- Laboratório de Dosimetria Padrão Secundário (SSDL): Laboratório designado pelo governo para prover calibração de instrumentos, onde os padrões secundários foram calibrados em comparação a um instrumento padrão primário, para cada tipo de radiação.

A hierarquia dos sistemas padrões apresentada na Figura 2 mostra que a rastreabilidade é um ponto essencial dos padrões e dos sistemas de medição. A rastreabilidade metrológica requer uma hierarquia de calibração. Essa cadeia de relacionamentos hierárquicos garante uma uniformidade nas medições realizadas em qualquer outro laboratório. No topo dessa cadeia não está um laboratório padrão, mas a definição da unidade de medição do Sistema Internacional de unidades.

Figura 2: Hierarquia de padrões e sua rastreabilidade às unidades do Sistema Internacional (ALBERTAZZI e SOUSA, 2008).

O nível abaixo do Sistema Internacional de Unidades é o laboratório internacional de metrologia, BIPM, que serve de referência aos Laboratórios Nacionais de Metrologia (LNM). Nesses LNM estão os padrões nacionais que servem de referência para todos os padrões dentro do país. Rastreável ao padrão nacional está o padrão de referência dos laboratórios de calibração. Os padrões de referência de cada laboratório de calibração têm como objetivo principal a prestação de serviço de calibração para terceiros e a qualificação e a avaliação da conformidade de produtos que buscam a certificação.

2.1.4 MEDIÇÃO OBTIDA NA CALIBRAÇÃO

Após definir os conceitos sobre medição e calibração, será apresentado um pouco mais sobre cada um dos termos, bem como suas correlações.

2.1.4.1 Medições

Quando se cita medições envolvendo radiações ionizantes espera-se um grau de confiabilidade muito grande. Em um processo de medição vários fatores estão envolvidos. Na Figura 3 são apresentados os elementos principais de um processo de medição.

Figura 3: Elementos do processo de medição (ALBERTAZZI e SOUSA, 2008).

Os fatores como condições ambientais têm uma grande influência principalmente quando se executa medições de carga. A temperatura, a pressão e a umidade relativa do ar devem ser devidamente registrados e acompanhados ao longo do processo.

A experiência do operador é outro fator de grande importância. Conhecer o instrumento e o sistema de medição, saber usar corretamente as técnicas de operação, além de fatores humanos (como cansaço e concentração) estão relacionados com a habilidade do operador.

A definição de uma metodologia de todo o processo de medição (como por exemplo o roteiro, os preparativos e a quantidade de medições a serem realizadas) faz parte do procedimento de medição. Outra parte importante é a definição do que está sendo ou será medido. No caso de câmaras de ionização, mede-se a carga elétrica por um determinado período de tempo. A definição do

mensurando é importante para não ocorrer controvérsia na interpretação dos resultados (ALBERTAZZI e SOUSA, 2008).

2.1.4.2 Calibração

Um dos fatores determinantes na definição de um laboratório padrão primário ou secundário para raios X de energias baixas é a minimização das incertezas relacionadas aos fatores de correção a serem aplicados ao sistema padrão de medições, além da manutenção das condições ambientais do laboratório adequadas e controláveis (ALBERTAZZI e SOUSA, 2008).

As incertezas associadas aos fatores de correção devem ter uma análise estatística completa e compatível com as incertezas dos laboratórios padrões já consagrados, em especial o BIPM; dessa forma, faz-se necessária a comparação periódica entre os diversos laboratórios padrões (O'BRIEN e col, 2000; BURNS e col, 2003). Uma forma de se caracterizar o seu desempenho metrológico é executando-se o procedimento de calibração, cujo objetivo fundamental é a administração e a conservação da confiabilidade metrológica de sistemas de medição (ALBERTAZZI e SOUSA, 2008).

A realização da calibração deve ser efetuada sempre que o instrumento passar por alguma manutenção, quando há dúvida quanto ao seu desempenho, por ocasião de sua aquisição e na frequência recomendada por normas nacionais, dependendo de sua aplicação.

É importante também ressaltar que as possíveis incertezas existentes em todos os componentes do sistema, desde o gerador de potencial, o tubo de raios X, os filtros, e os eletrômetros, sejam determinadas e depois propagadas junto às incertezas geradas pelo sistema padrão em si.

O método de calibração a partir dos padrões primários consiste no método da substituição (LAMPERTI e O'BRIEN, 1988), onde a taxa de kerma no ar é determinada num certo ponto do espaço pela câmara de ar-livre ou outro sistema padrão primário, e então o instrumento a ser calibrado é colocado na mesma posição e a resposta do instrumento é obtida.

O fator de calibração, F , é o quociente do kerma no ar, K_{ar} , na ausência da câmara de ionização, e a carga Q gerada pela radiação na câmara de ionização (LAMPERTI e O'BRIEN, 1988):

$$F = \frac{K_{ar}}{Q}$$

2.2 CÂMARAS DE IONIZAÇÃO

A preocupação com a exposição à radiação criou instrumentos de medida com o objetivo de avaliar, estudar e limitar essas exposições. Um dos instrumentos mais utilizados para a padronização da radiação é a câmara de ionização; por meio dela pode-se determinar a quantidade de energia depositada em um meio exposto a radiações ionizantes. Existem diversos tipos de câmaras de ionização, de tamanhos, volumes, formatos e materiais diferentes; com todas elas pode-se determinar a dose absorvida a partir da ionização produzida numa cavidade situada em um meio. Esta relação é tratada na teoria da cavidade (ATTIX e ROESCH, 1966; KNOLL, 1989). A seleção de cada uma destas opções depende da finalidade à qual se destina a câmara ionização, como também do tipo de radiação utilizada.

As câmaras de ionização são preenchidas por gás, dentro de uma parede que delimita o volume a ser exposto à radiação e de um eletrodo coletor. Quando o volume sensível é irradiado, ocorre ionização do gás, além da excitação das moléculas. O produto de uma ionização é a formação de um par de cargas, um elétron livre e um íon positivo. Dependendo da polaridade, as cargas negativas são atraídas para o eletrodo central e as cargas positivas para a parede da câmara, quando se aplica uma diferença de potencial entre eles, resultando na formação de um pulso elétrico. Quanto maior for a intensidade e a energia da radiação que atravessa o volume, mais ionizações ela irá produzir e, conseqüentemente, mais cargas serão coletadas, aumentando-se a intensidade do sinal de saída. A resposta obtida é resultado da coleta de todos os íons primários, gerados pela radiação incidente. As radiações que atravessam o volume e

produzem ionizações podem ser tanto ondas eletromagnéticas como raios X e gama, quanto corpusculares, como partículas alfa, beta e fragmentos de fissão.

Apesar das câmaras de ionização serem consideradas detectores de radiação dos mais práticos e precisos, elas possuem uma desvantagem: a resposta do instrumento, ou sinal de saída, é muito baixo, podendo ser confundido com o ruído eletrônico.

Existem dois tipos de câmaras de ionização: as câmaras de ar livre e as câmaras cavitárias. As câmaras cavitárias são as mais comuns, pois podem ser utilizadas para várias finalidades devido a sua diversidade de formas e tamanhos.

Essas câmaras precisam ser calibradas contra um dosímetro de referência para se determinar a dose absorvida. As câmaras de ar livre são consideradas dosímetros absolutos; diferentemente das câmaras cavitárias, elas não precisam ser calibradas para se determinar a dose absorvida num meio. Por isso, estas câmaras são utilizadas como dosímetros de referência para calibração de instrumentos. Estas câmaras não são compactas como as cavitárias; normalmente são detectores grandes, pois para garantir que haja equilíbrio eletrônico é necessário que haja uma camada de ar adequada antes do volume sensível da câmara. As câmaras cavitárias são constituídas basicamente por uma cavidade preenchida por um gás, envolvida por uma parede adequada.

Geralmente são dois os tipos de câmaras de ar-livre usadas como padrões nos laboratórios: as câmaras de placas paralelas e as câmaras cilíndricas.

As câmaras cavitárias, além de não necessitarem de uma grande camada de ar antes do volume sensível e de possuir uma diversidade de tamanhos, apresentam algumas vantagens em relação às câmaras de ar livre, como poderem realizar medições em feixes de radiação de várias direções e de serem confeccionados em vários formatos, permitindo medições de dose de radiações de fótons, nêutrons e partículas carregadas. Elas podem ser cilíndricas, esféricas, planas e de placas paralelas e até mesmo de extrapolação, quando o volume sensível é variável (ATTIX e ROESCH, 1986).

A cronologia das câmaras de extrapolação começou em 1937, quando Failla apresentou uma câmara de ionização com volume variável, que podia determinar a taxa de dose de radiações com pouco poder de penetração (FRANCIS e col 1991; BÖHM e SCHNEIDER, 1986). Esta câmara é basicamente uma câmara de

placas paralelas, conhecida como câmara de extrapolação, e é utilizada para detectar campos de radiação cuja intensidade é uniforme em toda área do eletrodo coletor, mas é rapidamente atenuada. Por este motivo, estas câmaras são aplicadas à caracterização de campos padrões de radiação beta, e para calibração de monitores portáteis e dosímetros (CHATIER e col, 1991).

A estrutura de uma câmara de extrapolação é semelhante à de outras câmaras; possui um volume sensível e eletrodos coletores de carga, mas nesta câmara há dois eletrodos planos paralelos: um eletrodo ao qual é aplicada a alta tensão e um eletrodo coletor. O volume da câmara é variada por um parafuso micrométrico, onde a distância entre os eletrodos (distância inter-eletródica) pode ser variada em função da espessura da camada de ar dentro da câmara (denominada profundidade da câmara de extrapolação). A distância inter-eletródica pequena, pode levar a uma cavidade bem pequena causando uma perturbação mínima no campo de radiação. Contudo, cavidades muito pequenas não provêm um volume de ar suficiente para que os íons coletados forneçam uma sensibilidade necessária para a resposta da câmara. Mediante a variação do volume pode-se obter uma curva da corrente de ionização em função da distância entre os eletrodos, e extrapolando-se a curva pode-se estimar a carga coletada para uma camada de ar desprezível. Isto significa que se pode determinar a taxa de dose superficial na janela da câmara, extrapolando-se a curva resultante para a profundidade nula, ou seja, para a distância inter-eletródica nula.

Um anel de guarda circunda o eletrodo coletor e tem a função de evitar a ocorrência de fuga de corrente. Os materiais que compõem os eletrodos e o anel de guarda, como em todas as câmaras, devem ser equivalentes ao meio de interesse; além disso, a janela de entrada deve possuir uma boa consistência mecânica e deve ser fina de tal modo a não perturbar o espectro dos elétrons que a atravessam. Um esquema de uma câmara de extrapolação está apresentada na Figura 4.

Figura 4: Esquema de uma câmara de extrapolação (PRUITT e col, 1988).

Diferentemente das câmaras de ionização de ar livre, as câmaras de extrapolação não são utilizadas como padrões primários para feixes de radiação X; no entanto, a relação dQ/dm pode ser acuradamente medida com uma câmara de extrapolação que é basicamente uma câmara de ionização de placas paralelas capaz de variar a cavidade da massa de ar por meio da mudança no volume entre os eletrodos (ZANKOWSKI e PODGORSK, 1997). Alguns autores já propuseram que essas câmaras sejam utilizadas para a calibração de fótons de orto- e megavoltagem, radiação beta e radiação X de energias baixas (SOARES, 1991; OLIVEIRA e CALDAS, 2007) e até mesmo para feixes de elétrons e fótons de alta energia (RAVICHANDRAN e col, 2009). No Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN já foram desenvolvidas algumas câmaras de extrapolação para detecção de radiação beta (DIAS, 1996; OLIVEIRA, 2005).

2.2.1 TEORIAS DA CAVIDADE

A quantidade de energia depositada num determinado volume constitui a definição de dose absorvida. Para se determinar de maneira precisa a quantidade de dose absorvida, pode-se utilizar a teoria cavitária de Bragg-Gray.

O histórico do modelo cavitário começou em 1912 e foi proposto por Bragg, desenvolvido inicialmente para fótons (HOROWITZ, 1984). Em 1928 surgiu o princípio da equivalência, que é uma formulação mais elaborada da teoria de

Bragg, proposto por Gray, que em 1936, na unificação das duas teorias deu origem à "Relação de Bragg-Gray".

Nos anos seguintes, outros estudos deram continuidade ao estudo da teoria cavitária: Laurence em 1937, Spencer - Attix em 1955 e Burlin em 1966. Todos eles apresentaram novas formulações que contribuíram para estimar a dose de radiação ionizante de forma mais precisa.

A teoria de Bragg-Gray foi baseada num volume infinitamente pequeno, que não perturba a distribuição de energia de partículas carregadas quando inseridas num meio sólido (ATTIX e ROESCH, 1966). Este tamanho pequeno deve ser menor que o alcance dos elétrons gerados pela radiação ionizante. Estas duas considerações levam à seguinte relação:

$$D_{meio} = \frac{m S_{meio}}{m S_{cav}} D_{cav}$$

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

A teoria de Bragg-Gray, mediante essa formulação, tem o intuito de relacionar a dose absorvida numa cavidade com a dose absorvida no meio. Esta dose seria decorrente somente da energia depositada pelas partículas que atravessam a cavidade e não leva em conta a energia das partículas geradas no interior da cavidade (HOROWITZ, 1984; KASE e col, 1987; SHANI, 1991). Esta teoria emprega um modelo de perda de energia contínua e não considera a produção de raios delta, que depositam energia fora do volume de interesse. Outras teorias apareceram, como já citado, mas foi a teoria de Burlin que ficou conhecida como a Teoria Cavitária Geral.

Primeiramente, Burlin desenvolveu a teoria para fótons e depois ela foi aplicada para elétrons, levando-se em conta a atenuação dos elétrons gerados no meio e o aumento de elétrons gerados na cavidade.

Esta teoria leva em conta o tamanho da cavidade:

$$D_{meio} = \left[d \frac{m S_{meio}}{m S_{cav}} + (1-d) \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{meio}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{cav}} \right] D_{cav}$$

onde $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{meio}$ é o coeficiente de absorção de energia de massa do meio,

$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{cav}$ é o coeficiente de absorção de energia de massa da cavidade e d é um

fator que depende do tamanho da cavidade, que é dado por:

$$d = \frac{1 - e^{-\beta g}}{\beta g}$$

onde β é o coeficiente de atenuação de massa efetivo para elétrons e g é o caminho livre médio para os elétrons que atravessam a cavidade. Esta equação mostra que esta teoria pode ser aplicada para cavidades de diversos tamanhos: pequenas, intermediárias e grandes.

Serão apresentados a seguir alguns fenômenos importantes envolvidos na coleta de carga com câmaras de ionização: saturação da corrente de ionização, eficiência e recombinação de coleção de íons e efeito de polaridade.

2.2.2 SATURAÇÃO DA CORRENTE DE IONIZAÇÃO

Para a coleta de cargas pela câmara de ionização quando exposta à radiação ionizante é necessária a aplicação de uma diferença de potencial entre os eletrodos. No caso da câmara de extrapolação, a tensão é aplicada na janela de entrada. O aumento no valor da tensão aplicada provoca um aumento no campo elétrico entre os eletrodos, que é o responsável pela força de atração das cargas

aos eletrodos. Diante disto, sabe-se que à medida que o valor da tensão aplicada cresce, aumenta a quantidade de cargas coletadas, mas este aumento não segue sempre um comportamento linear. Este comportamento só ocorre para uma certa faixa de valores de tensão aplicada: quando esses valores vão aumentando, a carga coletada não cresce na mesma proporção, apresentando um comportamento assintótico, isto é, aproxima-se da corrente de saturação. Neste caso obtém-se a curva de saturação. É recomendado que a câmara seja utilizada na região de saturação, pois nesta região pequenas mudanças na tensão aplicada não alteram a corrente de ionização. Outro fator importante é que nesta região de saturação garante-se a coleta de todos os íons produzidos dentro do volume sensível da câmara.

A curva de saturação é importante para se determinar a corrente de saturação, que é a corrente que seria medida se todos os íons formados na câmara, pela radiação, fossem capazes de alcançar os eletrodos.

2.2.3 RECOMBINAÇÃO INICIAL E FINAL

O efeito de recombinação (às vezes subestimado) é um dos fatores principais de perda da corrente de saturação. A recombinação pode ser: recombinação inicial ou geral (ou de volume). No primeiro tipo, os íons de cargas opostas, formados no mesmo traço produzido pela passagem de uma partícula ionizante no meio, recombina-se quando se encontram. Este tipo de recombinação é dependente da densidade de ionização e independente da taxa de dose da radiação. No caso da recombinação geral, a recombinação dá-se por íons produzidos em traços diferentes. Esta recombinação é dependente da quantidade de íons produzidos num dado volume por unidade de tempo e também da taxa de dose (SHANI, 1991).

Quando se utiliza pequenas distâncias entre os eletrodos, o que ocorre no caso da câmara de extrapolação, o efeito de recombinação é menos evidente, mas não desprezível. Obtendo-se a eficiência de coleção de íons, pode-se obter o fator de recombinação, em cada profundidade da câmara, que é o inverso da eficiência.

2.2.4 EFICIÊNCIA DE COLEÇÃO DE ÍONS

Quando as ionizações são produzidas pela passagem da radiação ionizante num meio, íons positivos e negativos são liberados dentro do volume deste meio. No caso ideal, quando se aplica uma tensão elétrica, todos os íons formados, dentro do volume sensível, são coletados pelos eletrodos. A quantidade de carga coletada pelos eletrodos está relacionada com a dose absorvida. Entretanto, na prática, nem todos os íons são coletados. Por exemplo, os íons positivos podem se recombinar com os íons negativos, e a carga coletada Q' coletada nos eletrodos será menor que no caso ideal Q . Para diminuir a recombinação dos íons, pode-se aumentar a diferença de potencial entre os eletrodos. Quando a recombinação diminui e se torna ausente, a curva da corrente de ionização não aumenta mais, chegando à região de saturação, como já explicado. Nesse momento, a câmara de ionização é dita saturada. Neste caso, é necessário determinar a eficiência de coleção de íons e fazer uma correção adequada para se obter a carga Q produzida na câmara de ionização.

Quando se obtém a corrente de saturação, por meio do gráfico da corrente de ionização em função do inverso da raiz quadrada da tensão aplicada (extrapolando-se a função para tensão infinita, obtém-se a corrente de saturação), a eficiência de coleção de íons pode ser obtida pela razão entre a corrente de ionização medida e a corrente de saturação.

2.2.5 EFEITO DE POLARIDADE

O efeito de polaridade é notado quando se inverte a polaridade da tensão, mas se mantém o mesmo valor, e a quantidade de carga coletada pelos eletrodos não é a mesma. Este efeito é decorrente das forças eletromotrizes de contato, que é mais evidenciado quando a força eletromotriz for da mesma ordem de grandeza do potencial de polarização. Outros efeitos também podem causar esta diferença de carga coletada, entre eles: a distorção do campo elétrico entre os eletrodos e o freamento de elétrons primários pelo eletrodo coletor da câmara.

Um método para se corrigir este efeito consiste na determinação do valor médio das correntes de ionização (em módulo) obtidas nas duas polaridades. Este

valor é a corrente de ionização real na câmara de ionização (WICKMAN e HOLMSTROM, 1992).

2.2.6 FATOR DE CALIBRAÇÃO

Quando se utiliza uma câmara de extrapolação pode-se obter o gráfico da corrente de ionização em função da profundidade da câmara (ou distância inter-eletródica). Para pequenos valores de profundidade, esta relação segue um comportamento linear, que é a curva de extrapolação.

A partir da curva de extrapolação é obtido o coeficiente angular. O fator de calibração para uma câmara de extrapolação, para uma dada qualidade de radiação, é obtido mediante a expressão:

$$F = \frac{\dot{K}}{B}$$

onde $\dot{K}$ é a taxa de dose absorvida no ar e B o coeficiente angular da curva de extrapolação.

2.2.7 DETERMINAÇÃO DA TAXA DE DOSE ABSORVIDA

A taxa de dose absorvida num tecido específico $\dot{D}_{meio}^*$, em um ponto de interesse, de acordo com a teoria de Bragg-Gray, é dado por (ATTIX e ROESCH, 1966):

$$\dot{D}_{Tecido} = \dot{K}_{Ar} \cdot S_{Ar}^{Tecido}$$

onde:

$\dot{K}_{Ar}$: Taxa de kerma no ar; e

S_{Ar}^{Tecido} : Razão entre os poderes de freamento do tecido e do ar.

A taxa de dose absorvida no tecido é determinada a uma profundidade da câmara de ionização, que corresponde à espessura da janela de um certo material.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são descritos os sistemas de radiação e os equipamentos utilizados no desenvolvimento deste trabalho, todos disponíveis no Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN (LCI/IPEN) e a metodologia de obtenção dos dados.

3.1 MATERIAIS

A. Sistemas de Radiação

Os seguintes sistemas de radiação foram utilizados neste trabalho:

A.1 Fonte de controle de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$, PTW, modelo s1253, com atividade de 11,1 MBq (1976), para os testes de estabilidade de curto e longo prazos das câmaras de extrapolação.

A.2 Equipamento de raios X, marca Pantak/Seifert, modelo ISOVOLT 160 HS, com anodo de tungstênio, que opera entre 5 e 160 kV.

Neste equipamento de radiação X foram utilizadas as qualidades de radiação estabelecidas de Mamografia (Tabelas 1 e 2), Radioterapia (Tabela 3) e Radiodiagnóstico Convencional (Tabela 4).

As qualidades de mamografia foram implantadas no Laboratório de Calibração de Instrumento (LCI) (CORRÊA, 2010), seguindo a nomenclatura e as camadas semirredutoras do Laboratório padrão primário da Alemanha *Physikalisch-Technische Bundesanstalt* (PTB, 2010). As qualidades de radioterapia foram implantadas no LCI (BESSA, 2007), seguindo as recomendações do BIPM (2004). As qualidades de radiodiagnóstico convencional implantadas no LCI (FRANCISCATTO, 2009) seguiram as recomendações da norma IEC 61267 (IEC, 2005). O detector foi posicionado a 50,0 cm do tubo de raios X para as qualidades de radiação de radioterapia e a 100,0 cm para as qualidades de mamografia e radiodiagnóstico convencional. A corrente do tubo utilizada para todos os intervalos de energia foi de 10 mA.

Tabela 1: Características dos feixes padronizados de radiação X de Mamografia, para filtração adicional de alumínio. Distância do tubo de raios X à câmara de extrapolação: 100,0 cm

Qualidade da radiação	Tensão (kV)	Filtração adicional (mmAl)	Camada semirredutora (mmAl)	Taxa de kerma no ar (mGy/min)
Feixes diretos				
WAV 25	25	0,57	0,26	23,19 ± 0,66
WAV 28	28	0,57	0,35	30,95 ± 0,85
WAV 30	30	0,58	0,40	35,56 ± 0,98
WAV 35	35	0,62	0,43	45,77 ± 1,24
Feixes atenuados				
		(mmAl)	(mmAl)	
WAH 25	25	0,57	2,00	1,674 ± 0,045
WAH 28	28	0,57	2,00	2,602 ± 0,088
WAH 30	30	0,58	2,00	4,048 ± 0,110
WAH 35	35	0,62	2,00	7,176 ± 0,214

Tabela 2: Características dos feixes padronizados de radiação X de Mamografia, para filtração adicional de molibdênio. Distância do tubo de raios X à câmara de extrapolação: 100,0 cm

Qualidade da radiação	Tensão (kV)	Filtração adicional (mmMo)	Camada semirredutora (mmAl)	Taxa de kerma no ar (mGy/min)
Feixes diretos				
WMV 25	25	0,07	0,31	9,78 ± 0,27
WMV 28	28	0,07	0,36	12,20 ± 0,36
WMV 30	30	0,07	0,37	13,83 ± 0,38
WMV 35	35	0,07	0,38	17,97 ± 0,50
Feixes atenuados				
		(mmMo)	(mmAl)	
WMH 25	25	0,07	2,00	0,470 ± 0,013
WMH 28	28	0,07	2,00	0,671 ± 0,019
WMH 30	30	0,07	2,00	0,845 ± 0,023
WMH 35	35	0,07	2,00	1,470 ± 0,040

Tabela 3: Características dos feixes padronizados de radiação X de Radioterapia. Distância do tubo de raios X à câmara de extrapolação: 50,0 cm

Qualidade da radiação	Tensão (kV)	Filtração adicional (mmAl)	Camada semirredutora (mmAl)	Taxa de kerma no ar (mGy/min)
T-10	10	-	0,043	207,18 ± 0,13
T-25	25	0,4	0,279	176,54 ± 0,09
T-30	30	0,2	0,185	588,06 ± 0,52
T-50(a)	50	4,0	2,411	56,35 ± 0,05
T-50(b)	50	1,0	1,079	264,34 ± 0,07

Tabela 4: Características dos feixes padronizados de radiação X de Radiodiagnóstico Convencional. Distância do tubo de raios X à câmara de extrapolação: 100,0 cm

Qualidade da radiação	Tensão (kV)	Filtração adicional (mmAl)	Camada semirredutora (mmAl)	Taxa de kerma no ar (mGy/min)
Feixes diretos				
RQR2	40	2,30	1,42	11,96 ± 0,08
RQR3	50	2,40	1,78	21,60 ± 0,18
RQR4	60	2,70	2,19	28,65 ± 0,32
RQR5	70	2,80	2,58	37,88 ± 0,32
RQR6	80	3,00	3,00	46,17 ± 0,35
RQR7	90	3,10	3,48	54,17 ± 0,42
RQR8	100	3,20	3,97	67,45 ± 0,54
RQR9	120	3,50	5,00	89,30 ± 0,59
RQR10	150	4,20	6,57	120,01 ± 1,02
Feixes atenuados				
RQA2	40	7,30	2,20	1,13 ± 0,01
RQA3	50	12,40	3,80	3,46 ± 0,01
RQA4	60	18,70	5,40	3,11 ± 0,01
RQA5	70	23,80	6,80	3,45 ± 0,01
RQA6	80	29,00	8,20	4,04 ± 0,01
RQA7	90	33,10	9,20	4,99 ± 0,01
RQA8	100	37,20	10,10	5,93 ± 0,02
RQA9	120	43,50	11,6	8,06 ± 0,02
RQA10	150	49,20	13,30	13,48 ± 0,03

B. Câmaras de Ionização

As seguintes câmaras de ionização foram utilizados neste trabalho:

B.1 Câmara de extrapolação, desenvolvida no LCI por Dias (DIAS, 1996; DIAS e Caldas, 2001), nomeada câmara IPEN, com eletrodo coletor de grafite de 30 mm de diâmetro, janela de entrada de *Mylar* aluminizado com densidade superficial de 0,84 mg/cm²: Figura 5;

Figura 5: Câmara de extrapolação IPEN (DIAS, 1996).

B.2 Câmara de extrapolação comercial, marca *Physikalisch-Technische Werkstätten* (PTW), modelo M23391T-055, nomeada câmara PTW, com janela de entrada de Mylar de espessura de 0,025 mm e eletrodo coletor de alumínio, com 40 mm de diâmetro: Figura 6;

Figura 6: Câmara de extrapolação PTW.

B.3 Câmara de ionização de placas paralelas de referência para feixes de radioterapia, marca PTW, modelo 23344, série 708, $0,2 \text{ cm}^3$ de volume, calibrada pelo Deutscher Kalibrierdienst (DKD) em 16/10/1996.

B.4 Câmara de ionização de placas paralelas de referência para feixes de radioterapia: marca PTW, modelo 23344, série 709, $0,2 \text{ cm}^3$ de volume, calibrada pelo Deutscher Kalibrierdienst (DKD) em 17/10/1996;

B.5 Câmara de transmissão, marca PTW, modelo TW 34014, série 0031, localizada no feixe de raios X para monitorar as variações de intensidade do feixe;

B.6 Câmara de ionização de referência para feixes de mamografia, marca Radcal, modelo RC6M, de 6 cm^3 de volume, calibrada pelo Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) em 14/7/2009 (sistema padrão secundário).

B.7 Câmara de ionização cilíndrica de referência para feixes de radiodiagnóstico convencional, marca Radcal, modelo RC6, de 6 cm^3 de volume, calibrada pelo Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) em 13/7/2009 (sistema padrão secundário).

Cada câmara de ionização foi acoplada ao eletrômetro correspondente.

C. Eletrômetros, sistemas auxiliares e acessórios importantes

C. 1 Eletrômetro Keithley, modelo 6517A, Figura 7a;

C. 2 Eletrometros PTW, modelos UNIDOS e UNIDOS, Figura 7b;

Figura 7: Eletrometros Keithley, modelo 6517A (a) e PTW, modelo UNIDOS (b).

C.3 Termômetros de mercúrio, termômetro digital, higrômetro e barômetro, barômetro digital, para controle das condições ambientais (temperatura, umidade relativa e pressão atmosféricas) nos laboratórios onde são realizados os testes com as câmaras de ionização;

C.4 Para a determinação dos fatores de transmissão, foram utilizadas folhas de Hostaphan com densidades superficiais variando de $1,04 \text{ mg/cm}^2$ a $38,5 \text{ mg/cm}^2$;

C. 5 Sistemas de ar condicionado e desumidificadores de ambiente.

3.2 METODOLOGIA

As duas câmaras de extrapolação estudadas foram submetidas primeiramente ao teste de estabilidade a curto prazo (ou teste repetitividade) e à verificação da corrente de fuga de pré-irradiação. Para estes testes foi coletada a carga elétrica produzida pela ionização da radiação durante um intervalo de tempo de 15 segundos, obtendo-se com isso a corrente de ionização. Para algumas medidas de qualidades de radiação com feixes atenuados, foi utilizado um intervalo de tempo maior, de 30 segundos, devido aos baixos valores de carga coletada para estes espectros de radiação. Para a realização dos testes de caracterização das câmaras de extrapolação, foi sempre medida a corrente de ionização. A profundidade da câmara nos experimentos de obtenção da curva de

extrapolação foi variada entre 0,50 e 1,25 mm no caso da câmara IPEN e entre 0,60 e 1,25 mm no caso da câmara PTW.

O valor da corrente de ionização foi obtido de uma média de dez valores de carga coletada, corrigida para as condições ambientais de referência (20 °C e 101,3 kPa), pois as câmaras de extrapolação não são seladas. Neste caso, foi utilizada a seguinte expressão:

$$k = \frac{273,15 + T}{293,15} \times \frac{101,325}{P}$$

onde T é a temperatura em °C, e P é a pressão atmosférica em kPa.

Os testes seguintes foram realizados para a caracterização das duas câmaras de extrapolação nas qualidades de radiação de mamografia, radiodiagnóstico convencional e radioterapia:

- Curva de saturação da corrente de ionização;
- Eficiência de coleção de íons;
- Efeito de polaridade;
- Estabilidade a longo prazo;
- Tempo de estabilização;
- Curva de extrapolação;
- Linearidade da resposta;
- Variação da resposta com distância fonte-detector;
- Dependência energética;
- Dependência angular.

Além destes testes, foram determinados o fator de transmissão no tecido e a profundidade nula real, que é a menor distância entre os eletrodos para que não encostem um ao outro.

Por meio das curvas de extrapolação para cada qualidade de radiação, foram obtidos os coeficientes angulares que serão utilizados na determinação dos fatores de calibração para as qualidades de radiação.

Os valores apresentados das incertezas seguem a recomendação da Associação Brasileira de Normas Técnicas e do Instituto Nacional de Metrologia

(ABNT, 2003). As incertezas são classificadas em dois tipos: Tipo A e Tipo B. A avaliação da incerteza do Tipo A é definida como método de avaliação da incerteza pela análise estatística de séries de observações. A avaliação da incerteza do tipo B é definida como o método de avaliação da incerteza por outros meios que não a análise estatística de séries de observações.

Para grandezas obtidas a partir de outras grandezas utilizou-se a incerteza combinada, que é a raiz quadrada da soma dos termos ao quadrado, que constituem as variâncias destas outras grandezas. Para os valores das incertezas expandidas utilizou-se um fator de abrangência igual a 2, isto é, um nível de confiabilidade de 95%.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Inicialmente serão apresentados os resultados da configuração física das câmaras de extrapolação: determinação da profundidade nula real e da área efetiva, que são parâmetros necessários para a execução dos testes de caracterização.

A seguir, serão apresentados os resultados dos testes de caracterização das câmaras, a começar pelo teste de saturação da corrente de ionização que também fornece a eficiência de coleção de íons para as duas câmaras de extrapolação. Na sequência foram realizados os testes de polaridade, o teste de estabilização da resposta das câmaras, os testes de estabilidade a curto e longo prazos, o teste de linearidade, e os estudos da dependência energética, da variação da resposta com a distância fonte-detector e de dependência angular.

Foram determinados também os fatores de transmissão e os fatores de calibração para as duas câmaras de extrapolação para cada qualidade de radiação. Os testes foram realizados nas qualidades de mamografia (feixes diretos e atenuados), radioterapia e radiodiagnóstico convencional (feixes diretos e atenuados).

4.1 PROFUNDIDADE NULA REAL E ÁREA EFETIVA.

A determinação da profundidade nula real de cada câmara de extrapolação é de muita importância, pois é necessário saber qual é a distância mínima entre os eletrodos que se pode utilizar sem que eles se encostem. Isso garante que a janela de entrada não seja comprometida.

Para a determinação desta profundidade nula real, observa-se a corrente de ionização, com polaridade tanto positiva quanto negativa, em função da profundidade da câmara, marcada pelo parafuso micrométrico da câmara de extrapolação. Na Figura 8 é exibida a intersecção dos ajustes lineares para as correntes de ionização nas duas polaridades para as câmaras IPEN e PTW.

Figura 8: Determinação da profundidade nula real para as câmaras de extrapolação (a) IPEN e (b) PTW, com coeficiente de variação máximo de 0,17 %.

Para a câmara IPEN a intersecção das retas das correntes de ionização apresentou a profundidade nula real de $(0,10 \pm 0,01)$ mm e para a câmara PTW o valor obtido foi de $(0,26 \pm 0,02)$ mm.

Outro dado importante a ser determinado é a área efetiva do eletrodo coletor, necessária para se conhecer o volume da câmara de extrapolação. A área efetiva é obtida do gráfico do inverso da capacitância ($1/C$) em função da profundidade da câmara, Figura 9. A capacitância é determinada para cada profundidade por $C = \Delta Q / \Delta U$. Neste caso, ΔU é a tensão aplicada para cada profundidade e ΔQ é a carga coletada. A partir do coeficiente angular da curva tem-se a área efetiva e portanto pode-se determinar o raio efetivo do eletrodo coletor. A área efetiva da câmara de extrapolação IPEN obtida foi $(4,52 \pm 0,13)$ cm² e da câmara PTW foi $(9,13 \pm 0,31)$ cm².

Figura 9: Gráficos para cálculo da área efetiva das câmaras (a) IPEN e (b) PTW

4.2 TESTES DE CARACTERIZAÇÃO

4.2.1 CURVAS DE SATURAÇÃO

A curva de saturação é obtida medindo-se a corrente de ionização em função da tensão aplicada. Neste caso, a tensão aplicada foi variada entre -100 V e +100 V. Este estudo foi realizado para as qualidades de mamografia (feixes diretos), radioterapia e radiodiagnóstico convencional (feixes diretos) com corrente do tubo de 10 mA. A profundidade da câmara (distância inter-eletródica) foi mantida fixa em três valores: 0,75 mm, 1,00 mm e 1,25 mm, exceto para as qualidades de radiodiagnóstico, em que a profundidade da câmara foi mantida fixa em 0,75 mm e 1,25 mm, obtendo-se uma curva de saturação para cada profundidade. As correntes de ionização crescem com o incremento da tensão aplicada, mas a partir de um certo ponto, mesmo aumentando o campo elétrico entre os eletrodos, o valor da corrente não apresenta aumento significativo. Nas Figuras 10a a 17a são mostradas as curvas de saturação para os três níveis de radiação estudados para as duas câmaras de extrapolação. É importante conhecer a região de saturação para se definir a região de operação de cada câmara de ionização. Aplicando-se tensão com valores bem acima desta região pode-se ocasionar um aumento na ionização do ar, pois os elétrons acelerados devido aos valores altos de campo elétrico podem provocar mais ionização, e aplicando-se valores de tensão bem abaixo da região de saturação, os íons negativos e positivos podem se recombinar antes de serem coletados. Outro objetivo de se realizar este estudo é para se determinar a eficiência de coleção de íons.

A eficiência de coleção de íons é determinada a partir da corrente de saturação I_s , que é obtida por meio do gráfico da corrente de ionização versus o inverso da raiz quadrada da tensão aplicada. Estes dados são apresentados em cada uma das Figuras 10b a 17b para cada qualidade estudada. Extrapolando-se a reta obtida para tensão infinita, obtém-se a corrente de saturação I_s .

Nesta parte do trabalho só serão mostrados os gráficos das curvas de saturação e das correntes de saturação para as qualidades de referência de cada intervalo de energia para cada câmara de ionização. Os gráficos para as outras qualidades são apresentados no APÊNDICE A.

As incertezas estão inseridas nos gráficos e a maior incerteza determinada foi de 1,10 %; na maioria dos gráficos estas incertezas não são visíveis.

Figura 10: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de mamografia (WAV 28). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.

Figura 11: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de mamografia (WMV 28). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.

Figura 12:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de mamografia (WAV 28). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.

Figura 13:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de mamografia (WMV 28). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.

Figura 14: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de radioterapia (T-30). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.

Figura 15:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de radioterapia (T-30). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.

Figura 16:(a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de radiodiagnóstico (RQR5). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.

Figura 17: (a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de radiodiagnóstico (RQR5). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.

Para as qualidades de mamografia observa-se que a partir da tensão de 30 V a saturação já é obtida para a câmara IPEN. A saturação para a câmara PTW na qualidade de mamografia é obtida com uma polaridade maior, 40 V. Nas qualidades de radioterapia, para a câmara IPEN, pode-se observar que a saturação só é alcançada quando a tensão aplicada é no mínimo de 30 V e para a câmara PTW só é obtida para tensão logo acima de 50 V. Nas qualidades de

radiodiagnóstico, a saturação só é alcançada para tensão de 30 V para a câmara IPEN e para a câmara PTW a saturação só é obtida para tensões próximas a 50 V.

Essa comparação é melhor analisada nas Tabelas 5 a 12 onde são apresentados os valores das correntes de saturação das duas câmaras, para todas as qualidades de radiação.

Tabela 5: Tensão e corrente de saturação para cada qualidade de mamografia (feixes diretos e filtração de alumínio) em cada profundidade, para a câmara IPEN.

Qualidade de radiação	Profundidade (mm)	Tensão de saturação (V)	Corrente de saturação (pA)
WAV 25	0,75	30	11,5
	1,00	20	20,8
	1,25	30	26,8
WAV 28	0,75	30	22,2
	1,00	20	27,5
	1,25	30	36,1
WAV 30	0,75	30	18,1
	1,00	30	31,9
	1,25	30	41,4
WAV 35	0,75	30	32,1
	1,00	30	40,2
	1,25	30	52,6

Tabela 6: Tensão e corrente de saturação para cada qualidade de mamografia (feixes diretos e filtração de molibdênio) em cada profundidade, para a câmara IPEN.

Qualidade de radiação	Profundidade (mm)	Tensão de saturação (V)	Corrente de saturação (pA)
WMV 25	0,75	20	7,9
	1,00	30	10,0
	1,25	30	12,5
WMV 28	0,75	30	9,90
	1,00	20	12,1
	1,25	20	14,2
WMV 30	0,75	30	10,3
	1,00	30	12,6
	1,25	20	16,1
WMV 35	0,75	20	13,3
	1,00	30	16,2
	1,25	20	20,7

Tabela 7: Tensão e corrente de saturação para cada qualidade de mamografia (feixes diretos e filtração de alumínio) em cada profundidade, para a câmara PTW.

Qualidade da radiação	Profundidade (mm)	Tensão de saturação (V)	Corrente de saturação (pA)
WAV 25	0,75	30	36,6
	1,00	30	43,8
	1,25	30	56,5
WAV 28	0,75	30	50,1
	1,00	40	60,0
	1,25	40	78,2
WAV 30	0,75	40	59,3
	1,00	40	71,2
	1,25	40	92,2
WAV 35	0,75	40	77,9
	1,00	40	93,3
	1,25	40	121,6

Tabela 8: Tensão e corrente de saturação para cada qualidade de mamografia (feixes diretos e filtração de molibdênio) em cada profundidade, para a câmara PTW.

Qualidade da radiação	Profundidade (mm)	Tensão de saturação (V)	Corrente de saturação (pA)
WMV 25	0,75	30	16,5
	1,00	20	19,8
	1,25	20	23,8
WMV 28	0,75	30	20,7
	1,00	30	24,8
	1,25	30	29,8
WMV 30	0,75	30	21,8
	1,00	30	26,2
	1,25	30	34,0
WMV 35	0,75	30	28,8
	1,00	30	34,6
	1,25	40	45,0

Tabela 9: Tensão e corrente de saturação para cada qualidade de radioterapia em cada profundidade, para a câmara IPEN.

Qualidade da radiação	Profundidade (mm)	Tensão de saturação (V)	Corrente de saturação (pA)
T-25	0,75	40	108,0
	1,00	30	130,0
	1,25	40	151,8
T-30	0,75	40	310,8
	1,00	40	389,0
	1,25	40	457,6
T-50	0,75	50	168,2
	1,00	30	202,4
	1,25	40	231,4

Tabela 10: Tensão e corrente de saturação para cada qualidade de radioterapia em cada profundidade, para a câmara PTW.

Qualidade da radiação	Profundidade (mm)	Tensão de saturação (V)	Corrente de saturação (pA)
T-25	0,75	50	116,0
	1,00	50	133,9
	1,25	50	154,9
T-30	0,75	50	456,0
	1,00	50	549,0
	1,25	50	632,7
T-50	0,75	50	175,2
	1,00	50	221,4
	1,25	50	297,4

Tabela 11: Tensão e corrente de saturação para cada qualidade de radiodiagnóstico convencional (feixes diretos) em cada profundidade, para a câmara IPEN.

Qualidade da radiação	Profundidade (mm)	Tensão de saturação (V)	Corrente de saturação (pA)
RQR 3	0,75	50	11,3
	1,25	20	16,3
RQR 5	0,75	30	24,2
	1,25	30	38,1
RQR 8	0,75	20	39,7
	1,25	20	62,2
RQR 10	0,75	30	59,8
	1,25	30	96,5

Tabela 12: Tensão e corrente de saturação para cada qualidade de radiodiagnóstico convencional (feixes diretos) em cada profundidade, para a câmara PTW.

Qualidade da radiação	Profundidade (mm)	Tensão de saturação (V)	Corrente de saturação (pA)
RQR 3	0,75	50	48,6
	1,25	50	62,8
RQR 5	0,75	50	78,2
	1,25	50	109,4
RQR 8	0,75	50	141,5
	1,25	50	200,0
RQR 10	0,75	50	229,7
	1,25	50	323,1

Pode-se observar que o valor da corrente de saturação, para a câmara de extrapolação IPEN, é alcançada para um menor valor de tensão aplicada, em comparação com a câmara de extrapolação PTW. Este efeito é provavelmente decorrente da diferença de volume das câmaras de extrapolação.

Esses resultados são importantes para se determinar a eficiência de coleção de íons, que, segundo as normas para as qualidades de radioterapia, não deve ser menor que 99 % (IEC,1997a) e para as qualidades de radiodiagnóstico a eficiência de coleção de íons não deve ser menor que 95 % (IEC,1997b).

4.2.2 EFICIÊNCIA DE COLEÇÃO DE ÍONS

A determinação da eficiência de coleção de íons é realizada dividindo-se a corrente de ionização, obtida para cada valor da tensão aplicada, pela corrente de saturação, I_s . Os resultados obtidos são apresentados nas Tabelas 13 a 20, para os três níveis de radiação estudados. Nas Tabelas 13 a 16 são apresentadas os valores da eficiência de coleção de íons para as qualidades de mamografia, tanto para a câmara IPEN quanto para a câmara PTW, com filtrações de alumínio e de molibdênio. Nas Tabelas 17 e 18 são apresentados os resultados para as qualidades de radioterapia, e nas Tabelas 19 e 20, os resultados para as qualidades de radiodiagnóstico convencional. A incerteza máxima obtida para todos os resultados foi de 1,35 %.

Tabela 13: Eficiência de coleção de íons da câmara IPEN nas qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração de alumínio.

Qualidade	WAV 25			WAV 28			WAV 30			WAV 35		
Tensão Aplicada (V)	Distância entre os eletrodos (mm)											
	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25
1,0	0,885	0,850	0,714	0,890	0,901	0,758	0,903	0,484	0,357	0,946	0,393	0,700
2,5	0,926	0,925	0,910	0,961	0,948	0,921	0,937	0,881	0,839	0,952	0,817	0,714
5,0	0,950	0,950	0,949	0,973	0,965	0,954	0,952	0,952	0,951	0,967	0,948	0,951
10,0	0,971	0,965	0,965	0,980	0,982	0,971	0,978	0,975	0,972	0,980	0,973	0,977
20,0	0,971	0,970	0,972	0,986	0,983	0,976	0,977	0,978	0,979	0,984	0,980	0,988
30,0	0,976	0,971	0,977	0,987	0,985	0,978	0,989	0,982	0,984	0,994	0,984	0,990
50,0	0,983	0,974	0,979	0,992	0,987	0,980	0,982	0,984	0,990	0,991	0,986	0,989
100,0	0,987	0,989	0,991	0,994	0,991	0,988	0,989	0,989	0,992	0,993	0,989	0,992

Tabela 14: Eficiência de coleção de íons da câmara IPEN nas qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração de molibdênio.

Qualidade	WMV 25			WMV 28			WMV 30			WMV 35		
Tensão Aplicada (V)	Distância entre os eletrodos (mm)											
	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25
1,0	0,907	0,908	0,932	0,890	0,903	0,914	0,929	0,919	0,908	0,920	0,951	0,933
2,5	0,895	0,926	0,925	0,936	0,956	0,945	0,951	0,947	0,945	0,940	0,963	0,959
5,0	0,968	0,928	0,953	0,969	0,973	0,959	0,974	0,958	0,962	0,960	0,972	0,972
10,0	0,981	0,958	0,962	0,978	0,985	0,974	0,978	0,980	0,975	0,980	0,981	0,980
20,0	0,977	0,965	0,973	0,985	0,988	0,978	0,980	0,981	0,979	0,981	0,986	0,983
30,0	0,987	0,966	0,973	0,986	0,991	0,979	0,982	0,983	0,981	0,984	0,987	0,989
50,0	0,987	0,977	0,986	0,991	0,988	0,993	0,984	0,989	0,978	0,988	0,985	0,991
100,0	0,991	0,986	0,988	0,987	0,990	0,983	0,986	0,986	0,983	0,990	0,988	0,989

Tabela 15: Eficiência de coleção de íons da câmara PTW nas qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração de alumínio.

Qualidade	WAV 25			WAV 28			WAV 30			WAV 35		
Tensão Aplicada (V)	Distância entre os eletrodos (mm)											
	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25
1,0	0,409	0,371	0,291	0,399	0,356	0,264	0,417	0,364	0,255	0,409	0,354	0,239
2,5	0,917	0,920	0,918	0,913	0,917	0,915	0,913	0,915	0,914	0,907	0,912	0,911
5,0	0,949	0,952	0,953	0,946	0,950	0,950	0,945	0,948	0,951	0,941	0,945	0,950
10,0	0,965	0,967	0,968	0,962	0,966	0,966	0,962	0,965	0,968	0,958	0,962	0,967
20,0	0,971	0,973	0,974	0,968	0,971	0,972	0,968	0,972	0,976	0,965	0,969	0,971
30,0	0,974	0,976	0,977	0,972	0,975	0,976	0,972	0,974	0,976	0,969	0,973	0,975
50,0	0,979	0,980	0,981	0,977	0,979	0,980	0,977	0,979	0,980	0,975	0,978	0,980
100,0	0,988	0,989	0,994	0,987	0,989	0,993	0,988	0,988	0,993	0,987	0,988	0,995

Tabela 16: Eficiência de coleção de íons da câmara PTW nas qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração de molibdênio.

Qualidade	WMV 25			WMV 28			WMV 30			WMV 35		
Tensão Aplicada (V)	Distância entre os eletrodos (mm)											
	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25
1,0	0,455	0,427	0,376	0,457	0,435	0,364	0,455	0,414	0,353	0,448	0,420	0,333
2,5	0,916	0,923	0,922	0,919	0,919	0,923	0,919	0,922	0,923	0,917	0,919	0,919
5,0	0,946	0,955	0,954	0,949	0,951	0,954	0,951	0,953	0,956	0,948	0,951	0,953
10,0	0,961	0,971	0,969	0,964	0,967	0,970	0,967	0,968	0,971	0,964	0,966	0,969
20,0	0,973	0,977	0,978	0,975	0,976	0,978	0,975	0,976	0,978	0,974	0,975	0,977
30,0	0,978	0,981	0,981	0,980	0,980	0,982	0,980	0,981	0,982	0,979	0,980	0,981
50,0	0,980	0,984	0,984	0,982	0,982	0,984	0,983	0,983	0,985	0,981	0,982	0,983
100,0	0,982	0,986	0,985	0,984	0,985	0,985	0,984	0,985	0,986	0,984	0,985	0,985

Tabela 17: Eficiência de coleção de íons da câmara IPEN nas qualidades de radioterapia.

Qualidade	T-25			T-30			T-50(b)		
Tensão Aplicada (V)	Distância entre os eletrodos (mm)								
	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25
1,0	0,939	0,935	0,937	0,938	0,936	0,925	0,943	0,941	0,927
2,5	0,964	0,964	0,964	0,964	0,964	0,960	0,964	0,964	0,963
5,0	0,975	0,977	0,978	0,975	0,977	0,976	0,975	0,975	0,977
10,0	0,983	0,985	0,987	0,983	0,985	0,984	0,982	0,982	0,985
15,0	0,986	0,987	0,990	0,986	0,988	0,987	0,985	0,985	0,987
20,0	0,988	0,990	0,991	0,987	0,990	0,989	0,986	0,987	0,990
30,0	0,990	0,991	0,993	0,990	0,992	0,991	0,989	0,989	0,992
40,0	0,991	0,993	0,993	0,991	0,993	0,992	0,991	0,990	0,993
50,0	0,992	0,994	0,994	0,993	0,994	0,992	0,992	0,991	0,993
100,0	0,996	0,997	0,998	0,996	0,996	0,995	0,996	0,995	0,996

Tabela 18: Eficiência de coleção de íons da câmara PTW nas qualidades de radioterapia.

Qualidade	T-25			T-30			T-50 (b)		
Tensão Aplicada (V)	Distância entre os eletrodos (mm)								
	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25
1,0	0,050	0,015	0,003	0,110	0,095	0,060	0,143	0,241	0,192
2,5	0,906	0,901	0,892	0,909	0,910	0,907	0,886	0,895	0,895
5,0	0,944	0,944	0,946	0,943	0,946	0,946	0,921	0,931	0,932
10,0	0,960	0,962	0,964	0,959	0,963	0,966	0,952	0,949	0,950
15,0	0,967	0,970	0,971	0,966	0,970	0,971	0,952	0,957	0,959
20,0	0,972	0,971	0,974	0,972	0,971	0,975	0,957	0,960	0,963
30,0	0,976	0,976	0,979	0,973	0,975	0,980	0,966	0,968	0,969
40,0	0,980	0,979	0,982	0,979	0,979	0,980	0,978	0,975	0,979
50,0	0,985	0,984	0,988	0,981	0,983	0,985	0,980	0,982	0,983
100,0	0,991	0,990	0,989	0,990	0,992	0,992	0,991	0,990	0,987

Tabela 19: Eficiência de coleção de íons da câmara IPEN nas qualidades de radiodiagnóstico convencional.

Qualidade	RQR 3		RQR 5		RQR 8		RQR 10	
Tensão Aplicada (V)	Distância entre os eletrodos (mm)							
	0,75	1,25	0,75	1,25	0,75	1,25	0,75	1,25
1,0	0,723	0,918	0,940	0,946	0,944	0,859	0,884	0,931
2,5	0,926	0,956	0,963	0,966	0,962	0,961	0,961	0,964
5,0	0,954	0,969	0,980	0,972	0,967	0,980	0,974	0,976
10,0	0,966	0,977	0,985	0,977	0,979	0,988	0,982	0,985
20,0	0,964	0,978	0,992	0,990	0,985	0,988	0,990	0,990
30,0	0,972	0,974	0,995	0,984	0,991	0,997	0,991	0,991
50,0	0,975	0,991	0,994	0,986	0,992	0,993	0,993	0,993
100,0	0,993	0,990	0,906	0,988	0,994	0,996	0,993	0,997

Tabela 20: Eficiência de coleção de íons da câmara PTW nas qualidades de radiodiagnóstico convencional.

Qualidade	RQR 3		RQR 5		RQR 8		RQR 10	
Tensão Aplicada (V)	Distância entre os eletrodos (mm)							
	0,75	1,25	0,75	1,25	0,75	1,25	0,75	1,25
1,0	0,222	0,165	0,198	0,136	0,202	0,035	0,126	0,085
2,5	0,871	0,905	0,856	0,873	0,854	0,871	0,844	0,866
5,0	0,934	0,941	0,935	0,947	0,930	0,929	0,921	0,908
10,0	0,938	0,960	0,958	0,955	0,951	0,933	0,930	0,927
20,0	0,946	0,968	0,966	0,967	0,964	0,953	0,941	0,934
30,0	0,962	0,969	0,973	0,979	0,973	0,969	0,959	0,942
50,0	0,967	0,978	0,983	0,984	0,983	0,976	0,976	0,951
100,0	0,981	0,987	0,983	0,984	0,984	0,988	0,986	0,989

Os valores de eficiência de coleção de íons demonstram que para valores baixos de tensão aplicada, a eficiência de coleção de íons não é alta, aproximadamente 90,0 %, ocorrendo uma maior recombinação de íons, isto é, quando a tensão aplicada é até 10 V. Aumentando-se o valor da tensão aplicada, a eficiência de coleção de íons aumenta. Possivelmente devido ao fato do volume sensível da câmara de extrapolação IPEN ser menor que da câmara PTW, observa-se que os valores de eficiência de coleção são maiores para a câmara IPEN. Este

fato é mais pronunciado para valores baixos da tensão aplicada. O efeito da diferença de volume torna-se evidente nas qualidades de radioterapia, onde para a câmara IPEN a eficiência foi maior que 99,0 % para valores mais baixos de tensão aplicada, quando comparada com a câmara PTW. Com este resultado, pode-se também concluir que, com o aumento do volume da câmara, os efeitos de recombinação tornam-se evidentes.

Para as qualidades de mamografia pode-se observar que a eficiência de coleção atinge 95,0 %, como recomendado pela norma IEC 61674 (IEC,1997a); é facilmente obtida para ambas as câmaras e para as duas filtrações. Os mesmos resultados podem ser observados para as qualidades de radiodiagnóstico, que seguem a mesma norma; os valores da eficiência de coleção de íons para a câmara IPEN atingem o valor recomendado para uma tensão aplicada bem abaixo da tensão que é utilizada em procedimentos rotineiros do LCI, isto é, 100 V. Para a câmara PTW observa-se que a eficiência de coleção de íons é alcançada quando a polaridade aplicada é 100 V, valor utilizado na rotina. Nas Tabelas 17 e 18 são apresentados os resultados para as qualidades de radioterapia para as câmaras IPEN e PTW respectivamente. Observa-se que a câmara IPEN atinge 99,0 % de eficiência, de acordo com a norma IEC 60731 (IEC, 1997b) bem mais rápido que a câmara PTW, onde somente para tensões maiores que 50 V a eficiência de coleção de íons desejada é alcançada.

Isto significa que as duas câmaras apresentaram possibilidade de utilização em dosimetria de feixes de raios X, mesmo com restrições para algumas qualidades de radiação.

A partir da determinação da eficiência de coleção de íons pode-se obter os fatores de recombinação, que serão aplicados às leituras das câmaras de extrapolação. O fator de recombinação corresponde ao inverso da eficiência de coleção de íons. Nas Tabelas 21 a 28 serão apresentados os fatores de recombinação para as câmaras IPEN e PTW para as três qualidades de radiação estudadas.

Tabela 21: Fatores de recombinação da câmara IPEN nas qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração de alumínio.

Qualidade	WAV 25			WAV 28			WAV 30			WAV 35		
Tensão Aplicada (V)	Distância entre os eletrodos (mm)											
	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25
1,0	1,130	1,176	1,401	1,124	1,110	1,319	1,107	2,066	2,801	1,057	2,545	1,429
2,5	1,080	1,081	1,099	1,041	1,055	1,086	1,067	1,135	1,192	1,050	1,224	1,401
5,0	1,053	1,053	1,054	1,028	1,036	1,048	1,050	1,050	1,052	1,034	1,055	1,052
10,0	1,030	1,036	1,036	1,020	1,018	1,030	1,022	1,026	1,029	1,020	1,028	1,024
20,0	1,030	1,031	1,029	1,014	1,017	1,025	1,024	1,022	1,021	1,016	1,020	1,012
30,0	1,025	1,030	1,024	1,013	1,015	1,022	1,011	1,018	1,016	1,006	1,016	1,010
50,0	1,017	1,027	1,021	1,008	1,013	1,020	1,018	1,016	1,010	1,009	1,014	1,011
100,0	1,013	1,011	1,009	1,006	1,009	1,012	1,011	1,011	1,008	1,007	1,011	1,008

Tabela 22: Fatores de recombinação da câmara IPEN nas qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração de molibdênio.

Qualidade	WMV 25			WMV 28			WMV 30			WMV 35		
Tensão Aplicada (V)	Distância entre os eletrodos (mm)											
	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25
1,0	1,103	1,101	1,073	1,124	1,107	1,094	1,076	1,088	1,101	1,087	1,052	1,072
2,5	1,117	1,080	1,081	1,068	1,046	1,058	1,052	1,056	1,058	1,064	1,038	1,043
5,0	1,033	1,078	1,049	1,032	1,028	1,043	1,027	1,044	1,040	1,042	1,029	1,029
10,0	1,019	1,044	1,040	1,022	1,015	1,027	1,022	1,020	1,026	1,020	1,019	1,020
20,0	1,024	1,036	1,028	1,015	1,012	1,022	1,020	1,019	1,021	1,019	1,014	1,017
30,0	1,013	1,035	1,028	1,014	1,009	1,021	1,018	1,017	1,019	1,016	1,013	1,011
50,0	1,013	1,024	1,014	1,009	1,012	1,007	1,016	1,011	1,022	1,012	1,015	1,009
100,0	1,009	1,014	1,012	1,013	1,010	1,017	1,014	1,014	1,017	1,010	1,012	1,011

Tabela 23: Fatores de recombinação da câmara PTW nas qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração de alumínio.

Qualidade	WMV 25			WMV 28			WMV 30			WMV 35		
Tensão Aplicada (V)	Distância entre os eletrodos (mm)											
	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25
1,0	2,445	2,695	3,436	2,506	2,809	3,788	2,398	2,747	3,922	2,445	2,825	4,184
2,5	1,091	1,087	1,089	1,095	1,091	1,093	1,095	1,093	1,094	1,103	1,096	1,098
5,0	1,054	1,050	1,049	1,057	1,053	1,053	1,058	1,055	1,052	1,063	1,058	1,053
10,0	1,036	1,034	1,033	1,040	1,035	1,035	1,040	1,036	1,033	1,044	1,040	1,034
20,0	1,030	1,028	1,027	1,033	1,030	1,029	1,033	1,029	1,025	1,036	1,032	1,030
30,0	1,027	1,025	1,024	1,029	1,026	1,025	1,029	1,027	1,025	1,032	1,028	1,026
50,0	1,021	1,020	1,019	1,024	1,021	1,020	1,024	1,021	1,020	1,026	1,022	1,020
100,0	1,012	1,011	1,006	1,013	1,011	1,007	1,012	1,012	1,007	1,013	1,012	1,005

Tabela 24: Fatores de recombinação da câmara PTW nas qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração de molibdênio.

Qualidade	WMV 25			WMV 28			WMV 30			WMV 35		
Tensão Aplicada (V)	Distância entre os eletrodos (mm)											
	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25
1,0	2,198	2,342	2,660	2,188	2,299	2,747	2,198	2,415	2,833	2,232	2,381	3,003
2,5	1,092	1,083	1,085	1,088	1,088	1,083	1,088	1,085	1,083	1,091	1,088	1,088
5,0	1,057	1,047	1,048	1,054	1,052	1,048	1,052	1,049	1,046	1,055	1,052	1,049
10,0	1,041	1,030	1,032	1,037	1,034	1,031	1,034	1,033	1,030	1,037	1,035	1,032
20,0	1,028	1,024	1,022	1,026	1,025	1,022	1,026	1,025	1,022	1,027	1,026	1,024
30,0	1,022	1,019	1,019	1,020	1,020	1,018	1,020	1,019	1,018	1,021	1,020	1,019
50,0	1,020	1,016	1,016	1,018	1,018	1,016	1,017	1,017	1,015	1,019	1,018	1,017
100,0	1,018	1,014	1,015	1,016	1,015	1,015	1,016	1,015	1,014	1,016	1,015	1,015

Tabela 25: Fatores de recombinação da câmara IPEN nas qualidades de radioterapia.

Qualidade	T-25			T-30			T-50(b)		
Tensão Aplicada (V)	Distância entre os eletrodos (mm)								
	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25
1,0	1,026	1,024	1,022	1,026	1,024	1,025	1,026	1,026	1,024
2,5	1,017	1,015	1,013	1,017	1,015	1,016	1,018	1,018	1,015
5,0	1,014	1,013	1,010	1,014	1,012	1,013	1,015	1,015	1,013
10,0	1,012	1,010	1,009	1,013	1,010	1,011	1,014	1,013	1,010
15,0	1,010	1,009	1,007	1,010	1,008	1,009	1,011	1,011	1,008
20,0	1,009	1,007	1,007	1,009	1,007	1,008	1,009	1,010	1,007
30,0	1,008	1,006	1,006	1,007	1,006	1,008	1,008	1,009	1,007
40,0	1,004	1,003	1,002	1,004	1,004	1,005	1,004	1,005	1,004
50,0	1,026	1,024	1,022	1,026	1,024	1,025	1,026	1,026	1,024
100,0	1,017	1,015	1,013	1,017	1,015	1,016	1,018	1,018	1,015

Tabela 26: Fatores de recombinação da câmara PTW nas qualidades de radioterapia.

Qualidade	T-25			T-30			T-50(b)		
Tensão Aplicada (V)	Distância entre os eletrodos (mm)								
	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25	0,75	1,00	1,25
1,0	1,059	1,059	1,057	1,060	1,057	1,057	1,086	1,074	1,073
2,5	1,042	1,040	1,037	1,043	1,038	1,035	1,050	1,054	1,053
5,0	1,034	1,031	1,030	1,035	1,031	1,030	1,050	1,045	1,043
10,0	1,029	1,030	1,027	1,029	1,030	1,026	1,045	1,042	1,038
15,0	1,025	1,025	1,021	1,028	1,026	1,020	1,035	1,033	1,032
20,0	1,020	1,021	1,018	1,021	1,021	1,020	1,022	1,026	1,021
30,0	1,015	1,016	1,012	1,019	1,017	1,015	1,020	1,018	1,017
40,0	1,009	1,010	1,011	1,010	1,008	1,008	1,009	1,010	1,013
50,0	1,059	1,059	1,057	1,060	1,057	1,057	1,086	1,074	1,073
100,0	1,042	1,040	1,037	1,043	1,038	1,035	1,050	1,054	1,053

Tabela 27: Fatores de recombinação da câmara IPEN nas qualidades de radiodiagnóstico convencional.

Qualidade	RQR 3		RQR 5		RQR 8		RQR 10	
Tensão Aplicada (V)	Distância entre os eletrodos (mm)							
	0,75	1,25	0,75	1,25	0,75	1,25	0,75	1,25
1,0	1,383	1,089	1,064	1,057	1,059	1,164	1,131	1,074
2,5	1,080	1,046	1,038	1,035	1,040	1,041	1,041	1,037
5,0	1,048	1,032	1,020	1,029	1,034	1,020	1,027	1,025
10,0	1,035	1,024	1,015	1,024	1,021	1,012	1,018	1,015
20,0	1,037	1,022	1,008	1,010	1,015	1,012	1,010	1,010
30,0	1,029	1,027	1,005	1,016	1,009	1,003	1,009	1,009
50,0	1,026	1,009	1,006	1,014	1,008	1,007	1,007	1,007
100,0	1,007	1,010	1,104	1,012	1,006	1,004	1,007	1,003

Tabela 28: Fatores de recombinação da câmara PTW nas qualidades de radiodiagnóstico convencional.

Qualidade	RQR 3		RQR 5		RQR 8		RQR 10	
Tensão Aplicada (V)	Distância entre os eletrodos (mm)							
	0,75	1,25	0,75	1,25	0,75	1,25	0,75	1,25
1,0	4,505	6,061	5,051	7,353	4,950	28,571	7,937	11,765
2,5	1,148	1,105	1,168	1,145	1,171	1,148	1,185	1,155
5,0	1,071	1,063	1,070	1,056	1,075	1,076	1,086	1,101
10,0	1,066	1,042	1,044	1,047	1,052	1,072	1,075	1,079
20,0	1,057	1,033	1,035	1,034	1,037	1,049	1,063	1,071
30,0	1,040	1,032	1,028	1,021	1,028	1,032	1,043	1,062
50,0	1,034	1,022	1,017	1,016	1,017	1,025	1,025	1,052
100,0	1,019	1,013	1,017	1,016	1,016	1,012	1,014	1,011

Os resultados mostram que os fatores de recombinação são maiores para pequenos valores de tensão. À medida que se aumenta a tensão, muitos pares de íons formados não se recombinam mais, e o efeito da recombinação diminui.

4.2.3 TESTE DE POLARIDADE

No teste de polaridade, as respostas de cada câmara de extrapolação foram comparadas quando exposta à radiação com o mesmo valor de tensão aplicado, em módulo, mas com polaridade invertida. Nas Tabelas 29 a 32 são mostrados os valores da resposta da câmara IPEN para uma qualidade de radiação em cada nível de radiação. Nas Tabelas 33 a 36 são apresentados os resultados da câmara PTW. Nestas tabelas são apresentadas as razões entre as cargas coletadas positivas (Q^+) e negativas (Q^-) em módulo para as tensões de polarização positiva e negativa respectivamente.

Tabela 29: Efeito de polaridade da câmara IPEN, na qualidade de mamografia WMV 28.

Tensão de polarização (V)	Carga (nC)	Razão $ Q^+ / Q^- $
+10 / -10	+0,1621 / -0,1614	1,004
+25 / -25	+0,1630 / -0,1620	1,006
+50 / -50	+0,1620 / -0,1628	0,995
+100 / -100	+0,1750 / -0,1729	1,012

Tabela 30: Efeito de polaridade da câmara IPEN, na qualidade de mamografia WAV 28.

Tensão de polarização (V)	Carga (nC)	Razão $ Q^+ / Q^- $
+10 / -10	+0,4015 / -0,4018	0,999
+25 / -25	+0,4028 / -0,4019	1,002
+50 / -50	+0,4044 / -0,4038	1,001
+100 / -100	+0,4084 / -0,4079	1,001

Tabela 31: Efeito de polaridade da câmara IPEN, na qualidade de radiodiagnóstico convencional RQR 5.

Tensão de polarização (V)	Carga (nC)	Razão $ Q+ / Q- $
+10 / -10	+0,2316 / -0,2332	0,993
+25 / -25	+0,2332 / -0,2339	0,997
+50 / -50	+ 0,2346 / -0,2348	0,999
+100 / -100	+0,2537 / -0,2548	0,995

Tabela 32: Efeito de polaridade da câmara IPEN, na qualidade de radioterapia T-25.

Tensão de polarização (V)	Carga (nC)	Razão $ Q+ / Q- $
+10 / -10	+2,074 / -2,0637	1,005
+25 / -25	+2,0934 / -2,0807	1,006
+50 / -50	+2,0934 / -2,0887	1,002
+100 / -100	+2,1011 / -21,007	1,001

Tabela 33: Efeito de polaridade da câmara PTW na qualidade de mamografia WMV 28.

Tensão de polarização (V)	Carga (nC)	Razão $ Q+ / Q- $
+10 / -10	+0,3029/ -0,3021	1,003
+25 / -25	+0,3039 / -0,3067	0,990
+50 / -50	+0,3055 / -0,3071	0,995
+100 / -100	+0,3323 / -0,3288	1,010

Tabela 34: Efeito de polaridade da câmara PTW, na qualidade de mamografia WAV 28.

Tensão de polarização (V)	Carga (nC)	Razão $ Q+ / Q- $
+10 / -10	+0,8413 / -0,8428	0,998
+25 / -25	+0,8466 / -0,8450	1,002
+50 / -50	+0,8508 / -0,8500	1,001
+100 / -100	+0,8578 / -0,8567	1,001

Tabela 35: Efeito de polaridade da câmara PTW, na qualidade de radiodiagnóstico convencional RQR 5.

Tensão de polarização (V)	Carga (nC)	Razão $ Q+ / Q- $
+10 / -10	+0,6487 / -0,6485	0,998
+25 / -25	+0,6490 / -0,6510	0,998
+50 / -50	+ 0,6506 / -0,6520	0,998
+100 / -100	+0,6516 / -0,6528	0,998

Tabela 36: Efeito de polaridade da câmara PTW, na qualidade de radioterapia T-25.

Tensão de polarização (V)	Carga (nC)	Razão $ Q+ / Q- $
+10 / -10	+2,9868 / -2,9715	1,005
+25 / -25	+3,0119 / -2,9968	1,005
+50 / -50	+3,0148 / -3,0117	1,001
+100 / -100	+3,0219 / -3,0277	0,998

Segundo as recomendações da norma IEC 60731 (IEC, 1997b), o efeito de polaridade, que é a razão entre as respostas da câmara nas polaridades positiva e negativa, deve ser no máximo de 1,0 %; caso contrário, os fatores de correção deverão ser determinados para se corrigir a resposta da câmara. As tensões aplicadas estudadas variaram desde 10 V até 100 V, positiva e negativamente. Para ambas as câmaras de extrapolação, em todas as qualidades investigadas, os resultados obtidos da divisão dos valores da carga da polaridade positiva pelos valores de carga de polaridade negativa ficaram abaixo de 1,0 %. Este resultado é importante principalmente para a polaridade utilizada na rotina, 100 V, onde se observa que o efeito de polaridade se manteve dentro das recomendações das normas.

4.2.4 TEMPO DE ESTABILIZAÇÃO

Antes da realização dos testes de caracterização foi definido o tempo de estabilização da resposta para cada câmara. As câmaras foram expostas ao feixe

de radiação na qualidade de radiodiagnóstico (RQR 5) e a resposta das câmaras de extrapolação foi obtida após 15 minutos, 1 e 2 horas. Nas Tabelas 37 e 38 são apresentados os valores da corrente de ionização para as câmaras de extrapolação IPEN e PTW, normalizados para 1 hora. Nota-se que a variação da resposta da câmara, em relação a 1 hora, foi inferior a 0,5 %. Os resultados atendem às recomendações das normas IEC 61674 (IEC, 1997a)' e IEC 60731 (IEC, 1997b)'.

Tabela 37:Tempo de estabilização: resposta da câmara IPEN

Tempo	Resposta normalizada para 1 hora
15 min	$0,9961 \pm 0,0112$
1 h	1
2 h	$1,0004 \pm 0,0118$

Tabela 38:Tempo de estabilização; resposta da câmara PTW

Tempo	Resposta normalizada para 1 hora
15 min	$0,9997 \pm 0,0060$
1 h	1
2 h	$1,0008 \pm 0,0002$

O teste seguinte foi a determinação da corrente de fuga, que quantifica qualquer corrente oriunda do detector ou do eletrômetro que não seja produzida por ionização no volume sensível da câmara de extrapolação. Neste caso a corrente de ionização da câmara é coletada antes de irradiá-la. Após 15 min e 1 hora, a corrente de ionização é medida e comparada com os valores de corrente de ionização obtidos. Os valores obtidos das respostas antes da irradiação foram da ordem de femtoampere (fA), enquanto que as correntes de ionização coletadas na rotina são da ordem de picoampere (pA). Os resultados obtidos apresentaram-

se dentro das recomendações das normas (IEC, 1997a; IEC, 1997b), isto é, a relação entre as correntes de fuga e de ionização são menores que 0,5 %.

Após uma irradiação de 10 minutos, foi realizado o teste de corrente de fuga após a irradiação. Pode-se verificar que após 2,5 e 3,0 segundos, para as câmaras PTW e IPEN respectivamente, a corrente transiente atingiu o valor de 1,0 % da corrente de ionização produzida na câmara quando irradiada. Estes valores satisfazem às recomendações das normas IEC (IEC, 1997a; IEC, 1997b).

4.2.5 TESTE DE ESTABILIDADE DE RESPOSTA

O teste de estabilidade a curto prazo consiste em se medir a repetitividade da resposta das câmaras de extrapolação dentro de um conjunto de 10 medições, mantendo-se a profundidade fixa em 1,25 mm. Cada medição foi obtida a cada 1 minuto quando realizada com a fonte de controle de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$, mantendo-se sempre o mesmo posicionamento. Para as medições com radiação X, na qualidade T-25 (25 kV , 0,40 mmAl) elas foram obtidas a cada 15 segundos, porque a taxa de kerma no ar, neste caso, é mais alta do que a da fonte de controle. Para estas medições uma câmara monitora, posicionada à frente do tubo de raios X, foi utilizada para detectar possíveis flutuações do feixe de radiação (provocados por variações na rede elétrica).

As duas formas de teste de repetitividade foram realizadas com as duas câmaras de extrapolação e o desvio padrão ficou sempre abaixo de 0,5%, o que está de acordo com as recomendações da norma IEC 60731 (IEC,1997b).

O teste de reprodutibilidade (ou estabilidade a longo prazo) foi realizado, obtendo-se as medições de modo análogo ao teste de repetitividade, mas ao longo do tempo, mantendo-se sempre a mesma configuração geométrica entre a fonte de radiação e o instrumento de medição.

A Figura 18 mostra a estabilidade a longo prazo da resposta das câmaras de extrapolação IPEN e PTW para a qualidade de radiação T-25.

Pode-se observar que dos resultados do teste de reprodutibilidade, 90 % das respostas das câmaras estão de acordo com as recomendações. Para as duas câmaras de ionização, o desvio padrão relativo ficou abaixo de 0,36%.

A Figura 19 mostra os resultados dos testes de reprodutibilidade das duas câmaras de ionização utilizando-se a fonte de controle de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$. Neste caso, a carga foi coletada a cada 1 minuto.

Figura 18: Estabilidade a longo prazo das respostas das câmaras (a) IPEN e (b) PTW, para a qualidade de radiação X (T-25).

Figura 19: Teste de estabilidade a longo prazo das respostas das câmaras IPEN(a) e da câmara da PTW (b) para a fonte de controle de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$.

Os resultados dos testes de estabilidade a longo prazo das câmaras de extrapolação, utilizando-se a fonte de controle, apresentaram-se de acordo com as recomendações IEC 60731 (IEC,1997b). O desvio padrão relativo máximo foi de 0,35%.

4.2.6 CURVAS DE EXTRAPOLAÇÃO

A câmara de extrapolação tem como vantagem principal a possibilidade de variação do seu volume sensível, mediante a variação da distância entre o

eletrodo coletor e a janela de entrada. Medindo-se a corrente de ionização para cada profundidade e mantendo-se o campo elétrico fixo, obtém-se a curva de extrapolação. A corrente do tubo utilizada foi de 10 mA. O coeficiente angular desta curva de extrapolação está relacionado com a taxa de kerma no ar da radiação incidente

Na Figura 20 são apresentadas as curvas de extrapolação para as qualidades de mamografia de feixes diretos e na Figura 21 as curvas de extrapolação para as qualidades de mamografia de feixes atenuados. Nestas duas figuras os resultados são da câmara IPEN. As incertezas estão inseridas nos gráficos apresentando um coeficiente de variação máximo de 0,756 % para todos os resultados mostrados. Devido ao valor baixo da incerteza, eles não são visíveis nos gráficos.

Figura 20: Curvas de extrapolação da câmara IPEN para as qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração de (a) alumínio e (b) molibdênio. O coeficiente de variação máximo para os dois gráficos foi de 0,10 %

Figura 21: Curvas de extrapolação da câmara IPEN para as qualidades de mamografia, feixes atenuados, com filtração de (a) alumínio e (b) molibdênio. O coeficiente de variação máximo para os dois gráficos foi de 0,22 %

Nas Figuras 22 e 23 pode-se observar as curvas de extrapolação para as qualidades de mamografia de feixes diretos e atenuados, respectivamente, para a câmara PTW.

Figura 22: Curvas de extrapolação da câmara PTW para as qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração de (a) alumínio e (b) molibdênio. O coeficiente de variação máximo para os dois gráficos foi de 0,10 %

Figura 23: Curvas de extrapolação da câmara PTW para as qualidades de mamografia, feixes atenuados, com filtração de (a) alumínio e (b) molibdênio. O coeficiente de variação máximo para os dois gráficos foi de 0,31 %

As curvas de extrapolação para as qualidades de radiodiagnóstico são exibidas nas Figuras 24 e 25 para a câmara IPEN, para feixes diretos e atenuados respectivamente, e nas Figuras 26 e 27 são apresentadas as curvas de extrapolação para a câmara PTW.

Figura 24: Curvas de extrapolação da câmara IPEN para as qualidades de radiodiagnóstico convencional (feixes diretos). O coeficiente de variação máximo para os dois gráficos foi de 0,10 %

Figura 25: Curvas de extrapolação da câmara IPEN para as qualidades de radiodiagnóstico convencional (feixes atenuados). O coeficiente de variação máximo para os dois gráficos foi de 0,20 %

Figura 26: Curvas de extrapolação da câmara PTW para as qualidades de radiodiagnóstico convencional (feixes diretos). O coeficiente de variação máximo para os dois gráficos foi de 0,15 %

Figura 27: Curvas de extrapolação da câmara PTW para as qualidades de radiodiagnóstico convencional (feixes atenuados). O coeficiente de variação máximo para os dois gráficos foi de 0,32 %

Na Figura 28 são mostradas as curvas de extrapolação para as duas câmaras expostas a feixes de radiação X nas qualidades de radioterapia.

Pode-se observar linearidade da resposta em todas as figuras.

Figura 28: Curvas de extrapolação para (a) câmara IPEN e (b) câmara PTW, expostas a qualidades de radiação X, nível radioterapia. O coeficiente de variação máximo para os dois gráficos foi de 0,30 %

A partir de cada curva de extrapolação tem-se o coeficiente angular para cada qualidade da radiação. Dividindo-se a taxa de kerma no ar pelo coeficiente angular, obtém-se o fator de calibração.

4.2.7 TESTE DE LINEARIDADE.

Neste teste a resposta das câmaras de ionização foi analisada variando-se a corrente do tubo de raios X para as qualidades de mamografia, radioterapia e radiodiagnóstico convencional, isto é, variando-se a taxa de kerma no ar. A corrente do tubo de raios X foi variada de 10 a 35 mA, mantendo-se fixa a profundidade da câmara em 1,25 mm, para várias qualidades de radiação. Para tensões do tubo acima de 100 kV não foi possível aplicar correntes maiores que 30 mA. Este fato é evidenciado no estudo de linearidade nas qualidades de radiodiagnóstico. Nas Figuras 29 e 30 são apresentados os resultados das respostas das câmaras em função do aumento da corrente do tubo para as câmaras IPEN e PTW, respectivamente, nas qualidades de mamografia, feixes diretos.

Figura 29: Resposta da câmara de extrapolação IPEN nas qualidades de mamografia, feixes diretos, para filtração de (a) alumínio e (b) molibdênio, com a variação da corrente do tubo de raios X. O coeficiente de variação máximo para os dois gráficos foi de 0,25 %.

Figura 30: Resposta da câmara de extrapolação PTW nas qualidades de mamografia, feixes diretos, para filtração de (a) alumínio e (b) molibdênio, com a variação da corrente do tubo de raios X. O coeficiente de variação máximo para os dois gráficos foi de 0,33 %.

Os resultados apresentados nas Figuras 29 e 30 demonstram que as câmaras apresentam um comportamento linear da resposta com a variação da corrente do tubo, que está relacionado com a taxa de kerma no ar, com coeficiente de correlação mínimo de 0,9997.

Na Figura 31 é apresentado o estudo da linearidade da resposta das câmaras IPEN e PTW para as qualidades de radioterapia.

Figura 31: Resposta das câmaras de extrapolação (a) IPEN e (b) PTW, nas qualidades de radioterapia, com a variação da corrente do tubo de raios X. O coeficiente de variação máximo para os dois gráficos foi de 0,314%

Pode-se observar que a resposta das duas câmaras, para as qualidades de radioterapia, apresenta comportamento linear em relação ao aumento da corrente do tubo de raios X, com coeficiente de correlação mínimo de 0,99991.

Na Figura 32 são mostrados os valores obtidos da resposta das duas câmaras variando-se a corrente do tubo nas qualidades de radiodiagnóstico convencional.

Figura 32: Resposta das câmaras de extrapolação (a) IPEN e (b) PTW nas qualidades de radiodiagnóstico, com a variação da corrente do tubo de raios X

Como já informado, para tensões de 100 kV (RQR 8) e 150 kV (RQR 10), a corrente de 35 mA não pode ser utilizada devido à limitação do aparelho gerador de raios X; as correntes de 30 e 25 mA para a tensão de 150 kV (RQR 10) também não puderam ser aplicadas. Pode-se observar que a corrente de ionização em função da corrente do tubo, para ambas as câmaras, apresenta comportamento linear, com coeficiente de correlação mínimo de 0,99921. Todos esses resultados também confirmam a estabilidade do sistema gerador de raios X.

4.2.8 FATORES DE CALIBRAÇÃO E DEPENDÊNCIA ENERGÉTICA

A dependência da resposta das duas câmaras de extrapolação foi estudada inicialmente em função da tensão do tubo de raios X para as qualidades de radioterapia, mamografia e radiodiagnóstico convencional. Em seguida foi investigada a variação do fator de calibração para profundidades fixas (1,00 mm e 1,25 mm) das câmaras de extrapolação. Finalmente, foram obtidos os fatores de calibração utilizando o coeficiente angular da curva de extrapolação para cada qualidade de radiação.

No estudo da variação da resposta das câmaras IPEN e PTW em função da tensão do tubo de raios X, a corrente do tubo foi mantida constante, 10 mA, para as três profundidades das câmaras.

Nas Figuras 33 e 34 são apresentadas a dependência da resposta das câmaras de extrapolação IPEN e PTW com a tensão do tubo de raios X, para as qualidades de mamografia (feixes diretos), com filtração adicional de alumínio e molibdênio. Nas Figuras 35 e 36 os resultados são das câmaras de extrapolação nas qualidades de mamografia (feixes atenuados). O desvio padrão máximo obtido para os gráficos de 33 a 36 foi de 0,67 %.

Figura 33: Dependência da resposta da câmara IPEN com a tensão do tubo de raios X, nas qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração adicional de (a) alumínio e (b) molibdênio.

Figura 34: Dependência da resposta da câmara PTW com a tensão do tubo de raios X, nas qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração adicional de (a) alumínio e (b) molibdênio.

Figura 35: Dependência da resposta da câmara IPEN com a tensão do tubo de raios X, nas qualidades de mamografia, feixes atenuados, com filtração de (a) alumínio e (b) molibdênio.

Figura 36: Dependência da resposta da câmara PTW com a tensão do tubo de raios X, nas qualidades de mamografia, feixes atenuados, com filtração de (a) alumínio e (b) molibdênio.

A resposta das câmaras de extrapolação apresenta-se crescente com o aumento da tensão do tubo de raios X. Devido à atenuação da filtração adicional de 2,00 mmAl, para feixes atenuados, a carga coletada é mais baixa que no caso dos feixes diretos.

Nas Figuras 37 e 38 são apresentados os estudos da dependência das respostas das câmaras IPEN e PTW com a tensão do tubo de raios X, nas qualidades de radiodiagnóstico convencional. O desvio padrão máximo obtido para os gráficos das Figuras 37 a 38 foi de 7,74 % (feixes atenuados).

Figura 37: Dependência da resposta da câmara IPEN com a tensão do tubo de raios X, nas qualidades de radiodiagnóstico convencional, (a) feixes diretos e (b) feixes atenuados.

Figura 38: Dependência da resposta da câmara PTW com a tensão do tubo de raios X, nas qualidades de radiodiagnóstico convencional, (a) feixes diretos e (b) feixes atenuados.

Na Figura 39 é apresentado o estudo da dependência da respostas das câmaras IPEN e PTW com a tensão do tubo de raios X nas qualidades de radioterapia. O desvio padrão máximo obtido para os gráficos da Figura 39 foi de 0,27 %.

Figura 39: Dependência da resposta das câmaras (a) IPEN e (b) PTW com a tensão do tubo de raios X, nas qualidades de radioterapia.

Os valores de corrente de ionização das Figuras 33 a 39 foram apresentados em função da tensão do tubo, lembrando que cada qualidade de radiação tem a respectiva filtração adicional. No caso da Figura 39, os pontos experimentais para 30 kV apresentam resposta muito mais alta que o esperado na curva; isto deve-se provavelmente à baixa filtração adicional para esta qualidade de radiação.

Este estudo não representa ainda a dependência energética da resposta das câmaras, mas mostra como a resposta das câmaras de extrapolação varia com a tensão aplicada, mantendo-se a corrente constante.

A dependência energética pode ser analisada pelos fatores de calibração do instrumento. Neste caso as câmaras de extrapolação foram calibradas em relação ao sistema padrão secundário do laboratório, para cada tipo de conjunto de qualidades de radiação (mamografia, radioterapia e radiodiagnóstico convencional).

Foi utilizada a técnica de substituição, onde inicialmente a câmara padrão foi localizada nos feixes padronizados de mamografia, na posição de calibração, antes e depois das duas câmaras estudadas nesse trabalho. As medições foram realizadas para as câmaras em duas profundidades, 1,00 e 1,25 mm. Seguindo a norma IEC 61674 (IEC, 1997a) a qualidade de referência é para a camada semirredutora (CSR) de 0,31 mmAl, RQR-M2, com tensão de 28 kV (para este trabalho esta qualidade é referenciada por WMV 28 (IEC, 2005)), sendo que esta norma aplica-se a anodo de Mo; mesmo assim, foi seguido o procedimento, na falta de uma norma para anodo de tungstênio (W).

Os fatores de calibração das câmaras de extrapolação são apresentados nas Tabelas 39 a 50. Nas Tabelas 39 a 42 são mostrados os resultados para a câmara IPEN para feixes diretos e atenuados, nas qualidades de mamografia. Nas Tabelas 43 a 46 são apresentados os resultados para a câmara PTW para feixes diretos e atenuados, nas qualidades de mamografia. A variação (%) representa a variação do fator de calibração de cada qualidade em relação ao da qualidade de referência.

Tabela 39: Dependência energética da resposta da câmara de extrapolação IPEN em feixes diretos de mamografia, com filtração de alumínio. Profundidades da câmara de 1,00 mm e 1,25 mm.

Qualidade	Fator de calibração ($10^7 \times \text{Gy/C}$)	Normalização para WAV 28	Variação (%)
Profundidade de 1,00 mm			
WAV 25	$1,7510 \pm 0,0023$	1,005	0,50
WAV 28	$1,7430 \pm 0,0020$	1,000	0,00
WAV 30	$1,7290 \pm 0,0024$	0,992	0,80
WAV 35	$1,6880 \pm 0,0012$	0,968	3,20
Profundidade de 1,25 mm			
WAV 25	$1,5110 \pm 0,0021$	1,009	0,92
WAV 28	$1,4980 \pm 0,0010$	1,000	0,00
WAV 30	$1,4850 \pm 0,0016$	0,991	0,90
WAV 35	$1,4440 \pm 0,0023$	0,964	3,60

Tabela 40: Dependência energética da resposta da câmara de extrapolação IPEN em feixes diretos de mamografia, com filtração de molibdênio. Profundidades da câmara de 1,00 mm e 1,25 mm.

Qualidade	Fator de calibração ($10^7 \times \text{Gy/C}$)	Normalização para WMV 28	Variação (%)
Profundidade de 1,00 mm			
WMV 25	$1,7090 \pm 0,0027$	1,006	0,59
WMV 28	$1,6990 \pm 0,0063$	1,000	0,00
WMV 30	$1,7040 \pm 0,0058$	1,003	0,29
WMV 35	$1,7020 \pm 0,0051$	1,002	0,18
Profundidade de 1,25 mm			
WMV 25	$1,4960 \pm 0,0026$	1,004	0,47
WMV 28	$1,4890 \pm 0,0031$	1,000	0,00
WMV 30	$1,4840 \pm 0,0034$	0,997	0,34
WMV 35	$1,4830 \pm 0,0024$	0,996	0,40

Tabela 41: Dependência energética da resposta da câmara de extrapolação IPEN em feixes atenuados de mamografia, com filtração de alumínio. Profundidades da câmara de 1,00 mm e 1,25 mm.

Qualidade	Fator de calibração ($10^7 \times \text{Gy/C}$)	Normalização para WAH 28	Variação (%)
Profundidade de 1,00 mm			
WAH 25	$3,2470 \pm 0,0860$	0,991	0,92
WAH 28	$3,2770 \pm 0,0498$	1,000	0,00
WAH 30	$3,3420 \pm 0,0544$	1,020	1,98
WAH 35	$3,4240 \pm 0,0067$	1,045	4,49
Profundidade de 1,25 mm			
WAH 25	$2,7240 \pm 0,0022$	0,990	0,98
WAH 28	$2,7510 \pm 0,0010$	1,000	0,00
WAH 30	$2,8120 \pm 0,0010$	1,022	2,22
WAH 35	$2,8650 \pm 0,0003$	1,041	4,14

Tabela 42: Dependência energética da resposta da câmara de extrapolação IPEN em feixes atenuados de mamografia, com filtração de molibdênio. Profundidades da câmara de 1,00 mm e 1,25 mm.

Qualidade	Fator de calibração ($10^7 \times \text{Gy/C}$)	Normalização para WMH 28	Variação (%)
Profundidade de 1,00 mm			
WMH 25	$3,2500 \pm 0,0282$	0,986	1,37
WMH 28	$3,2950 \pm 0,1711$	1,000	0,00
WMH 30	$3,3010 \pm 0,0975$	1,002	0,18
WMH 35	$3,3570 \pm 0,0848$	1,019	1,88
Profundidade de 1,25 mm			
WMH 25	$2,7470 \pm 0,1975$	1,004	0,40
WMH 28	$2,7360 \pm 0,1243$	1,000	0,00
WMH 30	$2,7900 \pm 0,0797$	1,016	1,57
WMH 35	$2,8610 \pm 0,0223$	1,046	4,57

Tabela 43: Dependência energética da resposta câmara de extrapolação PTW em feixes diretos de mamografia, com filtração de alumínio. Profundidades da câmara de 1,00 mm e de 1,25 mm.

Qualidade	Fator de calibração ($10^6 \times \text{Gy/C}$)	Normalização para WAV 28	Variação (%)
Profundidade de 1,00 mm			
WAV 25	$5,6130 \pm 0,0080$	1,026	2,60
WAV 28	$5,4710 \pm 0,0043$	1,000	0,00
WAV 30	$5,4220 \pm 0,0010$	0,991	0,90
WAV 35	$5,1377 \pm 0,0035$	0,939	6,09
profundidade de 1,25 mm			
WAV 25	$4,8577 \pm 0,0010$	1,026	2,60
WAV 28	$4,7350 \pm 0,0010$	1,000	0,00
WAV 30	$4,6796 \pm 0,0003$	0,988	1,17
WAV 35	$4,4221 \pm 0,0010$	0,934	6,60

Tabela 44: Dependência energética da resposta da câmara de extrapolação PTW em feixes diretos de mamografia, com filtração de molibdênio. Profundidades da câmara de 1,00 mm e 1,25 mm.

Qualidade	Fator de calibração ($10^6 \times \text{Gy/C}$)	Normalização para WMV 28	Variação (%)
Profundidade de 1,00 mm			
WMV 25	$5,5602 \pm 0,0104$	1,012	1,22
WMV 28	$5,4933 \pm 0,0025$	1,000	0,00
WMV 30	$5,4353 \pm 0,0030$	0,989	1,06
WMV 35	$5,4007 \pm 0,0020$	0,983	1,69
Profundidade de 1,25 mm			
WMV 25	$4,7605 \pm 0,0020$	1,007	0,74
WMV 28	$4,7254 \pm 0,0010$	1,000	0,00
WMV 30	$4,7518 \pm 0,0025$	1,006	0,56
WMV 35	$4,6742 \pm 0,0010$	0,989	1,08

Tabela 45: Dependência energética da resposta da câmara de extrapolação PTW em feixes atenuados de mamografia, com filtração de alumínio. Profundidades da câmara de 1,00 mm e 1,25 mm.

Qualidade	Fator de calibração ($10^6 \times \text{Gy/C}$)	Normalização para WAH 28	Variação (%)
Profundidade de 1,00 mm			
WAH 25	$9,4190 \pm 0,0345$	0,949	5,09
WAH 28	$9,9240 \pm 0,0230$	1,000	0,00
WAH 30	$9,2000 \pm 0,0110$	0,927	7,30
WAH 35	$9,0040 \pm 0,0330$	0,907	9,28
Profundidade de 1,25 mm			
WAH 25	$8,0860 \pm 0,0434$	1,012	1,15
WAH 28	$7,9940 \pm 0,0230$	1,000	0,00
WAH 30	$7,8790 \pm 0,0320$	0,986	1,44
WAH 35	$7,7070 \pm 0,0130$	0,964	3,59

Tabela 46: Dependência energética da resposta da câmara de extrapolação PTW em feixes atenuados de mamografia, com filtração de molibdênio. Profundidades da câmara de 1,00 mm e 1,25 mm.

Qualidade	Fator de calibração ($10^6 \times \text{Gy/C}$)	Normalização para WMH 28	Variação (%)
Profundidade de 1,00 mm			
WMH 25	$10,5100 \pm 0,0077$	1,056	5,62
WMH 28	$9,9510 \pm 0,0148$	1,000	0,00
WMH 30	$9,7630 \pm 0,0055$	0,981	1,89
WMH 35	$9,2830 \pm 0,0053$	0,933	6,71
Profundidade de 1,25 mm			
WMH 25	$8,1750 \pm 0,0124$	0,884	11,58
WMH 28	$9,2460 \pm 0,0111$	1,000	0,00
WMH 30	$8,4520 \pm 0,0022$	0,914	8,59
WMH 35	$8,1050 \pm 0,0123$	0,877	12,34

Pode-se observar que a máxima dependência energética no caso da câmara de extrapolação IPEN para a qualidade WMH 35 (feixes diretos) foi de 4,57 % (Tabela 42), para a profundidade da câmara de 1,25 mm. No caso da câmara PTW, a máxima dependência energética ocorreu para a qualidade de WMH 35

(Tabela 46), feixes atenuados, que foi de 12,34 %, para a profundidade da câmara de 1,25 mm.

Pode-se ainda notar que a variação dos fatores de calibração é maior para feixes atenuados do que para feixes diretos. A filtração adicional utilizada nas qualidades da radiação de feixes atenuados tem grande influência no espectro da radiação, ocasionando um valor mais alto na dependência energética quando comparado com as qualidades da radiação de feixes diretos.

A dependência energética analisada pelo fator de calibração demonstra, para feixes diretos, que as duas câmaras se encontram em conformidade com a norma para as qualidades de radiodiagnóstico pela norma IEC 61674 (IEC,1997a). Para feixes atenuados, no caso da câmara IPEN, a dependência energética obtida apresenta-se dentro do recomendado (variação de 5,0 %), enquanto que para a câmara PTW os valores obtidos estão acima do recomendado na norma IEC 61674 (IEC,1997a).

Nas Tabelas 47 e 48 são apresentados os resultados da dependência energética da resposta das duas câmaras para as qualidades de radiodiagnóstico convencional, feixes diretos, para as profundidades da câmara de 1,00 mm e 1,25 mm.

Tabela 47: Dependência energética da resposta da câmara de extrapolação IPEN em feixes diretos de radiodiagnóstico convencional. Profundidades da câmara de 1,00 mm e 1,25 mm.

Qualidade	Fator de calibração ($10^7 \times \text{Gy/C}$)	Normalização para RQR 5	Variação (%)
Profundidade de 1,00 mm			
RQR 2	$1,7900 \pm 0,6521$	0,951	4,94
RQR 3	$1,7790 \pm 0,4521$	0,945	5,52
RQR 4	$1,8300 \pm 0,3360$	0,972	2,79
RQR 5	$1,8830 \pm 0,1965$	1,000	0,00
RQR 6	$1,9820 \pm 0,6729$	1,053	5,26
RQR 7	$2,0080 \pm 0,5020$	1,066	6,63
RQR 8	$2,0490 \pm 0,1846$	1,088	8,82
RQR 9	$2,1630 \pm 0,0858$	1,149	14,9
RQR 10	$2,3280 \pm 0,0889$	1,236	23,6
Profundidade de 1,25 mm			
RQR 2	$1,5020 \pm 0,1916$	0,956	4,43
RQR 3	$1,4840 \pm 0,1614$	0,945	5,54
RQR 4	$1,5270 \pm 0,8643$	0,972	2,80
RQR 5	$1,5710 \pm 0,1541$	1,000	0,00
RQR 6	$1,6380 \pm 0,0780$	1,043	4,26
RQR 7	$1,6630 \pm 0,0530$	1,059	5,86
RQR 8	$1,6870 \pm 0,0790$	1,074	7,38
RQR 9	$1,8040 \pm 0,0430$	1,149	14,9
RQR 10	$1,9030 \pm 0,0413$	1,211	21,1

Tabela 48: Dependência energética da resposta da câmara de extrapolação PTW em feixes diretos de radiodiagnóstico convencional. Profundidades da câmara de 1,00 mm e 1,25 mm.

Qualidade	Fator de calibração ($10^6 \times \text{Gy/C}$)	Normalização para RQR 5	Variação (%)
Profundidade de 1,00 mm			
RQR 2	$6,4490 \pm 0,0146$	1,003	0,30
RQR 3	$6,4550 \pm 0,0386$	1,004	0,39
RQR 4	$6,4010 \pm 0,0465$	0,995	0,45
RQR 5	$6,4300 \pm 0,0255$	1,000	0,00
RQR 6	$6,4870 \pm 0,0237$	1,009	0,89
RQR 7	$6,5470 \pm 0,0141$	1,018	1,82
RQR 8	$6,6620 \pm 0,0246$	1,036	3,61
RQR 9	$6,9170 \pm 0,0446$	1,076	7,57
RQR 10	$7,2160 \pm 0,0576$	1,122	12,2
Profundidade de 1,25 mm			
RQR 2	$5,6070 \pm 0,0268$	1,006	0,57
RQR 3	$5,6220 \pm 0,0168$	1,009	0,86
RQR 4	$5,5660 \pm 0,0236$	0,999	0,14
RQR 5	$5,5740 \pm 0,0241$	1,000	0,00
RQR 6	$5,6380 \pm 0,0120$	1,012	1,15
RQR 7	$5,6650 \pm 0,0250$	1,016	1,63
RQR 8	$5,7880 \pm 0,0350$	1,038	3,84
RQR 9	$6,0040 \pm 0,0437$	1,077	7,71
RQR 10	$6,2550 \pm 0,0565$	1,122	12,2

Pode-se observar que para a câmara de extrapolação PTW as qualidades de RQR 2 a RQR 8 encontram-se, para as profundidades de 1,00 mm e 1,25 mm, dentro da recomendação da norma IEC 61674 (IEC, 1997a), que é 5,0 % de variação. A dependência energética para a câmara IPEN apresentou resultados acima dos recomendados pela norma IEC 61674 (IEC, 1997a) mesmo para as qualidades de radiação com valores baixos de tensão do tubo.

Nas Tabelas 49 e 50 são apresentados os fatores de calibração para as duas câmaras nas qualidades de radioterapia. Neste caso a dependência energética foi expressa (normalizada) em relação à qualidade de radiação T-30.

Tabela 49: Dependência energética da resposta da câmara de extrapolação IPEN nas qualidades de radioterapia. Profundidades da câmara de 1,00 mm e 1,25 mm.

Qualidade	Fator de calibração (10^{10} Gy/C)	Normalização para T-30	Variação (%)
Profundidade de 1,00 mm			
T-10	$2,8380 \pm 0,0620$	1,693	69,4
T-25	$1,4677 \pm 0,0425$	0,876	12,4
T-30	$1,6759 \pm 0,0310$	1,000	0,0
T-50(a)	$1,4722 \pm 0,0120$	0,878	12,1
T-50(b)	$1,3410 \pm 0,0327$	0,802	20,0
Profundidade de 1,25 mm			
T-10	$3,0890 \pm 0,0953$	1,614	61,4
T-25	$1,7010 \pm 0,1195$	0,889	11,2
T-30	$1,9140 \pm 0,0242$	1,000	0,0
T-50(a)	$1,6361 \pm 0,0915$	0,855	14,5
T-50(b)	$1,5210 \pm 0,0233$	0,795	20,5

Tabela 50: Dependência energética da resposta da câmara de extrapolação PTW nas qualidades de radioterapia. Profundidades da câmara de 1,00 mm e 1,25 mm.

Qualidade	Fator de Calibração (10^{10} Gy/C)	Normalização para T-30	Variação (%)
Profundidade de 1,00 mm			
T-10	$1,4540 \pm 0,0370$	1,461	46,1
T-25	$0,9070 \pm 0,0300$	0,911	8,90
T-30	$0,9955 \pm 0,0800$	1,000	0,00
T-50(a)	$0,6675 \pm 0,0400$	0,671	32,9
T-50(b)	$0,7220 \pm 0,0210$	0,725	27,5
Profundidade de 1,25 mm			
T-10	$1,2630 \pm 0,0586$	1,456	45,6
T-25	$0,7880 \pm 0,0230$	0,909	9,10
T-30	$0,8672 \pm 0,0260$	1,000	0,00
T-50(a)	$0,5701 \pm 0,0300$	0,657	34,3
T-50(b)	$0,6180 \pm 0,0160$	0,713	28,7

Segundo a norma aplicada à radioterapia, IEC 60731 (IEC,1997b) o valor máximo recomendado para a dependência da resposta em função da qualidade da radiação é $\pm 2,0 \%$ para CSR entre 0,05 e 2,00 mmAl, utilizando a camada

semirredutora de 0,36 mmAl como referência, qualidade T-30, pois esta é a qualidade de referência. Os resultados obtidos de alta dependência energética fornecem uma indicação de que as câmaras de extrapolação não são adequadas para a dosimetria de feixes de radioterapia.

As câmaras de extrapolação IPEN e PTW serão utilizadas como instrumentos de referência para calibração de padrões de trabalhos. Para isto, como apresentado no final do tópico de curva de extrapolação, pode-se determinar um fator de calibração para cada qualidade da radiação. Esses fatores serão aplicados às leituras dos instrumentos de trabalho. Os fatores de calibração são determinados pela razão entre a taxa de kerma no ar e o coeficiente angular da curva de extrapolação. Nas Tabelas 51 a 60 são apresentados os valores dos coeficientes angulares e das taxas de kerma no ar, para a obtenção dos fatores de calibração. Os resultados são apresentados por conjunto de qualidades de radiação.

Nas Tabelas 51 a 54 são apresentados os fatores de calibração para as qualidades de mamografia, tanto para filtração de alumínio quanto para molibdênio, em feixes diretos e atenuados, para as duas câmaras de extrapolação.

Nas Tabelas 55 a 58 são apresentados os fatores de calibração para as qualidades de radiodiagnóstico convencional, feixes diretos e atenuados, para as câmaras IPEN e PTW.

Nas Tabelas 59 e 60 são apresentados os fatores de calibração para as qualidades de radioterapia, para as duas câmaras de extrapolação.

Tabela 51: Fatores de calibração da câmara IPEN nas qualidades de mamografia, filtração de alumínio, normalizados para as qualidades de WAV 28, feixes diretos, e WAH 28, feixes atenuados.

Qualidade da radiação	Coefficiente angular ($\times 10^{-2}$ pA/mm)	Taxa de kerma no ar (mGy/s)	Fator de Calibração (mGy/s . mm/pA)	Normalização	Variação (%)
Feixes diretos					
WAV 25	1,304	0,3780	28,988 $\pm$ 1,690	1,071	7,10
WAV 28	1,867	0,5053	27,065 $\pm$ 1,635	1,000	0,00
WAV 30	1,963	0,5842	29,761 $\pm$ 1,4145	1,100	9,96
WAV 35	2,510	0,7333	29,215 $\pm$ 1,138	1,079	7,95
Feixes atenuados					
WAH 25	0,1350	0,0279	20,667 $\pm$ 1,015	0,861	13,79
WAH 28	0,2090	0,0501	23,971 $\pm$ 1,021	1,000	0,00
WAH 30	0,3110	0,0683	21,961 $\pm$ 0,993	0,916	8,38
WAH 35	0,5820	0,1197	20,567 $\pm$ 0,407	0,858	14,2

Tabela 52: Fatores de calibração da câmara IPEN nas qualidades de mamografia, filtração de molibdênio, normalizados para as qualidades de WMV 28, feixes diretos, e WMH 28, feixes atenuados.

Qualidade da radiação	Coefficiente angular ($\times 10^{-2}$ pA/mm)	Taxa de kerma no ar (mGy/s)	Fator de calibração (mGy/s . mm/pA)	Normalização	Variação (%)
Feixes diretos					
WMV 25	0,7710	0,1602	20,778 $\pm$ 1,215	1,017	1,65
WMV 28	0,9770	0,1997	20,440 $\pm$ 1,027	1,000	0,00
WMV 30	1,085	0,2259	20,820 $\pm$ 1,361	1,019	1,86
WMV 35	1,428	0,2936	20,560 $\pm$ 1,224	1,006	0,59
Feixes atenuados					
WMH 25	0,0360	0,0079	21,944 $\pm$ 1,042	1,123	12,79
WMH 28	0,0568	0,0111	19,542 $\pm$ 0,991	1,000	0,00
WMH 30	0,0763	0,0141	18,480 $\pm$ 0,395	0,946	5,44
WMH 35	0,130	0,0245	18,846 $\pm$ 0,726	0,964	3,56

Tabela 53: Fatores de calibração da câmara PTW nas qualidades de mamografia, filtração de alumínio, normalizados para as qualidades de WAV 28, feixes diretos, e WAH 28, feixes atenuados.

Qualidade da radiação	Coefficiente angular ($\times 10^{-2}$ pA/mm)	Taxa de kerma no ar (mGy/s)	Fator de calibração (mGy/s . mm/pA)	Normalização	Variação (%)
Feixes diretos					
WAV 25	3,063	0,3780	12,341 $\pm$ 0,326	1,021	2,09
WAV 28	4,180	0,5053	12,090 $\pm$ 0,300	1,000	0,00
WAV 30	4,933	0,5844	11,847 $\pm$ 0,250	0,980	2,00
WAV 35	6,413	0,7333	11,435 $\pm$ 0,230	0,946	5,42
Feixes atenuados					
WAH 25	0,2740	0,0279	10,182 $\pm$ 0,247	1,016	1,62
WAH 28	0,5000	0,0501	10,020 $\pm$ 0,216	1,000	0,00
WAH 30	0,6860	0,0683	9,956 $\pm$ 0,199	0,994	0,64
WAH 35	0,1180	0,1197	10,144 $\pm$ 0,214	1,012	1,24

Tabela 54: Fatores de calibração da câmara PTW nas qualidades de mamografia, filtração de molibdênio, normalizados para as qualidades de WMV 28, feixes diretos, e WMH 28, feixes atenuados.

Qualidade da radiação	Coefficiente angular ($\times 10^{-2}$ pA/mm)	Taxa de kerma no ar (mGy/s)	Fator de calibração (mGy/s . mm/pA)	Normalização	Variação (%)
Feixes diretos					
WMV 25	1,270	0,1602	12,614 $\pm$ 0,310	1,004	0,43
WMV 28	1,590	0,1997	12,560 $\pm$ 0,298	1,000	0,00
WMV 30	1,810	0,2259	12,481 $\pm$ 0,300	0,994	0,63
WMV 35	2,420	0,2936	12,132 $\pm$ 0,288	0,994	3,40
Feixes atenuados					
WMH 25	0,0757	0,0079	10,436 $\pm$ 0,618	0,978	2,22
WMH 28	0,1040	0,0111	10,673 $\pm$ 0,261	1,000	0,00
WMH 30	0,1300	0,0141	10,846 $\pm$ 0,375	1,016	1,62
WMH 35	0,2410	0,0245	10,166 $\pm$ 0,288	0,952	4,75

Tabela 55: Fatores de calibração da câmara IPEN nas qualidades de radiodiagnóstico convencional, feixes diretos, normalizados para a qualidade de RQR 5.

Qualidade da radiação	Coeficiente angular ($\times 10^{-2}$ pA/mm)	Taxa de kerma no ar (mGy/s)	Fator de calibração (mGy/s. mm/pA)	Normalização	Variação (%)
RQR2	1,060	0,217	$20,472 \pm 0,260$	0,945	5,47
RQR3	1,842	0,366	$19,870 \pm 0,616$	0,918	8,22
RQR4	2,396	0,478	$19,950 \pm 0,589$	0,921	7,92
RQR5	2,917	0,631	$21,632 \pm 0,378$	1,000	0,00
RQR6	2,771	0,769	$27,752 \pm 0,306$	0,997	0,25
RQR7	3,364	0,966	$28,716 \pm 0,379$	1,056	5,63
RQR8	4,998	1,124	$22,489 \pm 0,366$	1,039	3,91
RQR9	6,467	1,498	$23,164 \pm 0,385$	1,063	6,33
RQR10	8,128	1,961	$24,126 \pm 0,350$	1,115	11,5

Tabela 56: Fatores de calibração da câmara IPEN nas qualidades de radiodiagnóstico convencional, feixes atenuados, normalizados para a qualidade de RQA 5.

Qualidade da radiação	Coeficiente angular ($\times 10^{-3}$ pA/mm)	Taxa de kerma no ar (mGy/s)	Fator de calibração (mGy/s . mm/pA)	Normalização	Variação (%)
RQA 2	2,020	0,0434	$21,485 \pm 0,614$	1,015	1,52
RQA 3	1,270	0,0274	$21,575 \pm 0,555$	1,019	1,95
RQA 4	1,170	0,0235	$20,085 \pm 0,514$	0,949	5,09
RQA 5	1,290	0,0273	$21,163 \pm 0,350$	1,000	0,00
RQA 6	1,220	0,0289	$23,689 \pm 0,389$	1,119	11,9
RQA 7	1,240	0,0354	$28,548 \pm 0,875$	1,349	34,9
RQA 8	1,700	0,0443	$26,059 \pm 0,660$	1,231	23,1
RQA 9	2,150	0,0597	$27,767 \pm 0,595$	1,312	31,2
RQA 10	3,250	0,0965	$29,692 \pm 0,885$	1,403	40,3

Tabela 57: Fatores de calibração da câmara PTW nas qualidades de radiodiagnóstico convencional, feixes diretos, normalizado para a qualidade de RQR 5.

Qualidade da radiação	Coefficiente angular ($\times 10^{-2}$ pA/mm)	Taxa de kerma no ar (mGy/s)	Fator de calibração (mGy/s . mm/pA)	Normalização	Variação (%)
RQR2	2,312	0,216	$9,343 \pm 0,121$	0,964	3,24
RQR3	3,820	0,366	$9,581 \pm 0,155$	0,988	1,30
RQR4	5,000	0,478	$9,560 \pm 0,114$	0,986	1,44
RQR5	6,510	0,631	$9,693 \pm 0,050$	1,000	0,00
RQR6	8,108	0,769	$9,484 \pm 0,189$	0,979	2,12
RQR7	9,733	0,966	$9,925 \pm 0,060$	1,024	2,36
RQR8	11,950	1,124	$9,406 \pm 0,121$	0,970	2,94
RQR9	15,150	1,498	$9,888 \pm 0,095$	1,020	1,30
RQR10	19,290	1,961	$10,166 \pm 0,085$	1,049	4,86

Tabela 58: Fatores de calibração da câmara PTW nas qualidades de radiodiagnóstico convencional, feixes atenuados, normalizados para a qualidade de RQA 5.

Qualidade da radiação	Coefficiente angular ($\times 10^{-3}$ pA/mm)	Taxa de kerma no ar (mGy/s)	Fator de calibração (mGy/s . mm/pA)	Normalização	Variação (%)
RQA 2	3,480	0,0434	$12,474 \pm 0,325$	1,010	0,90
RQA 3	2,480	0,0274	$11,048 \pm 0,553$	0,894	10,70
RQA 4	2,060	0,0235	$11,408 \pm 0,518$	0,923	7,80
RQA 5	2,210	0,0273	$12,535 \pm 0,650$	1,000	0,00
RQA 6	2,370	0,0289	$12,194 \pm 0,388$	0,987	1,43
RQA 7	3,140	0,0354	$11,274 \pm 0,564$	0,913	8,82
RQA 8	3,160	0,0443	$14,019 \pm 0,726$	1,135	13,4
RQA 9	4,060	0,0597	$14,704 \pm 0,745$	1,190	19,0
RQA 10	6,310	0,0965	$15,293 \pm 0,863$	1,238	23,7

Tabela 59: Fatores de calibração da câmara IPEN na qualidade de radioterapia, normalizados para a qualidade de T-30.

Qualidade da radiação	Coeficiente angular (pA/mm)	Taxa kerma no ar (mGy/s)	Fator de calibração (mGy/s . mm/pA)	Normalização	Variação (%)
T-10	0,0831	3,319	39,940 ± 0,557	1,356	35,62
T-25	0,1045	2,787	26,670 ± 1,088	0,906	9,44
T-30	0,3168	9,330	29,451 ± 0,986	1,000	0,00
T-50(a)	0,0389	0,848	21,779 ± 0,526	0,740	26,0
T-50(b)	0,1723	3,922	22,763 ± 0,551	0,773	22,71

Tabela 60: Fatores de calibração da câmara PTW na qualidade de radioterapia, normalizados para a qualidade de T-30.

Qualidade da radiação	Coeficiente angular (pA/mm)	Taxa de kerma no ar (mGy/s)	Fator de calibração (mGy/s . mm/pA)	Normalização	Variação (%)
T-10	0,1418	3,319	23,406 ± 0,844	1,448	44,78
T-25	0,2002	2,787	13,921 ± 0,414	0,861	13,89
T-30	0,5771	9,330	16,167 ± 0,179	1,000	0,00
T-50(a)	0,0857	0,848	9,895 ± 0,146	0,612	38,8
T-50(b)	0,3663	3,922	10,707 ± 0,230	0,662	33,8

Pode-se observar que para as qualidades de radiodiagnóstico convencional, feixes diretos, a variação do valor do fator de calibração foi menor para a câmara PTW em comparação à câmara IPEN; este comportamento foi semelhante para feixes atenuados. A recomendação da norma IEC 61674 (IEC,1997a) sobre a variação da resposta da câmara em função da energia é de 5,0 % para as qualidades de radiodiagnóstico. Das Tabelas 53 a 56 pode-se concluir que a câmara PTW, para as radiações de feixes diretos, é mais adequada para esta faixa de energia, mas para feixes atenuados a resposta da câmara apresentou-se com valor maior do que a norma recomenda.

Nas qualidades de mamografia a câmara PTW apresentou novamente a menor variação dos valores dos fatores de calibração. Para todas as qualidades de radiações, para feixes diretos e atenuados, e para as filtrações de alumínio e molibdênio, a dependência energética máxima foi de 5,0 %. A dependência energética apresentada para a resposta da câmara IPEN foi acima do valor

recomendado para feixes diretos com filtração de alumínio e dentro das recomendações da norma IEC 61674 (IEC,1997a) para filtração de molibdênio. A dependência energética da câmara IPEN para feixes atenuados apresentou-se superior aos valores da norma IEC 61674 (IEC,1997a).

Para as qualidades de radioterapia, as duas câmaras de extrapolação apresentaram variações de dependência energética superiores aos valores recomendados pela norma IEC 60731 (IEC,1997b).

A dependência energética baixa de câmaras de ionização é importante principalmente em campos de radiação não padronizados, isto é, em feixes de radiação de campo (por exemplo clínicas, hospitais, etc).

Utilizando-se o fator de calibração das câmaras para cada qualidade de radiação, pode-se calibrar outras câmaras de ionização, que são utilizadas como instrumentos de trabalho.

4.2.9 VARIAÇÃO DA RESPOSTA COM A DISTÂNCIA FONTE-DETECTOR

O objetivo deste estudo foi investigar a resposta das câmaras de extrapolação com a distância fonte-detector, isto é, entre o alvo do tubo de raios X, neste caso, e a câmara de ionização. A importância deste estudo é verificar o intervalo de validade da lei do inverso do quadrado da distância como também para se caracterizar o campo de radiação.

As câmaras foram posicionadas entre 50,0 cm e 150,0 cm do tubo de raios X e as duas foram irradiadas nas qualidades de mamografia, radiodiagnóstico convencional e radioterapia. A resposta das câmaras também foi estudada variando-se a profundidade das câmaras. Para a câmara PTW, a profundidade variou entre 0,60 a 1,25 mm e para a câmara IPEN a profundidade variou entre 0,50 e 1,00 mm. Neste caso, para cada profundidade das câmaras, a distância em relação ao tubo foi modificada. A corrente do tubo utilizada foi fixada em 10 mA. Nas Figuras de 40 a 47 são apresentados as respostas das câmaras IPEN e PTW em função da distância ao foco do sistema de raios X. Os desvios padrões estão inseridos nos gráficos, mas não são visíveis. O desvio padrão relativo máximo obtido para os resultados foi de 0,74 %.

Foi verificado, para as câmaras posicionadas entre 50,0 e 150,0 cm do tubo de raios X, que a resposta das câmaras segue a lei do inverso do quadrado da distância. Este comportamento manteve-se para as profundidades de câmara utilizadas nas medições das curvas de extrapolação.

Nas Figuras 40 a 43 é mostrada a resposta da câmara IPEN nas qualidades de mamografia (filtração de alumínio e molibdênio), radiodiagnóstico convencional e radioterapia. Os resultados foram obtidos somente para as qualidades de referência de cada conjunto de qualidades de radiação.

Figura 40: Resposta da câmara de extrapolação IPEN em relação à distância entre a câmara e o sistema de raios X, para a qualidade WAV 28.

Figura 41: Resposta da câmara de extrapolação IPEN em relação à distância entre a câmara e do sistema de raios X, para a qualidade WMV 28.

Figura 42: Resposta da câmara de extrapolação IPEN em relação à distância entre a câmara e o sistema de raios X, para a qualidade RQR 5.

Figura 43: Resposta da câmara de extrapolação IPEN em relação à distância entre a câmara e o sistema de raios X, para a qualidade de radioterapia T-25.

Nas Figuras 44 a 47 são mostradas as respostas da câmara PTW nas qualidades de mamografia (filtração de alumínio e molibdênio), radiodiagnóstico convencional e radioterapia. Os resultados foram obtidos somente para as qualidades de referência de cada conjunto de qualidades de radiação.

Figura 44: Resposta da câmara de extrapolação PTW relação à distância entre a câmara e o sistema de raios X, para a qualidade de mamografia WAV 28.

Figura 45: Resposta da câmara de extrapolação PTW em relação à distância entre a câmara e o sistema de raios X, para a qualidade de mamografia WMV 28.

Figura 46: Resposta da câmara de extrapolação PTW em relação à distância entre a câmara e o sistema de raios X, para a qualidade de radiodiagnóstico RQR5.

Figura 47: Resposta da câmara de extrapolação PTW em relação à distância entre a câmara e o sistema de raios X, para a qualidade de radioterapia T-25.

Pode-se observar que a resposta das duas câmaras nos gráficos di-log é linear. O coeficiente de inclinação de todos os gráficos é -2,0, isto é, a resposta das câmaras de extrapolação segue a lei do inverso do quadrado da distância fonte-detector.

4.2.10 DEPENDÊNCIA ANGULAR

No posicionamento de uma câmara de extrapolação durante os procedimentos de irradiação podem ocorrer pequenas variações em relação ao ângulo de incidência de radiação. Diante deste fato, a norma da IEC 60731 (IEC, 1997b) possui um limite de variação máximo referente à precisão do alinhamento da câmara em relação ao feixe.

Para estudar a dependência angular das câmaras de extrapolação IPEN e PTW, foram utilizadas as qualidades de radiação de mamografia WAV 28 e WMV 28, as qualidades de radiodiagnóstico convencional RQR 5 e RQA 5 e a qualidade de radioterapia T-25. O ponto de referência foi o centro do volume sensível de cada câmara e as medições foram obtidas, variando-se o ângulo de incidência da radiação de 15° em 15°, entre 0° e 90°, tanto para ângulos positivos quanto para ângulos negativos. A distância de posicionamento fonte-câmara foi a de referência para cada qualidade de radiação. A corrente do tubo utilizada foi de 10 mA. As incertezas estão inseridas nos pontos experimentais destes gráficos e o desvio padrão máximo obtido foi de 0,55 %. Nas Figuras 48 a 50 são mostrados os estudos de dependência angular da resposta da câmara IPEN, com a inclinação em relação ao feixe central, nas qualidades de radiodiagnóstico (feixes diretos e atenuados), mamografia (com filtração de alumínio e molibdênio), e radioterapia T-25. Na Tabela 61 são apresentados os valores obtidos de dependência angular.

Figura 48: Resposta relativa da câmara de extrapolação IPEN em função do ângulo de incidência da radiação X, nível radiodiagnóstico convencional (a) feixes diretos, RQR5 e (b) feixes atenuados, RQA 5.

Figura 49: Resposta relativa da câmara de extrapolação IPEN em função do ângulo de incidência da radiação X, nível mamografia (a) feixes diretos, WAV 28 e (b) feixes atenuados, WMV 28.

Figura 50: Resposta relativa da câmara de extrapolação IPEN em função do ângulo de incidência da radiação X, nível radioterapia T-25.

Tabela 61: Resposta relativa da câmara IPEN em função do ângulo de incidência da radiação X, normalizada para incidência frontal (0°), para diversas qualidades de radiação.

Ângulo de inclinação ($^\circ$)	Qualidade da radiação X				
	RQR 5	RQA 5	WAV 28	WMV 28	T - 25
90	0,4095 $\pm$ 0,0001	0,4870 $\pm$ 0,0003	0,2187 $\pm$ 0,0002	0,1500 $\pm$ 0,0005	0,1708 $\pm$ 0,0002
60	0,9307 $\pm$ 0,0001	0,9222 $\pm$ 0,0002	0,9171 $\pm$ 0,0003	0,9383 $\pm$ 0,0003	0,9669 $\pm$ 0,0001
45	0,9617 $\pm$ 0,0001	0,9623 $\pm$ 0,0001	0,9699 $\pm$ 0,0001	0,9627 $\pm$ 0,0003	0,9730 $\pm$ 0,0002
15	0,9978 $\pm$ 0,0001	0,9924 $\pm$ 0,0001	0,9970 $\pm$ 0,0001	0,9967 $\pm$ 0,0001	0,9980 $\pm$ 0,0001
0	1	1	1	1	1
-15	0,9964 $\pm$ 0,0002	0,9951 $\pm$ 0,0004	0,9867 $\pm$ 0,0001	0,9864 $\pm$ 0,0003	0,9939 $\pm$ 0,0001
-45	0,9576 $\pm$ 0,0003	0,9496 $\pm$ 0,0005	0,9539 $\pm$ 0,0002	0,9615 $\pm$ 0,0002	0,9613 $\pm$ 0,0002
-60	0,9346 $\pm$ 0,0004	0,8597 $\pm$ 0,0004	0,9356 $\pm$ 0,0003	0,9465 $\pm$ 0,0004	0,9520 $\pm$ 0,0003
-90	0,5098 $\pm$ 0,0002	0,6564 $\pm$ 0,0001	0,2130 $\pm$ 0,0003	0,1948 $\pm$ 0,0002	0,1603 $\pm$ 0,0002

Nas Figuras 51 a 53 são mostrados os gráficos da dependência angular para a câmara PTW nas qualidades de radiodiagnóstico (feixes diretos e atenuados), mamografia (com filtração de alumínio e molibdênio) e radioterapia T-25. Na Tabela 62 são apresentados os valores obtidos de dependência angular.

Figura 51: Resposta relativa da câmara de extrapolação PTW em função do ângulo de incidência da radiação X, nível radiodiagnóstico convencional (a) feixes diretos, RQR5 e (b) feixes atenuados, RQA 5.

Figura 52: Resposta relativa da câmara de extrapolação PTW em função do ângulo de incidência da radiação X, nível mamografia (a) feixes diretos, WAV 28 e (b) feixes atenuados, WMV 28.

Figura 53: Resposta relativa da câmara de extrapolação PTW em função do ângulo de incidência da radiação X, nível radioterapia T-25.

Tabela 62: Resposta relativa da câmara PTW em função do ângulo de incidência da radiação X, normalizada para incidência frontal (0^0), para diversas qualidades de radiação.

Ângulo de Inclinação (°)	Qualidade da radiação X				
	RQR 5	RQA 5	WAV 28	WMV 28	T - 25
90	0,0108 ± 0,0002	0,0447 ± 0,0005	0,0024 ± 0,0002	0,0028 ± 0,0002	0,0011 ± 0,0004
60	1,0791 ± 0,0001	1,1427 ± 0,0003	1,0571 ± 0,0002	1,0600 ± 0,0003	1,0328 ± 0,0009
45	1,0477 ± 0,0002	1,0846 ± 0,0002	1,0339 ± 0,0004	1,0278 ± 0,0004	1,0290 ± 0,0004
15	1,0178 ± 0,0003	1,0315 ± 0,0003	1,0202 ± 0,0003	1,0209 ± 0,0003	0,9917 ± 0,0001
0	1	1	1	1	1
-15	1,0180 ± 0,0003	1,0419 ± 0,0003	1,0221 ± 0,0002	1,0224 ± 0,0003	1,0239 ± 0,0005
-45	1,0496 ± 0,0002	1,0859 ± 0,0002	1,0327 ± 0,0004	1,0267 ± 0,0003	1,0302 ± 0,0002
-60	1,0780 ± 0,0002	1,1424 ± 0,0002	1,0665 ± 0,0003	1,0698 ± 0,0003	1,0323 ± 0,0003
-90	0,0070 ± 0,0002	0,0251 ± 0,0001	0,0025 ± 0,0005	0,0029 ± 0,0001	0,0005 ± 0,0005

Para todas as qualidades de radiação, as respostas das câmaras foram normalizadas para o ângulo de 0^0 . Pode-se observar que para as duas câmaras de extrapolação os limites de variação da resposta das câmaras estão dentro das recomendações, da norma IEC 60731 (IEC,1997b) para a qualidade de radioterapia, isto é, abaixo de 1,0% e da norma IEC 61674 (IEC,1997a) para as qualidades de radiodiagnóstico convencional, isto é, abaixo de 3,0 %.

4.3 FATORES DE TRANSMISSÃO

O conhecimento dos fatores de transmissão no tecido permite correções importantes na determinação da dose absorvida no tecido. Os fatores de transmissão são determinados irradiando-se a câmara de extrapolação coberta sucessivamente com folhas finas de Hostaphan, material que apresenta densidade superficial de 10,8 mg/cm², e de placas de acrílico com densidade superficial de 10,4 mg/cm².

Neste estudo a profundidade das câmaras de extrapolação, a corrente do tubo e a tensão aplicada foram mantidas constantes em 1,00 mm, 10 mA e 100 V, respectivamente. Para a distância das câmaras ao tubo de raios X, foi seguida a mesma distância que cada qualidade de radiação exige: 50,0 cm para as qualidades de radioterapia e 100,0 cm para as qualidades de mamografia e radiodiagnóstico convencional.

As folhas de Hostaphan possuem espessuras conhecidas e foram posicionadas à frente da câmara de extrapolação. A corrente de ionização foi obtida da média da carga coletada, durante 15 segundos, de 10 medições consecutivas para cada folha de Hostaphan adicionada. A variação da espessura de todas as folhas de Hostaphan colocadas à frente das câmaras foi de 0,05 a 5,60 mm. Obtém-se, neste caso, um gráfico da corrente de ionização em função da densidade superficial do material, e extrapolando-se a curva para densidade superficial nula, obtém-se o valor para a corrente de ionização superficial (espessura nula): I_0 .

Para a determinação dos fatores de transmissão utiliza-se o seguinte procedimento:

- Os valores de transmissão T^* são determinados pela relação:

$$T^* = \frac{I_{a1}}{I_0}$$

onde I_{a1} é a corrente de ionização obtida para uma espessura **a1** do absorvedor e I_0 é a corrente de ionização para a espessura nula.

➤ O fator de correção devido à espessura dos absorvedores, folhas de Hostaphan é determinado por:

$$K_a = \frac{(a - a_1)}{a^2}$$

onde **a** é a distância fonte-câmara.

A determinação dos fatores de transmissão é realizada pela expressão:

$$T = T^* \cdot K_a$$

A determinação dos fatores de transmissão é importante para a determinação das taxas de dose em profundidades do tecido de interesse clínico.

Nas Figuras 54 a 61 são apresentados os gráficos da corrente de ionização em função da densidade superficial do material para as duas câmaras, para as qualidades de mamografia (feixes diretos), radiodiagnóstico convencional (feixes diretos) e radioterapia. As incertezas estão inseridas nos gráficos e a maior incerteza determinada para todas as qualidades de radiação foi 0,86 %; as incertezas não são visíveis nas figuras.

Figura 54: Corrente de ionização em função da densidade superficial do material para as qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração de alumínio, para a câmara IPEN.

Figura 55: Corrente de ionização em função da densidade superficial do material para as qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração de molibdênio, para a câmara IPEN.

Figura 56: Corrente de ionização em função da densidade superficial do material para as qualidades de mamografia, feixes diretos, com filtração de alumínio, para a câmara PTW.

Figura 57: Corrente de ionização em função da densidade superficial do material para a qualidades de mamografia, com filtração de molibdênio, feixes diretos, para a câmara PTW.

Nas Figuras 58 e 59 são mostrados os resultados da corrente de ionização em função da densidade superficial do material para as qualidades de radiodiagnóstico convencional, para as câmaras IPEN e PTW respectivamente.

Figura 58: Corrente de ionização em função da densidade superficial do material para as qualidades de radiodiagnóstico convencional, feixes diretos, para a câmara IPEN.

Figura 59: Corrente de ionização em função da densidade superficial do material para as qualidades de radiodiagnóstico convencional, feixes diretos, para a câmara PTW.

Nas Figuras 60 e 61 são mostrados os gráficos da corrente de ionização em função da densidade superficial do material para as qualidades de radioterapia, para as câmaras IPEN e PTW respectivamente.

Figura 60: Corrente de ionização em função da densidade superficial do material para as qualidades de radioterapia, para a câmara IPEN.

Figura 61: Corrente de ionização em função da densidade superficial do material para as qualidades de radioterapia, para a câmara PTW.

A partir dos gráficos da corrente de ionização em função da densidade superficial do material são obtidos os fatores de transmissão. Para todas as curvas observa-se o comportamento esperado: com o aumento da densidade superficial do material, o valor da corrente de ionização diminui, com exceção do início das

curvas da Figura 58 onde parece ocorrer o fenômeno de equilíbrio eletrônico no caso de energias mais altas. Nas Tabelas 63 a 70 são apresentados os fatores de transmissão para ambas as câmaras, para os três conjuntos de qualidades de radiação estudados. A incerteza máxima obtida para todos os resultados apresentados foi de 0,65 %.

Tabela 63: Fatores de transmissão para qualidades de mamografia, feixes diretos, filtração de alumínio, utilizando-se a câmara IPEN.

Profundidade no tecido	Densidade superficial	Qualidade da radiação			
(mm)	(mg.cm ⁻²)	WAV 25	WAV 28	WAV 30	WAV 35
0,10	10	0,983	0,984	0,986	0,991
0,30	30	0,957	0,967	0,966	0,974
0,55	55	0,928	0,941	0,940	0,954
0,70	70	0,913	0,929	0,927	0,946
0,89	89	0,890	0,907	0,906	0,929
1,00	100	0,900	0,913	0,884	0,902
1,60	160	0,844	0,855	0,858	0,887
2,55	255	0,771	0,782	0,790	0,827
3,70	370	0,684	0,698	0,708	0,755
5,60	560	0,561	0,585	0,599	0,649

Tabela 64: Fatores de transmissão para qualidades de mamografia, feixes diretos, filtração de molibdênio, utilizando-se a câmara IPEN.

Profundidade no tecido	Densidade superficial	Qualidade da radiação			
(mm)	(mg.cm ⁻²)	WMV 25	WMV 28	WMV 30	WMV 35
0,10	10	0,981	0,983	0,976	0,983
0,30	30	0,953	0,958	0,952	0,962
0,55	55	0,924	0,928	0,924	0,933
0,70	70	0,905	0,911	0,900	0,914
0,89	89	0,881	0,886	0,891	0,893
1,00	100	0,860	0,870	0,875	0,881
1,60	160	0,835	0,842	0,845	0,850
2,55	255	0,755	0,761	0,777	0,777
3,70	370	0,666	0,670	0,693	0,688
5,60	560	0,537	0,538	0,577	0,568

Tabela 65: Fatores de transmissão para qualidades de mamografia, feixes diretos, filtração de alumínio, utilizando-se a câmara PTW.

Profundidade no tecido	Densidade superficial	Qualidade da radiação			
(mm)	(mg.cm ⁻²)	WAV 25	WAV 28	WAV 30	WAV 35
0,10	10	0,992	0,993	0,992	0,993
0,30	30	0,966	0,969	0,970	0,976
0,55	55	0,933	0,937	0,942	0,951
0,70	70	0,915	0,921	0,925	0,938
0,89	89	0,890	0,898	0,903	0,918
1,00	100	0,902	0,908	0,913	0,926
1,60	160	0,840	0,850	0,856	0,879
2,55	255	0,725	0,744	0,789	0,819
3,70	370	0,640	0,665	0,710	0,747
5,60	560	0,528	0,559	0,600	0,644

Tabela 66: Fatores de transmissão para qualidades de mamografia, feixes diretos, filtração de molibdênio, utilizando-se a câmara PTW.

Profundidade no tecido	Densidade superficial	Qualidade da radiação			
(mm)	(mg.cm ⁻²)	WMV 25	WMV 28	WMV 30	WMV 35
0,10	10	0,985	0,998	0,998	0,993
0,30	30	0,960	0,975	0,974	0,971
0,55	55	0,929	0,943	0,944	0,941
0,70	70	0,910	0,924	0,925	0,924
0,89	89	0,901	0,899	0,900	0,900
1,00	100	0,894	0,910	0,911	0,910
1,60	160	0,834	0,849	0,850	0,853
2,55	255	0,759	0,775	0,779	0,785
3,70	370	0,670	0,687	0,691	0,701
5,60	560	0,545	0,562	0,568	0,583

Tabela 67: Fatores de transmissão para qualidades de radiodiagnóstico convencional, feixes diretos, utilizando-se a câmara IPEN.

Profundidade no tecido	Densidade superficial	Qualidade da radiação			
(mm)	(mg.cm ⁻²)	RQR 3	RQR 5	RQR 8	RQR 10
0,10	10	0,998	0,999	0,999	0,999
0,30	30	0,992	0,994	0,996	0,997
0,55	55	0,990	0,993	0,993	0,993
0,70	70	0,988	0,990	0,991	0,990
0,89	89	0,985	0,987	0,987	0,987
1,00	100	0,980	0,984	0,984	0,985
1,60	160	0,976	0,978	0,979	0,980
2,55	255	0,970	0,974	0,974	0,974
3,70	370	0,971	0,971	0,972	0,971
5,60	560	0,944	0,955	0,957	0,960

Tabela 68: Fatores de transmissão para qualidades de radiodiagnóstico convencional, feixes diretos, utilizando-se a câmara PTW.

Profundidade no tecido	Densidade superficial	Qualidade da radiação			
(mm)	(mg.cm ⁻²)	RQR 3	RQR 5	RQR 8	RQR 10
0,10	10	0,992	0,994	0,995	0,996
0,30	30	0,990	0,992	0,992	0,993
0,55	55	0,989	0,990	0,991	0,991
0,70	70	0,988	0,988	0,988	0,990
0,89	89	0,985	0,987	0,988	0,988
1,00	100	0,984	0,986	0,986	0,987
1,60	160	0,980	0,983	0,983	0,984
2,55	255	0,971	0,979	0,980	0,982
3,70	370	0,968	0,975	0,978	0,979
5,60	560	0,944	0,952	0,958	0,968

Nas Tabelas 69 e 70 são mostrados os valores dos fatores de transmissão para ambas as câmaras, para as qualidades de radioterapia. Exclusivamente neste caso os valores dos fatores de transmissão foram obtidos apenas até a densidade superficial de 100 mg.cm⁻².

Tabela 69: Fatores de transmissão para qualidades de radioterapia, utilizando-se a câmara IPEN.

Profundidade no tecido	Densidade superficial	Qualidade da radiação				
(mm)	(mg.cm ⁻²)	T -10	T -25	T -30	T -50(a)	T- 50(b)
0,05	5	0,946	0,994	0,988	0,995	0,998
0,10	10	0,829	0,979	0,975	1,002	0,997
0,30	30	0,656	0,951	0,926	0,998	0,990
0,55	55	0,498	0,906	0,868	0,989	0,977
0,70	70	0,425	0,888	0,834	0,987	0,970
0,89	89	0,342	0,857	0,799	0,984	0,963
1,00	100	0,322	0,850	0,786	0,981	0,951

Tabela 70: Fatores de transmissão para qualidades de radioterapia, utilizando-se a câmara PTW.

Profundidade no tecido	Densidade superficial	Qualidade da radiação				
(mm)	(mg.cm ⁻²)	T -10	T -25	T -30	T -50(a)	T- 50(b)
0,05	5	0,949	0,991	0,993	1,000	0,999
0,10	10	0,878	0,976	0,971	0,994	0,996
0,30	30	0,708	0,941	0,929	0,993	0,992
0,55	55	0,540	0,905	0,869	0,991	0,983
0,70	70	0,464	0,882	0,834	0,990	0,976
0,89	89	0,385	0,846	0,789	0,985	0,967
1,00	100	0,351	0,833	0,778	0,983	0,962

Pode-se observar uma coerência nos valores dos fatores de transmissão para as duas câmaras de extrapolação. Com o aumento na profundidade do tecido, o fator de transmissão diminui, o que resulta do decréscimo no valor da dose absorvida determinada, chegando a perder até 25 % para apenas 2,55 mm de profundidade nas qualidades de mamografia. Para as qualidades de radioterapia, observa-se um decréscimo no valor dos fatores de transmissão mais acentuado para as qualidades de baixo valor de tensão do tubo. Os resultados para a qualidade de radiodiagnóstico convencional apresentam o mesmo comportamento.

Esse estudo é importante para se analisar a distribuição de dose absorvida nos tecidos (DIAS, 2001) e no planejamento nos tratamentos de radioterapia. Os resultados dos fatores de transmissão para as qualidades de radioterapia apresentaram-se coerentes com os valores apresentados por Dias (DIAS, 1996), mas neste caso a qualidade de radioterapia utilizada foi com outra filtração adicional. Para as outras qualidades de radiação, os valores dos fatores de transmissão são inéditos.

5. CONCLUSÕES

Neste trabalho duas câmaras de extrapolação, uma câmara comercial da marca PTW e uma outra desenvolvida no LCI/IPEN, foram caracterizadas para aplicação como sistemas de referência em calibração de instrumentos em feixes de mamografia (feixes diretos e atenuados), radiodiagnóstico convencional e radioterapia.

Os resultados dos testes de estabilidade de resposta a curto prazo e a médio prazo (testes de repetitividade e reprodutibilidade) das duas câmaras de extrapolação mostraram-se de acordo com a norma IEC 60731.

A partir das curvas de saturação, foi definida a tensão de operação das câmaras de extrapolação em cada qualidade de radiação X. Foi ainda obtida a eficiência de coleção de íons. Pode-se comprovar que os valores da eficiência de coleção de íons, obtida para as duas câmaras, nas qualidades de radiação estudadas, estão de acordo com as normas para feixes de radiação de radiodiagnóstico (IEC 61674) e radioterapia (IEC 60731).

Os resultados do teste de polaridade das duas câmaras de extrapolação mostraram resultados abaixo do valor recomendado pela norma IEC 60731, que é de 1,0 %, para a diferença de carga coletada nas polaridades positiva e negativa.

O teste de linearidade de resposta foi realizado para as qualidades de radiação de mamografia, radiodiagnóstico e radioterapia, para as duas câmaras de extrapolação. Em todos os casos foi verificado o comportamento linear das respostas das câmaras com o aumento da corrente do tubo de raios X.

A resposta das câmaras de extrapolação em função da distância ao tubo de raios X foi investigada e pôde-se comprovar que nos dois casos elas satisfazem à lei do inverso do quadrado da distância.

O teste de dependência angular da resposta das duas câmaras de extrapolação foi realizado para as qualidades de radiação de mamografia, radiodiagnóstico e radioterapia. As respostas das duas câmaras ficaram dentro dos valores recomendados pelas normas IEC 60731 e IEC 61674.

Os fatores de transmissão no tecido foram determinados, utilizando-se as duas câmaras de extrapolação, para as qualidades de radiação de mamografia, radiodiagnóstico e radioterapia. No caso da câmara IPEN, os fatores de

transmissão obtidos, nas qualidades de radioterapia estão em concordância com a literatura; para as outras qualidades de radiação e para a câmara PTW, todos os resultados são inéditos.

A dependência energética das duas câmaras de extrapolação foi investigada e os resultados foram apresentados em termos da corrente de ionização em função da tensão do tubo, para as qualidades de radiação de mamografia, radiodiagnóstico e radioterapia. Foi realizado um estudo mantendo-se fixa a profundidade da câmara, determinando-se o fator de calibração em cada caso. Pode-se observar que para feixes de radiação X de energias baixas, nas qualidades de mamografia, feixes diretos, a variação dos fatores de calibração está dentro da recomendação da norma IEC 61674, para estudos de dependência energética. Para feixes atenuados, a variação foi acima do que recomenda a norma. Para as qualidades de radiodiagnóstico convencional, a variação aumentou com o aumento da tensão do tubo, saindo dos limites recomendados pela norma IEC 61674. Nas qualidades de radioterapia, provavelmente devido à proximidade das câmaras ao tubo de raios X, a variação dos fatores de calibração ficou acima da recomendação da norma IEC 60731.

Os fatores de calibração das câmaras de extrapolação foram obtidos também de outra forma, mediante a curva de extrapolação das câmaras em cada qualidade de radiação X. Estes fatores de calibração serão utilizados na calibração de outras câmaras de ionização. A dependência do fator de calibração com a energia dos raios X mostrou que, para feixes de mamografia, a variação ficou dentro da recomendação da norma IEC 61674. Para feixes de radiodiagnóstico convencional, a variação apresentou-se maior com o aumento da tensão do tubo; para as qualidades de radioterapia, a variação apresentou-se maior que a recomendada pela norma. Em todas as qualidades investigadas foi observado que, exceto para as qualidades de radioterapia, a câmara PTW apresentou melhor desempenho quando comparado com o da câmara IPEN.

Dos resultados obtidos, pode-se concluir que as câmaras de extrapolação PTW e IPEN podem ser utilizadas como instrumentos de referência nas qualidades de mamografia, feixes diretos e feixes atenuados, e nas qualidades de radiodiagnóstico convencional, de RQR 2 a RQR 8.

Foi elaborado um procedimento de calibração de detectores de radiação utilizando-se as câmaras de extrapolação como instrumentos de referência.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABNT, Associação Brasileira de Normas Técnicas. **Guia para expressão da incerteza de medição**. 3ª Ed. Brasileira em Língua Portuguesa. Rio de Janeiro: ABNT, INMETRO. SBM, 2003.

AFONSO, E. **Implementação do padrão primário de tensão como requisito fundamental para a garantia da confiabilidade metrológica da unidade volt no Brasil: a metrologia proposta pelo INMETRO**. 2004. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal Fluminense, Niterói.

ALBERTAZZI, A.; SOUSA, A. R. **Fundamentos de metrologia científica e industrial**. 1ª Ed., Barueri, SP: Manole, 2008.

ANTONIO, P. L. **Estudo comparativo entre métodos de calibração de aplicadores clínicos de radiação beta**. 2009. Dissertação de Mestrado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo.

ANVISA, AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. **Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico**. Portaria 453, 1998.

ATTIX, F. H.; ROESCH, W. C. **Radiation dosimetry**. v1. New York, N.Y.: Academic Press, 1966.

BESSA, A. C. M. **Intercomparação de câmaras de ionização em feixes padrões de raios X, níveis radioterapia, radiodiagnóstico e radioproteção**. 2007. Dissertação de Mestrado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo.

BIPM, BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MESURES, **Measuring condition used for calibration of ionization chamber at the BIPM**. Sèvres, 2004. (Rapport BIPM-04/17)

BIPM, BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MESURES, Primary standard for low-energy X-radiation. <http://www.bipm.fr/en/scientific/ionizing/dosimetry/xray/low_energy.html>, Acessado em: 10/07/2010.

BÖHM, J.; SCHNEIDER, J. Review of extrapolation chamber measurements of beta rays and low energy X rays. **Radiat. Prot. Dosim.** v.14, n.2, p.193-198, 1986.

BOUTILLON, M.; HENRY, W. H.; LAMPERTI P. J. Comparison of exposure standards in the 10-50 kV region, **Metrologia** v.5, p.1-11, 1969.

BURNS, D. T.; O' BRIEN, M.; LAMPERTI, P.; BOUTILLON, M. Comparison of the NIST and BIPM medium-energy X-ray air-kerma measurements. **J. Res. Natl. Inst. Stand. Technol.** v. 108, n.5, p.383-389, 2003.

CALDAS, L. V. E. **Alguns métodos de calibração e de dosimetria da radiação beta**. 1980. Tese de Doutorado. Instituto de Física, Universidade de São Paulo.

CHATIER, J.L.; CUTARELLA, D.; ITIÉ, C. Characterization of the radiation fields of beta secondary standards with extended area sources. **Radiat. Prot. Dosim.** v.39, n.1-3, p.115-118, 1991.

CNEN, COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Requisitos de Radioproteção e Segurança para Serviços de Radioterapia**. CNEN-NN 3.06, 1990.

CNEN, COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Serviços de radioproteção**. CNEN-NE 3.02, 1998.

CORRÊA, E. L. **Metodologia de controle de qualidade e implantação de campos padrões de radiação X, nível mamografia, seguindo a norma IEC 61267**. 2010. Dissertação de Mestrado. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo.

DIAS, S. K. **Desenvolvimento de uma câmara de extrapolação como instrumento de referência para dosimetria de radiação beta**. 1996. Tese de Doutorado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo.

DIAS, S. K; CALDAS, L.V.E. Extrapolation chamber for X-ray protection level measurements. **J. Appl. Phys.** v.86, n.1, p.669-671, 2001.

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, Recife. Anais. Recife: 2001.

FRANCIS, T.M.; BÖHM J.; CHARTIER, J.L.; CHRISTENSEN, L. L. P. Experience gained on extrapolation chamber measurements techniques from an intercomparison exercise conducted with a ^{147}Pm source. **Radiat. Prot. Dosim.** v.39, n.1, p.109-114, 1991.

FRANCISCATTO, P. C. **Caracterização das qualidades de radiação X seguindo as recomendações da norma IEC 61267 no Laboratório de Calibração do IPEN**. 2009. Dissertação de Mestrado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo.

GUERRA, A. B. **Estabelecimento e controle de qualidade de feixes padrões de radiação X para calibração de instrumentos, nível mamografia**. 2001. Tese de Doutorado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo.

HOROWITZ. Y. S. Photon general cavity theory. **Radiat. Prot. Dosim.** v.9, n.1, p.5-18, 1984.

IAEA, INTERNACIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Calibration of dosimeters used in radiotherapy**. TRS 374, IAEA, Vienna, 1994.

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, **Quality control of nuclear medicine instruments**. IAEA TECDOC 602, IAEA, Vienna, 1996.

IEC, INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical diagnostic X-ray equipment – Radiation conditions for use in the determination of characteristics**. IEC 61267. Genève: IEC, 2005.

IEC, INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical electrical equipment - dosimeters with ionization chambers and/or semi-conductor detectors as used in X-ray diagnostic imaging**. IEC 61674. Genève: IEC, 1997a.

IEC, INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical electrical equipment-dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy**. Draft IEC 60731. Genève: IEC, 1997b.

INMETRO, INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL e SERVIÇO NACIONAL DE APRENDIZAGEM INDUSTRIAL, **Vocabulário internacional de metrologia - conceitos fundamentais e gerais e termos associados (VIM)**, 4a Ed. Brasileira, 2008.

INMETRO, INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL e SERVIÇO NACIONAL DE APRENDIZAGEM INDUSTRIAL, **Vocabulário internacional de termos fundamentais e gerais de metrologia**, 5ª Ed., Rio de Janeiro, 2007.

IWAHARA, A., **Rastreabilidade e garantia da qualidade em medições de radionuclídeos utilizados na medicina nuclear**. 2001. Tese de Doutorado, Universidade Federal do Rio de Janeiro.

JACOMINO, V. M. F. **Determinação das características de campos de raios-X de energias baixas**. 1982. Dissertação de Mestrado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo.

KASE, K.R.; BJAERNGARD, B. E.; ATTIX, F.H. **Dosimetry of ionizing radiation**. New York: Academic Press. v.2, 1987.

KNOLL, G. F. **Radiation detection and measurement**. New York, N.Y.: John Wiley and Sons, 1989.

LAMPERTI, P. J; O' BRIEN, M. NIST measurements services: calibration of X-rays and gamma-ray measuring instruments. **NIST Special Publication**. p.250-258, 1998.

MAIA, A. F. **Padronização de feixes e metodologia dosimétrica em tomografia computadorizada**. 2005. Tese de Doutorado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo.

MARSH, A. R. S.; WILLIAMS, T. 50 kV primary standard of exposure: design of free-air chamber, **Rapport RS(EXT)** v.54, 1982.

NIST, NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY, X-ray and gamma-ray measuring instruments. <<http://ts.nist.gov/ts/htdocs/230/233/calibrations/ionizing-rad/x-gamma-ray.htm>>, Acessado em: 10/07/2010.

O' BRIEN, M.; LAMPERTI, P.; WILLIAMS, T.; SANDER, T. Comparison of the NIST and NPL air kerma standards used for X-ray measurements between 10 kV and 80 kV. **J. Res. Natl. Inst. Stand. Technol.** v.105, n.5, p.701-707, 2000.

OLIVEIRA, E. C. **Estabelecimento de campos padrões de raios-X de energias baixas, nível radioproteção, para calibração de instrumentos**. 1995. Dissertação de Mestrado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo.

OLIVEIRA, M. L. **Desenvolvimento de um sistema de referência e de uma metodologia para calibração de aplicadores oftálmicos utilizados em braquiterapia**. 2005. Tese de Doutorado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo.

OLIVEIRA, M. L.; CALDAS, L. V. E. A special mini-extrapolation chamber for calibration of ^{90}Sr + ^{90}Y sources, **Phys. Med. Biol.** v.50, p.2929-2936, 2005.

OLIVEIRA, M. L.; CALDAS, L. V. E. Performance of a prototype of an extrapolation minichamber in various radiation beams. **Appl. Radiat. Isot.** v.65, n.8, p.975-979, 2007.

POTIENS, M. P. A. **Metodologia dosimétrica e sistemas de referência para radiação X, nível diagnóstico.** 1999. Tese de Doutorado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo.

PRUITT, J.S.; SOARES, C.G.; EHRLICH, M. **NBS measurement services: calibration of beta-particle radiation instrumentation and sources.** Washinton: U.S. Government Printing Office, 1988.

PTB, PHYSIKALISCH-TECHNISCHE BUNDESANSTALT (PTB). **Radiation qualities used for studies in radiation protection.** Disponível em: <http://www.ptb.de/de/org/6/62/625/pdf/strhlq.pdf>. Acessado em 28/02/2011.

RAVICHANDRAN, R.; BINUKUMAR J. P.; SIVAKUMAR S. S.; KRISHNAMURTHY K.; DAVIS, C. A. Extrapolation chamber mounted on perspex for calibration of high energy photon and electron beams from a clinical linear accelerator. **J. Med. Phys.** v.34, n 1, p31–36, 2009.

SHANI, G. **Radiation dosimetry instrumentation and methods.** New York: CRC Press, 1991.

SOARES, C. G., Calibration of ophtalmic applicators at NIST: A revised approach. **Med. Phys.** v. 18, p.787-793, 1991.

SOARES, C. G.; DOUYSET2, G.; MITCH, M. G. Primary standards and dosimetry protocols for brachytherapy sources. **Metrologia** v.46 p80–98, 2009.

SOARES, C. G.; VYNCKIER, S.; JÄRVINEN, H.; CROSS, W. G.; SIPILÄ, P.; FLÜHS, D.; SCHAEKEN, B.; MOURTADA, F. A.; BASS, G. A.; WILLIAMS, T. T. Dosimetry of beta-ray ophthalmic applicators: Comparison of different measurement methods. **Med. Phys.** v. 28, n. 7, p. 1373-1384, 2001.

VIVOLO, V. **Desenvolvimento de um sistema de referência para determinação do equivalente de dose pessoal e da constância de feixes de radiação X.** 2006. Tese de Doutorado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo.

WICKMAN G.; HOLMSTROM, T. Polarity effect in plane-parallel ionization chambers using air or a dielectric liquid as ionization medium. **Med. Phys.** v.19, n.3, p.637-640, 1992.

YOSHIZUMI, M. T. **Projeto, construção e caracterização de câmaras de ionização especiais para monitoração de feixes de radiação X.** 2010. Tese de Doutorado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo.

ZANKOWSKI, C. E.; PODGORSKAK, E. B. Calibration of photon and electron beams with an extrapolation chamber. **Med. Phys.** v. 24, n.4, p.497-503, 1997.

APÊNDICE A

Neste apêndice são apresentadas as curvas de saturação das câmaras de extrapolação IPEN e PTW para as qualidades de mamografia, radioterapia e radiodiagnóstico convencional para todas as qualidades de radiação estudadas neste trabalho.

Figura A1: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de mamografia (WAV 25). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.

Figura A2: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de mamografia (WAV 28). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.

Figura A3: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de mamografia (WAV 30). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.

Figura A4: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de mamografia (WAV 35). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.

Figura A5: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de mamografia (WMV 25). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.

Figura A6: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de mamografia (WMV 28). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.

Figura A7: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de mamografia (WMV 30). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.

Figura A8: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de mamografia (WMV 35). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.

Figura A9:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de mamografia (WAV 25). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.

Figura A10:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de mamografia (WAV 28). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.

Figura A11:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de mamografia (WAV 30). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.

Figura A12:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de mamografia (WAV 35). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.

Figura A13:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de mamografia (WMV 25). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.

Figura A14:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de mamografia (WMV 28). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.

Figura A15:(a) Curvas de Saturação da câmara PTW em feixes diretos de mamografia (WMV 30). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.

Figura A16:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de mamografia (WMV 35). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.

Figura A17: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN irradiada em feixes diretos de radioterapia (T-25). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.

Figura A18: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de radioterapia (T-30). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.

Figura A19: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN irradiada na em feixes diretos de radioterapia (T-50b). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.

Figura A20: (a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de radioterapia (T-25). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.

Figura A21:(a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de radioterapia (T-30). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.

Figura A22: (a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de radioterapia (T-50b). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW

Figura A23:(a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de radiodiagnóstico (RQR3). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.

Figura A24:(a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de radiodiagnóstico (RQR5). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.

Figura A25: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de radiodiagnóstico (RQR8). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.

Figura A26: (a) Curvas de saturação da câmara IPEN em feixes diretos de radiodiagnóstico (RQR10). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara IPEN.

Figura A27: (a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de radiodiagnóstico (RQR3). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.

Figura A28: (a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de radiodiagnóstico (RQR5). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.

Figura A29: (a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de radiodiagnóstico (RQR8). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.

Figura A30: (a) Curvas de saturação da câmara PTW em feixes diretos de radiodiagnóstico (RQR10). (b) Correntes de saturação obtidas das curvas de saturação para a câmara PTW.

APÊNDICE B

Procedimento de calibração de detectores de radiação X utilizando câmara de extrapolação.

A.1 Objetivo

O objetivo desta instrução de trabalho é descrever o processo de calibração de instrumentos medidores de radiação X, utilizados em sistemas de radiodiagnóstico convencional, mamografia e radioterapia, de clientes internos e externos, recebidos no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do IPEN.

A.2 Campo de Aplicação

Aplica-se aos medidores de radiação X encaminhados ao LCI

- *Quem*: Técnico do LCI.
- *Quando*: Na data de calibração dos instrumentos, conforme agenda do LCI
- *Onde*: No Laboratório de Calibração com Radiação X

A. 3 Procedimento

a.3.1 Condições e Recursos Necessários

- Técnico ou tecnologista com conhecimentos em proteção radiológica;
- Sistema de Radiação X, Seifert/Pantak, 160 kV;
- Câmara monitora;
- Câmara de extrapolação, marca PTW, modelo M23391T-055.
- Câmara de extrapolação, desenvolvida no LCI.
- Eletrômetro UNIDOS-E acoplado à câmara monitora;
- Eletrômetro Keithley modelo 6517A acoplado à uma câmara de extrapolação PTW e IPEN;
- Sensor de temperatura Hart;
- Sensor de Pressão Druck;

- Arranjos e suportes para posicionamento dos instrumentos de referência e sob calibração;
- Arquivo técnico composto pelos manuais dos diversos tipos e modelos de instrumentos;
- Microcomputador com impressora;
- Instrumentos para controle das condições ambientais: sistema de ar-condicionado, desumidificador e termômetro;
- Planilhas eletrônicas para realização dos cálculos necessários para a emissão do certificado;
- Documento modelo para a emissão de certificados.

A.3.2 Descrição das Atividades

- Ligar o sistema de ar-condicionado e o desumidificador para estabilizar as condições ambientais do laboratório;
- Posicionar a câmara de extrapolação escolhida para o procedimento e depois ligá-la para estabilização;
- Fazer uma pré-irradiação, com o eletrômetro em modo corrente, para verificar a estabilidade de resposta e se há alguma corrente de fuga no conjunto;
- Coletar 5 medições de carga a cada 15 segundos em cinco profundidades de câmara diferentes;
- Inserir os dados na planilha de calibração específica para câmaras de extrapolação de onde será extraída uma curva de extrapolação que possibilitará a determinação da taxa de kerma no ar, com a utilização do fator de calibração para a qualidade de radiação em questão;
- Posicionar o instrumento a ser calibrado no sistema de irradiação;
- Ligar o instrumento já posicionado para estabilização;
- Efetuar uma pré-irradiação em 50 kV para identificar a escala de calibração do instrumento, se necessário;
- Coletar 5 medições de carga, em intervalos de 30 segundos, e inserir na planilha específica para calibração do instrumento;
- Na planilha será determinado um fator de calibração para o instrumento calibrado que será informado no certificado de calibração.

A.3.3 Considerações especiais

As câmaras de extrapolação IPEN e PTW só podem seguir este roteiro de calibração para os intervalos de energia das qualidades de mamografia, feixes direto e atenuados e das qualidades de radiodiagnóstico entre RQR 2 a RQR 8.