



**AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE  
DE SÃO PAULO**

**INTERCOMPARAÇÃO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO EM FEIXES  
PADRÕES DE RAIOS X, NÍVEIS RADIOTERAPIA,  
RADIODIAGNÓSTICO E RADIOPROTEÇÃO**

**ANA CAROLINA MOREIRA DE BESSA**

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

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

**São Paulo  
2007**



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

**INTERCOMPARAÇÃO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO EM FEIXES**  
**PADRÕES DE RAIOS X, NÍVEIS RADIOTERAPIA,**  
**RADIODIAGNÓSTICO E RADIOPROTEÇÃO**

**ANA CAROLINA MOREIRA DE BESSA**

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

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

**São Paulo**  
**2007**

**AGRADECIMENTOS**

À Dra. Linda V. E. Caldas, pela orientação prestada, pela atenção e apoio dispensados, e pela confiança depositada durante toda a realização deste trabalho.

À Dra. Maria da Penha A. Potiens e ao Dr. Vitor Vivolo, pelas valiosas sugestões dadas e por terem proporcionado um ambiente de trabalho muito agradável no laboratório.

À Dra. Ana Figueiredo Maia e à Dra. Mércia Liane de Oliveira, pela prontidão em fornecer qualquer tipo de orientação que fosse necessária, e por terem me ensinado a fazer pesquisa.

A todos os amigos do IPEN, que sempre estiveram dispostos a ajudar no que fosse preciso, em especial à Maíra Tiemi Yoshizumi, à Luciana Afonso, à Felícia Rocha, à Priscilla Camargo, à Patrícia Antônio, à Maria Inês Teixeira, à Sonia Cecatti, à Claudia Gronchi, à Teresa Pinto, ao Oscar Alvarez, ao Eric Silva e ao Adeilson Melo, que fizeram com que a sala que dividíamos fosse sempre um local muito convidativo para se trabalhar.

Aos outros alunos do centro, que compartilharam da mesma rotina, em especial à Patrícia Mara de Siqueira, à Cristiane Barsanelli, à Maíra Goes Nunes, à Christianne C. Cavinato e à Jurema Aparecida Miranda.

Às secretárias Donata Zanin, Filomena Beraldo e Adriana Lima, pelo apoio administrativo.

Aos Srs. Claudinei Cescon, Flávio Betti e Gelson Santos, pelo apoio técnico prestado em relação aos cabos e eletrômetros.

À Dra. Marina Koskinas e à Sra. Ione Yamazaki, pela preparação das fontes usadas com os activímetros.

Ao Sr. José Sabino da Oficina Mecânica do IPEN, pela prontidão em cooperar com a execução de pequenos ajustes mecânicos no aparato utilizado no desenvolvimento do trabalho.

Às Sras. Ana Maria Silva e Tereza Vasconcelos, pela agradável e constante companhia.

À Fernanda Cristina Salvador Soares, pela amizade e pelo apoio remoto prestado.

Aos meus pais e meus irmãos, pelo amor e carinho dispensados durante todo o desenvolvimento do trabalho, além da ajuda prática que me prestaram.

---

Ao Centro de Medicina Nuclear do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, na pessoa da Dra. Maria Inês Cury Guimarães, pela permissão de uso dos activímetros e pela atenção dispensada durante as medições.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), pela infra-estrutura oferecida.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), pelo apoio financeiro.

---

---

**INTERCOMPARAÇÃO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO EM FEIXES PADRÕES DE  
RAIOS X, NÍVEIS RADIOTERAPIA, RADIODIAGNÓSTICO E  
RADIOPROTEÇÃO**

**ANA CAROLINA MOREIRA DE BESSA**

**RESUMO**

Tendo em vista a importância da calibração de instrumentos medidores de radiação e do conhecimento das principais características destes instrumentos, diversos tipos de câmaras de ionização foram intercomparados em termos de seus coeficientes de calibração e dependência energética, em feixes padrões de raios X, níveis radioterapia, radiodiagnóstico e radioproteção. Foi realizada uma intercomparação de activímetros utilizados em medicina nuclear, com três radionuclídeos:  $^{67}\text{Ga}$ ,  $^{201}\text{Tl}$  e  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ . Todos os activímetros que participaram da intercomparação apresentaram resultados dentro dos limites recomendados pela norma CNEN-NE-3.05. Para completar o conjunto de qualidades de radiação do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN, foram estabelecidos feixes de radiação-X, nível radioproteção e radioterapia de energias baixas, seguindo recomendações internacionais. Três metodologias para a obtenção de coeficientes de calibração de câmaras de ionização não seladas em feixes de radiação-X foram estudadas e comparadas. Um conjunto de câmaras de ionização Victoreen, especialmente projetado para uso em intercomparações laboratoriais, foi submetido a testes de caracterização. O desempenho destas câmaras mostrou que elas podem ser utilizadas em feixes de radiação-X nível radioproteção de maneira segura, visto que nestes feixes estas câmaras apresentaram resultados em conformidade com recomendações internacionais. No entanto, seu uso em feixes de radioterapia e de radiodiagnóstico deve ser feito com algumas considerações, pois especialmente nos testes de dependência energética e de tempo de estabilização, estas câmaras não atenderam às respectivas recomendações internacionais. Este trabalho apresenta dados sobre o desempenho de diversos modelos de câmaras de ionização em diferentes feixes de radiação-X, fornecendo uma ferramenta para a escolha do instrumento mais adequado para a realização de medições em feixes de radiação ionizante.

---

**INTERCOMPARISON OF IONIZATION CHAMBERS IN STANDARD X-RAY  
BEAMS, AT RADIOTHERAPY, DIAGNOSTIC RADIOLOGY AND  
RADIOPROTECTION LEVELS**

**ANA CAROLINA MOREIRA DE BESSA**

**ABSTRACT**

Since the calibration of radiation measurement instruments and the knowledge of their major characteristics are very important subjects, several different types of ionization chambers were intercompared in terms of their calibration coefficients and their energy dependence, in radiotherapy, diagnostic radiology and radioprotection standard beams. An intercomparison of radionuclide calibrators for nuclear medicine was performed, using three radionuclides:  $^{67}\text{Ga}$ ,  $^{201}\text{Tl}$  and  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ; the results obtained were all within the requirements of the national standard CNEN-NE-3.05. In order to complete the range of radiation qualities of the Calibration Laboratory of IPEN, standard radiation beam qualities, radiation protection and low energy radiation therapy levels, were established, according international recommendations. Three methodologies for the calibration of unsealed ionization chambers in X-ray beams were studied and compared. A set of Victoreen ionization chambers, specially designed for use in laboratorial intercomparisons, was submitted to characterization tests. The performance of these Victoreen ionization chambers showed that they are suitable for use in radioprotection beams, because the results obtained agree with international recommendations. However, these Victoreen ionization chambers can be used in radiotherapy and diagnostic radiology beams only with some considerations, since their performance in these beams, especially in relation to the energy dependence and stabilization time tests, did not agree with the international recommendations for dosimeters used in radiotherapy and diagnostic radiology beams. This work presents data on the performance of several types of ionization chambers in different X-ray beams, that may be useful for choosing the appropriate instrument for measurements in ionizing radiation beams.

---

---

**SUMÁRIO**

<b>1. INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
<b>2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS</b>	<b>6</b>
2.1 GRANDEZAS E UNIDADES	6
2.2 CÂMARAS DE IONIZAÇÃO	9
2.3 ACTIVÍMETROS	16
2.4 QUALIDADE DE FEIXES DE RADIAÇÃO	17
2.5 TESTES E RASTREABILIDADE METROLÓGICA	18
<b>3. MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>28</b>
3.1 EQUIPAMENTOS E SISTEMAS DE RADIAÇÃO	28
3.2 QUALIDADES DE FEIXES DE RADIAÇÃO	28
3.3 CÂMARAS DE IONIZAÇÃO	29
3.4 TESTES COM ACTIVÍMETROS	32
3.4.1 FONTES DE RADIAÇÃO PARA CALIBRAÇÃO	32
3.4.2 ACTIVÍMETROS	33
<b>4. RESULTADOS</b>	<b>34</b>
4.1 ESTABELECIMENTO DE FEIXES PADRÕES DE RADIAÇÃO-X	34
4.1.1 FEIXES PADRÕES DE RADIAÇÃO-X PARA RADIOPROTEÇÃO	35
4.1.2 FEIXES PADRÕES DE RADIAÇÃO-X PARA RADIOTERAPIA DE ENERGIAS BAIXAS	40
4.2 METODOLOGIAS DE CORREÇÃO PARA VARIAÇÕES NA DENSIDADE DO AR EM MEDIÇÕES COM CÂMARAS DE IONIZAÇÃO	43
4.3 CARACTERIZAÇÃO E CONTROLE DE QUALIDADE DAS CÂMARAS DE IONIZAÇÃO DO LCI	57
4.4 INTERCOMPARAÇÃO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO	65
4.4.1 COMPARAÇÃO ENTRE COEFICIENTES DE CALIBRAÇÃO E DEPENDÊNCIA	

---



---

ENERGÉTICA DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO _____	65
4.4.2 COMPARAÇÃO ENTRE VALORES DE TAXA DE KERMA NO AR OBTIDOS COM CÂMARAS DE IONIZAÇÃO DE REFERÊNCIA DIFERENTES _____	89
4.5 INTERCOMPARAÇÃO DE ACTIVÍMETROS _____	92
<b>5. CONCLUSÕES _____</b>	<b>96</b>
<b>6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS _____</b>	<b>99</b>
<b>APÊNDICE A – PROCEDIMENTO PARA A CALIBRAÇÃO DE ACTIVÍMETROS NO LCI _____</b>	<b>104</b>
<b>APÊNDICE B – PROCEDIMENTO PARA A INTERCOMPARAÇÃO DE ACTIVÍMETROS _____</b>	<b>109</b>

---

---

**LISTA DE FIGURAS**

Figura 1 -	Representação esquemática de uma câmara de ionização cilíndrica [25].	12
Figura 2 -	Câmaras de ionização cavitárias de formatos esférico e cilíndrico, comercialmente disponíveis, das marcas PTW [26] e Radcal [27].	12
Figura 3 -	Representação esquemática de uma câmara de ionização plana [28].	13
Figura 4 -	Câmaras de ionização cavitárias planas, comercialmente disponíveis, da marca Radcal [27].	13
Figura 5 -	Representação esquemática de uma câmara de ionização de placas paralelas [29].	14
Figura 6 -	Câmaras de ionização de placas paralelas, comercialmente disponíveis, da marca PTW, modelos 77335 (a) e 77334 (b) [26].	14
Figura 7 -	Posicionamento da câmara de ionização de transmissão no feixe de radiação-X [4].	15
Figura 8 -	Esquema das partes constituintes de um activímetro [14].	16
Figura 9 -	Método de calibração de instrumentos medidores de radiação com um instrumento padrão, sem câmara monitora [4].	23
Figura 10 -	Método de calibração de instrumentos medidores de radiação com um instrumento padrão e com câmara monitora [4].	24
Figura 11 -	Método de calibração de instrumentos medidores de radiação por irradiação simultânea do instrumento padrão e do instrumento sob calibração [4].	25
Figura 12 -	Método de calibração de instrumentos medidores de radiação por irradiação num campo conhecido de radiação [4].	26
Figura 13 -	Eletrômetros PTW, modelos UNIDOS (a) e UNIDOS E (b) [26].	31
Figura 14 -	Homogeneidade vertical do campo de radiação, obtida à distância de 2,5 m do ponto focal, com um colimador de 70,5 mm de diâmetro, posicionado à distância de 38 cm do ponto focal.	36
Figura 15 -	Homogeneidade horizontal do campo de radiação, obtida à distância de 2,5 m do ponto focal, com um colimador de 70,5 mm de diâmetro, posicionado à distância de 38 cm do ponto focal.	37
Figura 16 -	Arranjo experimental utilizado para a determinação das CSRs dos feixes padrões estabelecidos no LCI.	38

---

- 
- Figura 17 - Ajuste de equação polinomial de sexto grau aos dados apresentados pela norma ISO 4037-1 [30] de energia média em relação às camadas semi-redutoras dos feixes de radiação-X para radioproteção. \_\_\_\_\_ 40
- Figura 18 - Homogeneidade horizontal do campo de radiação, obtido à distância de 50 cm do ponto focal, com um colimador de 70,5 cm de diâmetro, posicionado à distância de 38 cm do ponto focal . \_\_\_\_\_ 42
- Figura 19 - Coeficientes de calibração da câmara de ionização Radcal, modelo 10x5-180, em feixes de radiodiagnóstico diretos, obtidos por meio das três metodologias de correção para variações na densidade do ar. \_\_\_\_\_ 56
- Figura 20 - Coeficientes de calibração da câmara de ionização Radcal, modelo 10x5-180, em feixes de radiodiagnóstico atenuados, obtidos por meio das três metodologias de correção para variações na densidade do ar. \_\_\_\_ 56
- Figura 21 - Coeficientes de calibração da câmara de ionização Radcal, modelo 10x5-180, em feixes de radioproteção, obtidos por meio das três metodologias de correção para variações na densidade do ar. \_\_\_\_\_ 56
- Figura 22 - Curvas de saturação das câmaras de ionização de modelos 415, 415A e 415B a partir de 50 V, nas polaridades positiva e negativa. \_\_\_\_\_ 61
- Figura 23 - Teste de linearidade da corrente de ionização das câmaras de ionização Victoreen, modelos 415, 415A e 415B. \_\_\_\_\_ 63
- Figura 24 - Dependência energética da câmara de ionização Victoreen, modelo 415, para qualidades de radiodiagnóstico RQR2 a RQR10 (feixes diretos) e RQA2 a RQA10 (feixes atenuados), recomendadas pela norma IEC 61267 [34]. Dependência energética relativa às qualidades de radiação RQR5 e RQA5, para feixes diretos e atenuados, respectivamente. \_\_\_\_\_ 68
- Figura 25 - Dependência energética da câmara de ionização Victoreen, modelo 415A, para qualidades de radiodiagnóstico RQR2 a RQR10 (feixes diretos) e RQA2 a RQA10 (feixes atenuados), recomendados pela norma IEC 61267 [34]. Dependência energética relativa às qualidades de radiação RQR5 e RQA5, para feixes diretos e atenuados, respectivamente. \_\_\_\_\_ 69
- Figura 26 - Dependência energética da câmara de ionização Victoreen, modelo 415B, para qualidades de radiodiagnóstico RQR2 a RQR10 (feixes diretos) e RQA2 a RQA10 (feixes atenuados), recomendados pela norma IEC 61267 [34]. Dependência energética relativa às
-

---

qualidades de radiação RQR5 e RQA5, para feixes diretos e atenuados, respectivamente. _____	69
Figura 27 - Dependência energética da câmara Victoreen, modelo 415, para feixes de radioproteção, recomendados pela norma ISO 4037-1 [30]. Dependência energética relativa à qualidade de radiação N-80. _____	70
Figura 28 - Dependência energética da câmara Victoreen, modelo 415A, para feixes de radioproteção, recomendados pela norma ISO 4037-1 [30]. Dependência energética relativa à qualidade de radiação N-80. _____	70
Figura 29 - Dependência energética da câmara Victoreen, modelo 415B, para feixes de radioproteção, recomendados pela norma ISO 4037-1 [30]. Dependência energética relativa à qualidade de radiação N-80. _____	71
Figura 30 - Dependência energética da resposta das câmaras de ionização PTW, modelos 32002 e 23361, para feixes de radioproteção. Dependência energética relativa à qualidade de radiação N-80. _____	72
Figura 31 - Dependência energética da resposta das câmaras de ionização PTW, modelo 23344, para feixes de radioterapia de energias baixas. Valores na ordenada normalizados para a qualidade de radiação T-30. _____	73
Figura 32 - Dependência energética da câmara de ionização Radcal, modelo RC6M, para qualidades RQR2 a RQR10 (feixes diretos) e RQA2 a RQA10 (feixes atenuados), recomendados pela norma IEC 61267 [34]. Dependência energética relativa às qualidades de radiação RQR5 e RQA5, para feixes diretos e atenuados, respectivamente. _____	75
Figura 33 - Dispersão dos coeficientes de calibração das câmaras de ionização Radcal testadas nos feixes diretos (radiodiagnóstico) recomendados pela norma IEC 61267 [34]. _____	83
Figura 34 - Dispersão dos coeficientes de calibração das câmaras de ionização Radcal testadas nos feixes atenuados (radiodiagnóstico) recomendados pela norma IEC 61267 [34]. _____	84
Figura 35 - Dispersão dos coeficientes de calibração das câmaras de ionização apresentadas na Tabela 42, obtidos em feixes padrões para radioproteção. _____	88
Figura 36 - Comparação entre as taxas de kerma no ar determinadas com as câmaras de ionização de referência PTW, modelo 77334, e Radcal, modelo RC6, em feixes padrões diretos de radiodiagnóstico	

---

---

convencional. _____	91
Figura 37 - Comparação entre as taxas de kerma no ar determinadas com as câmaras de ionização de referência PTW, modelo 77334, e Radcal, modelo RC180, em feixes padrões atenuados de radiodiagnóstico convencional. _____	91
Figura 38 - Dispersão dos coeficientes de calibração dos activímetros calibrados com a fonte de $^{67}\text{Ga}$ . _____	94
Figura 39 - Dispersão dos coeficientes de calibração dos activímetros calibrados com a fonte de $^{201}\text{Tl}$ . _____	95
Figura 40 - Dispersão dos coeficientes de calibração dos activímetros calibrados com a fonte de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ . _____	95

---

---

**LISTA DE TABELAS**

Tabela 1 -	Características dos feixes diretos e atenuados de radiação-X utilizados na calibração dos detectores de radiação, nível radiodiagnóstico. _____	29
Tabela 2 -	Características principais das câmaras de ionização de referência PTW utilizadas para a determinação das taxas de kerma no ar dos feixes padrões de radiação-X implantados no LCI. _____	30
Tabela 3 -	Características principais das câmaras de ionização da marca Radcal, rastreáveis ao LNMRI. _____	30
Tabela 4 -	Características principais das câmaras de ionização da marca Victoreen, especialmente projetadas para uso em intercomparações. _____	31
Tabela 5 -	Conjuntos câmara-eletrômetro Radcal que participaram das intercomparações. _____	31
Tabela 6 -	Outros modelos de câmaras de ionização que participaram das intercomparações. _____	32
Tabela 7 -	Principais características dos radionuclídeos utilizados na calibração dos activímetros que participaram da intercomparação [43, 44]. _____	33
Tabela 8 -	Qualidades de radiação para uso em radioproteção, segundo a norma ISO 4037-1 [30], para feixes estreitos de radiação-X. _____	35
Tabela 9 -	Camadas semi-redutoras dos feixes padrões de radiação-X para radioproteção implantados no LCI. _____	39
Tabela 10 -	Taxas de kerma no ar para as qualidades de feixes implantadas no LCI, nível radioproteção. _____	40
Tabela 11 -	Qualidades de feixes de radiação-X de energias baixas para radioterapia implantadas no BIPM [35] para a calibração de câmaras de ionização. _	41
Tabela 12 -	Características dos feixes de radioterapia de energias baixas implantados no LCI. _____	42
Tabela 13 -	Coeficientes de calibração ( $N_I$ ) da câmara de ionização Radcal, modelo 10x5-180, nos feixes de radioproteção, obtidos a partir das três metodologias de correção para variações na densidade do ar. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência $k = 2$ , supondo uma distribuição normal. _____	48
Tabela 14 -	Coeficientes de calibração ( $N_I$ ) da câmara de ionização Radcal,	

---

---

	modelo 10x5-180, em feixes de radiodiagnóstico, obtidos a partir das três metodologias de correção para variações na densidade do ar. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência $k = 2$ , supondo uma distribuição normal. _____	48
Tabela 15 -	Coeficientes de calibração ( $N_I$ ) da câmara de ionização Radcal, modelo 10x5-60, em feixes de radiodiagnóstico, obtidos a partir das três metodologias de correção para variações na densidade do ar. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência $k = 2$ , supondo uma distribuição normal. _____	49
Tabela 16 -	Coeficientes de calibração ( $N_I$ ) da câmara de ionização Radcal, modelo 10x5-6, em feixes de radiodiagnóstico, obtidos a partir das três metodologias de correção para variações na densidade do ar. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência $k = 2$ , supondo uma distribuição normal. _____	50
Tabela 17 -	Coeficientes de calibração ( $N_I$ ) da câmara de ionização Radcal, modelo 10x5-6M, em feixes de radiodiagnóstico, obtidos a partir das três metodologias de correção para variações na densidade do ar. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência $k = 2$ , supondo uma distribuição normal. _____	51
Tabela 18 -	Diferenças percentuais (DP) entre os coeficientes de calibração obtidos a partir das metodologias Met 1 e Met 2, em relação aos coeficientes de calibração obtidos por meio da metodologia recomendada pela IAEA (Met 3), para a câmara de ionização Radcal, modelo 10x5-180, em feixes de radiodiagnóstico. _____	52
Tabela 19 -	Diferenças percentuais (DP) entre os coeficientes de calibração obtidos a partir das metodologias Met 1 e Met 2, em relação aos coeficientes de calibração obtidos por meio da metodologia recomendada pela IAEA (Met 3), para a câmara de ionização Radcal, modelo 10x5-180, em feixes de radioproteção. _____	52
Tabela 20 -	Diferenças percentuais (DP) entre os coeficientes de calibração obtidos a partir das metodologias Met 1 e Met 2, em relação aos coeficientes de calibração obtidos por meio da metodologia recomendada pela IAEA (Met 3), para a câmara de ionização Radcal, modelo 10x5-60, em feixes	

---

---

de radiodiagnóstico. _____	53
Tabela 21 - Diferenças percentuais (DP) entre os coeficientes de calibração obtidos a partir das metodologias Met 1 e Met 2, em relação aos coeficientes de calibração obtidos por meio da metodologia recomendada pela IAEA (Met 3), para a câmara de ionização Radcal, modelo 10x5-6, em feixes de radiodiagnóstico. _____	53
Tabela 22 - Diferenças percentuais (DP) entre os coeficientes de calibração obtidos a partir das metodologias Met 1 e Met 2, em relação aos coeficientes de calibração obtidos por meio da metodologia recomendada pela IAEA (Met 3), para a câmara de ionização Radcal, modelo 10x5-6M, em feixes de radiodiagnóstico. _____	54
Tabela 23 - Resultados do teste de corrente de fuga pré-irradiação. _____	58
Tabela 24 - Resultados do teste de repetitividade. _____	58
Tabela 25 - Resultados do teste de reprodutibilidade. _____	59
Tabela 26 - Eficiência da coleção de íons obtida para as câmaras de ionização Victoreen especialmente projetadas para uso em intercomparações laboratoriais. _____	61
Tabela 27 - Efeito da polaridade máximo obtido para as câmaras de ionização testadas. _____	62
Tabela 28 - Resultados do teste de tempo de estabilização, realizado utilizando-se tanto a metodologia recomendada pela norma IEC 60731 [36] quanto a metodologia recomendada pela norma IEC 61674 [9]. _____	64
Tabela 29 - Coeficientes de calibração das câmaras de ionização Victoreen, modelos 415, 415A e 415B, nos feixes de radiodiagnóstico, diretos e atenuados, da Tabela 1. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência $k = 2$ , supondo uma distribuição normal. _____	67
Tabela 30 - Coeficientes de calibração das câmaras de ionização Victoreen, modelos 415, 415A e 415B, nos feixes de radioproteção, cujas características foram apresentados na Tabela 9 e na Tabela 10. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência $k = 2$ , supondo uma distribuição normal. _____	67
Tabela 31 - Coeficientes de calibração das câmaras de ionização PTW, modelos	

---



---

	32002 e 23361, nos feixes padrões de radioproteção, recomendados pela norma ISO 4037-1 [30]. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência $k = 2$ , supondo uma distribuição normal. _____	72
Tabela 32 -	Coeficientes de calibração das câmaras de ionização PTW, modelo 23344, nos feixes padrões para radioterapia de energias baixas, recomendados pelo BIPM [35]. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência $k = 2$ , supondo uma distribuição normal. _____	73
Tabela 33 -	Coeficientes de calibração da câmara de ionização Radcal, modelo RC6M, nos feixes de radiodiagnóstico, diretos e atenuados, da Tabela 1. Fator de abrangência $k = 2$ , supondo uma distribuição normal. _____	74
Tabela 34 -	Características dos conjuntos dosimétricos Radcal testados nos feixes de radiodiagnóstico convencional. _____	76
Tabela 35 -	Coeficientes de calibração dos conjuntos dosimétricos Radcal, utilizados principalmente em feixes de radiodiagnóstico convencional, que apresentaram maior dependência energética, calibrados nos feixes de radiodiagnóstico convencional. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência $k = 2$ , supondo uma distribuição normal. _____	77
Tabela 36 -	Coeficientes de calibração dos conjuntos dosimétricos Radcal, utilizados principalmente para medição de radiação espalhada, que apresentaram maior dependência energética, calibrados nos feixes de radiodiagnóstico convencional. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência $k = 2$ , supondo uma distribuição normal. _____	78
Tabela 37 -	Coeficientes de calibração dos conjuntos dosimétricos Radcal, utilizados principalmente em feixes de mamografia (I, J e K) e de fluoroscopia (L), que apresentaram maior dependência energética, calibrados nos feixes de radiodiagnóstico convencional. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência $k = 2$ , supondo uma distribuição normal. _____	79
Tabela 38 -	Dependência energética dos conjuntos dosimétricos Radcal, utilizados principalmente em feixes de radiodiagnóstico convencional, que apresentaram maior dependência energética nos feixes de radiodiagnóstico convencional nos quais foram calibrados. _____	80
Tabela 39 -	Dependência energética dos conjuntos dosimétricos Radcal, utilizados principalmente para medição da radiação espalhada, que apresentaram maior dependência energética nos feixes de radiodiagnóstico	

---

---

	convencional nos quais foram calibrados. _____	81
Tabela 40 -	Dependência energética dos conjuntos dosimétricos Radcal, utilizados principalmente em feixes de mamografia (I, J e K) e de fluoroscopia (L), que apresentaram maior dependência energética nos feixes de radiodiagnóstico convencional nos quais foram calibrados. _____	82
Tabela 41 -	Características dos dosímetros testados nos feixes de radioproteção. ____	86
Tabela 42 -	Coeficientes de calibração dos dosímetros testados que apresentaram maior dependência energética, calibrados nos feixes de radioproteção. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência $k = 2$ , supondo uma distribuição normal. _____	87
Tabela 43 -	Dependência energética dos dosímetros calibrados em feixes de radioproteção, expressa pela razão entre a maior e a menor resposta apresentada pelo dosímetro na faixa de energia utilizada. _____	89
Tabela 44 -	Taxas de kerma no ar determinadas com a câmara de ionização de referência PTW, modelo 77334, calibrada no PTB, e com as câmaras de referência Radcal, modelos RC6 e RC180, calibradas no LNMRI, em feixes de radiodiagnóstico convencional. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência $k = 2$ , supondo uma distribuição normal. _____	90
Tabela 45 -	Activímetros que participaram da intercomparação. _____	93
Tabela 46 -	Coeficientes de calibração dos activímetros listados na Tabela 45 obtidos para cada fonte de radiação utilizada. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência $k = 2$ , supondo uma distribuição normal. _____	94

---

---

## LISTA DE ABREVIATURAS

- ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas
- BIPM – Bureau International des Poids et Mesures
- CDTN – Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear
- CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear
- CR – Centro de Radiofarmácia
- CSR – Camada Semi-Redutora
- FDA – Food and Drug Administration
- IAEA – International Atomic Energy Agency
- IEC – International Electrotechnical Commission
- INMETRO – Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial
- 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
- NPL – National Physical Laboratory
- PTB – Physikalisch-Technische Bundesanstalt
- PTW – Physikalisch-Technische Werkstätten
- SRS – Safety Reports Series
- TRS – Technical Reports Series
- VIM – Vocabulário Internacional de Termos Fundamentais e Gerais de Metrologia
-

## 1. INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, o avanço da tecnologia tem possibilitado o uso cada vez mais difundido de radiação ionizante nas mais diversas áreas da atividade humana. Na medicina, a radiação ionizante é utilizada amplamente em práticas terapêuticas e diagnósticas. Na indústria, a radiação ionizante tem sido usada no controle de qualidade de peças, no controle de gramatura, em indicadores de nível, na cura de tintas, em aperfeiçoamento de polímeros, em irradiadores de grande porte para esterilização de material médico, e assim por diante.

A difusão do uso da radiação ionizante exigiu o desenvolvimento de instrumentos e métodos para a detecção e medição da radiação. Hoje em dia existem instrumentos projetados para uso em levantamento radiométrico, dosimetria em radiodiagnóstico, dosimetria em radioterapia, medidores de contaminação de superfície, medidores de atividade de radiofármacos e de fontes de braquiterapia, e assim por diante. Porém, para que as medições realizadas com estes instrumentos sejam confiáveis, eles precisam ser caracterizados e calibrados em feixes padrões apropriados de radiação ionizante, visto que cada tipo de aplicação possui feixes com características bastante distintas.

O Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI), do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), localizado em São Paulo, realiza calibrações dos mais variados tipos de detectores de radiação: monitores de contaminação, monitores gama, monitores beta, dosímetros clínicos, activímetros, entre outros, com radiações X, alfa, beta e gama, níveis radioproteção, radiodiagnóstico e radioterapia.

Somente um outro laboratório no Brasil oferece os mesmos serviços de calibração, com exceção da calibração de monitores beta, o Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI), do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), CNEN, localizado no Rio de Janeiro, que é o laboratório designado pelo Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade (INMETRO) como laboratório nacional para calibração de instrumentos medidores de radiação.

Existem mais três laboratórios de calibração de instrumentos medidores de radiação certificados pelo LNMRI/IRD/CNEN:

- Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear (CDTN), CNEN, e que realiza calibração de monitores gama e de monitores de contaminação, localizado em Belo Horizonte, Minas Gerais;

- Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco, que realiza calibração de monitores gama e de monitores de contaminação, localizado em Recife, Pernambuco;
- Laboratório de Ciências Radiológicas, Universidade Estadual do Rio de Janeiro, que realiza calibrações de monitores gama, localizado no Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.

Diferentes publicações, nacionais e internacionais, especificam testes de desempenho para instrumentos medidores de radiação, recomendam limites para cada teste especificado, estabelecem metodologias e periodicidade para a calibração destes instrumentos e especificam as qualidades de feixe nas quais devem ser calibrados.

Por exemplo, a Portaria 453 do Ministério da Saúde [1], que fornece diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico, estabelece que instrumentos para medição de níveis de radiação em levantamentos radiométricos e dosimetria de feixe devem ser calibrados a cada 2 anos em laboratórios credenciados, com rastreabilidade à rede nacional ou internacional de metrologia das radiações ionizantes, nas qualidades de feixes de raios X diagnósticos.

A CNEN regulamenta que os monitores de taxa de exposição e de contaminação de superfície utilizados em medicina nuclear sejam calibrados bienalmente e/ou sempre que os instrumentos passarem por reparos, por laboratórios credenciados pela CNEN [2]. A CNEN regulamenta também que os serviços de radioterapia providenciem a realização de calibrações periódicas em dosímetros clínicos e em monitores de área, com periodicidade máxima de dois anos e um ano, respectivamente, na faixa de energia em que são utilizados, por instituições autorizadas pela CNEN, e que a recalibração destes instrumentos seja feita em caso de ocorrência de defeitos, reparos, ou apresentação de funcionamento irregular [3].

A Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) recomenda que todo instrumento de monitoração individual e de área seja calibrado antes de sua primeira utilização, e depois passe a ser calibrado a cada 12 a 14 meses [4].

As recomendações sobre desempenho dos instrumentos medidores de radiação diferem conforme a aplicação do instrumento, levando em conta as peculiaridades relativas a cada tipo de aplicação.

Em radioterapia, os limites recomendados para o desempenho de instrumentos são os mais restritivos, visto que os resultados do tratamento estão intimamente relacionados com a dose liberada no volume alvo e nos tecidos saudáveis

---

circunvizinhos [5]. Pequenos erros na dosimetria em radioterapia implicam diretamente na saúde do paciente que está sendo tratado. Se a dose for superestimada, o paciente irá receber uma dose menor do que deveria, tornando o tratamento ineficiente [6]. Se a dose for subestimada, o paciente receberá uma dose maior que a prescrita no tratamento, o que poderá afetar tecidos circunvizinhos saudáveis, causando queimaduras, ou até mesmo provocando mutações, que podem desencadear o processo de formação de tumores secundários [7, 8].

As recomendações sobre testes de desempenho para instrumentos utilizados em medição da radiação ionizante em feixes de radiodiagnóstico são mais extensas do que as recomendações de desempenho para instrumentos utilizados em feixes de radioproteção, abrangendo um número maior de testes de desempenho. Um exemplo disso pode ser visto comparando-se as recomendações da norma IEC 61674 [9], referente a dosímetros utilizados em radiodiagnóstico, com as recomendações da norma ISO 4037-2 [10], referente a dosímetros utilizados em radioproteção.

A importância da realização dos testes de desempenho recomendados por normas internacionais em dosímetros utilizados em feixes de radiodiagnóstico pode ser entendida ao se analisar a contribuição do radiodiagnóstico na dose total à qual a população é submetida. Um trabalho feito no Reino Unido em 2004 mostrou que cerca de 90 % da dose de radiação ionizante oriunda de fontes artificiais, excluindo-se as doses recebidas em radioterapia, é decorrente de exames médicos que utilizam radiação-X, sendo que os procedimentos envolvidos no radiodiagnóstico convencional contribuem com 30 % desta dose [11]. Além disso, avanços tecnológicos têm possibilitado melhorias significativas na qualidade de imagens radiológicas, com a liberação de uma dose menor para o paciente e para o indivíduo ocupacionalmente exposto, possibilitando um controle mais rigoroso dos parâmetros técnicos utilizados [12].

Os instrumentos utilizados em feixes de radioproteção devem ser sensíveis o suficiente para realizarem medições de níveis de radiação ionizante baixos, detectando níveis pouco mais altos que o da radiação de fundo. No entanto, mesmo níveis de radiação baixos podem causar efeitos deletérios nas células do indivíduo exposto. Estes efeitos podem ser tardios, se as células afetadas forem somáticas. O período de latência entre a exposição e o surgimento destes efeitos, que incluem a leucemia e tumores sólidos, pode ser de anos ou mesmo de décadas. Se as células afetadas forem germinativas, os possíveis efeitos deletérios sofridos serão evidentes somente na

---

geração seguinte. Na verdade, não há evidência de um limite de dose abaixo do qual nenhum efeito ocorre. Isso significa que a indução de efeitos deletérios é diretamente proporcional à dose recebida, mesmo que esta dose seja bem pequena. Esta relação linear dose-resposta sugere que nenhuma dose de radiação, mesmo que seja bem baixa, é completamente segura. Isto torna imperativo que todos os passos racionalmente possíveis sejam tomados para minimizar o risco a um nível aceitável [13]. Portanto, é de suma importância que os instrumentos utilizados em monitoração de área e em serviços de radioproteção de maneira geral estejam funcionando adequadamente, obedecendo aos limites de dose estabelecidos por recomendações internacionais, de forma a garantir que o uso de radiação naquela instalação seja seguro.

Uma atenção especial no que diz respeito ao bom funcionamento de instrumentos medidores de radiação tem sido dada a instrumentos utilizados em medicina nuclear, tanto em diagnóstico como em terapia. Se o instrumento indicar um valor de atividade menor que o valor real, isto acarretará em uma administração de atividade maior que a prescrita para o paciente, sem que ele derive algum benefício desta dose extra, sendo assim exposto desnecessariamente. Por outro lado, se o instrumento indicar um valor de atividade maior que o valor real, a atividade administrada será insuficiente para o fim a que se destina, acarretando em repetição do procedimento, o que mais uma vez implicará em aumento desnecessário da dose para o paciente e para os indivíduos ocupacionalmente expostos envolvidos no processo.

Com o objetivo de assegurar o bom funcionamento de activímetros utilizados em Serviços de Medicina Nuclear, a CNEN regulamenta que estes instrumentos sejam submetidos a testes de controle de qualidade semestrais e anuais. Além disso, uma publicação recente do National Physical Laboratory (NPL, Inglaterra), referente ao estabelecimento e à manutenção da calibração e de controle de qualidade de activímetros utilizados em medicina nuclear [14], recomenda que estes instrumentos sejam submetidos a testes de controle de qualidade antes de sua primeira utilização, diariamente, mensalmente e anualmente. Com relação à calibração, esta publicação recomenda que o activímetro seja calibrado antes do seu primeiro uso com todos os radionuclídeos cuja atividade será determinada neste instrumento. Depois disso, recomenda-se que pelo menos dois radionuclídeos sejam utilizados para calibrar o activímetro anualmente, e que sejam utilizados radionuclídeos diferentes de um ano para outro. Este procedimento fará com que o instrumento seja calibrado em toda a

---

faixa de energia coberta pelos radionuclídeos comumente usados, e incluirá, após um período razoável de tempo, todos os radionuclídeos de interesse para a instituição [14].

Programas de intercomparação de activímetros têm sido utilizados como uma maneira adicional de se garantir a confiabilidade das medições de radionuclídeos fornecidas por estes instrumentos [15, 16, 17]. No Brasil, alguns trabalhos mostram o andamento de um programa de intercomparação de instrumentos, utilizando-se vários radionuclídeos, em Serviços de Medicina Nuclear [18, 19, 20].

Tendo em vista a importância da calibração de instrumentos medidores de radiação, o objetivo deste trabalho foi realizar intercomparações de câmaras de ionização em feixes de radiodiagnóstico, radioproteção e radioterapia, no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do IPEN, utilizando como parâmetro de comparação os coeficientes de calibração e a dependência energética apresentada pelas câmaras de ionização, e ainda realizar uma intercomparação de activímetros utilizados em medicina nuclear.

Para que o objetivo deste trabalho fosse alcançado, algumas etapas intermediárias foram realizadas:

- Testes de caracterização de um conjunto de câmaras de ionização especialmente projetadas para uso em intercomparações laboratoriais;
- Testes de controle de qualidade em várias câmaras de ionização do LCI utilizadas neste trabalho;
- Estabelecimento de qualidades de radiação-X que ainda não haviam sido implantadas no LCI, níveis radioproteção e radioterapia de energias baixas;
- Realização de um estudo comparativo entre três metodologias para a obtenção de coeficientes de calibração de câmaras de ionização em feixes de radiação-X; as três metodologias diferem na forma de corrigir as variações de densidade do ar durante as medições com as câmaras de ionização;
- Redação de procedimentos tanto para a calibração de activímetros no IPEN como para a realização de intercomparações de activímetros em Serviços de Medicina Nuclear, seguindo o modelo do sistema da qualidade do IPEN.



## 2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Neste capítulo são abordados os conceitos teóricos básicos necessários para o entendimento do que vai ser relatado neste trabalho. Será feita uma explanação das principais grandezas e unidades utilizadas no trabalho, do princípio de funcionamento das câmaras de ionização, das principais características dos campos de radiação, utilizadas para diferenciar as diversas qualidades de feixes, e do conceito de rastreabilidade, tão fundamental na metrologia.

### 2.1 GRANDEZAS E UNIDADES

O termo “radiação ionizante” refere-se a partículas carregadas e partículas não carregadas que podem produzir ionizações em um meio. Medições das radiações e investigações dos efeitos da radiação requerem vários graus de especificação do campo de radiação no ponto de interesse. As grandezas que caracterizam campos de radiação são chamadas de grandezas radiométricas, que podem se referir ao número de partículas ou fótons num determinado campo de radiação, ou à energia transportada por elas. Os efeitos da radiação na matéria dependem das características do campo de radiação, conforme especificadas por grandezas radiométricas, e das interações entre a radiação e a matéria, conforme caracterizadas pelas grandezas de interação. As grandezas dosimétricas, que são as grandezas de interesse especial neste trabalho, são aquelas que propiciam uma medição física que se correlacione com os efeitos reais ou potenciais da radiação. Essas grandezas são essencialmente produtos de grandezas radiométricas e coeficientes de interação. As grandezas dosimétricas descrevem os processos nos quais a radiação interage com a matéria, convertendo a energia da partícula ou do fóton, e depositando esta energia na matéria. O termo “conversão de energia” se refere à transferência de energia da partícula ou fóton ionizante para partículas ionizantes secundárias [21].

A grandeza **kerma** (*kinetic energy released per unit mass*) relaciona-se com a energia cinética das partículas carregadas liberadas por fótons ou partículas não carregadas. A energia gasta para superar a energia de ligação, geralmente um componente muito pequeno de energia, é, por definição, não incluída. Sendo assim, kerma envolve a energia doada às partículas carregadas geradas a partir da interação de partículas não carregadas ou de fótons com a matéria. Kerma,  $K$ , é o quociente de  $dE_{tr}$

---

por  $dm$ , onde  $dE_{tr}$  é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas não carregadas ou fótons numa massa  $dm$  de material [21].

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad \text{Equação 1}$$

A unidade da grandeza kerma é  $J\ kg^{-1}$ . O nome especial dado para essa unidade é gray (Gy) [21].

Embora kerma seja uma grandeza referente à transferência inicial de energia à matéria, às vezes ela é usada como uma aproximação da dose absorvida. A igualdade entre kerma e dose absorvida é alcançada quando há equilíbrio eletrônico, as perdas radiativas são desprezíveis, e a energia dos fótons ou das partículas não carregadas é grande em comparação com a energia de ligação das partículas carregadas liberadas [21].

A **taxa de kerma**,  $\dot{K}$ , é o quociente de  $dK$  por  $dt$ , onde  $dK$  é o incremento de kerma no intervalo de tempo  $dt$  [21].

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad \text{Equação 2}$$

A unidade da grandeza taxa de kerma é  $J\ kg^{-1}s^{-1}$ . Se for usado o nome especial gray, a unidade de taxa de kerma é gray por segundo ( $Gy\ s^{-1}$ ).

A **exposição**,  $X$ , é o quociente de  $dQ$  por  $dm$ , onde  $dQ$  é o valor absoluto do total de cargas dos íons de mesmo sinal produzidos no ar quando todos os elétrons e pósitrons liberados ou criados por fótons no ar de massa  $dm$  são completamente freados no ar [21].

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad \text{Equação 3}$$

A unidade da grandeza exposição é  $C\ kg^{-1}$ .

A **taxa de exposição**,  $\dot{X}$ , é o quociente de  $dX$  por  $dt$ , onde  $dX$  é o incremento de exposição no intervalo de tempo  $dt$  [21].

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad \text{Equação 4}$$

A unidade da grandeza taxa de exposição é  $C \text{ kg}^{-1} \text{ s}^{-1}$ .

A **dose absorvida**,  $D$ , é o quociente de  $d\bar{\epsilon}$  por  $dm$ , onde  $d\bar{\epsilon}$  é a energia média cedida à matéria de massa  $dm$  [21].

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad \text{Equação 5}$$

A unidade de dose absorvida é  $J \text{ kg}^{-1}$ . O nome especial para a unidade de dose absorvida é gray (Gy) [21].

A **taxa de dose absorvida**,  $\dot{D}$ , é o quociente de  $dD$  por  $dt$ , onde  $dD$  é o incremento de dose absorvida no intervalo de tempo  $dt$  [21].

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad \text{Equação 6}$$

A unidade de taxa de dose absorvida é  $J \text{ kg}^{-1} \text{ s}^{-1}$ . Se o nome especial gray for usado como unidade para dose absorvida, a unidade de taxa de dose absorvida será gray por segundo ( $Gy \text{ s}^{-1}$ ) [21].

O termo **radioatividade** refere-se a transformações espontâneas que envolvem mudanças dos núcleos dos átomos. A energia liberada nestas transformações é emitida como fótons e/ou outros tipos de radiação. A radioatividade é um processo estocástico que envolve todo o átomo, visto que transformações nucleares também podem afetar a estrutura eletrônica do átomo, causando a emissão de elétrons, de fótons, ou de ambos [21].

A **constante de decaimento**,  $\lambda$ , de um radionuclídeo num estado particular de energia é o quociente de  $dP$  por  $dt$ , onde  $dP$  é a probabilidade de que um núcleo passe por uma transformação nuclear espontânea a partir deste estado de energia, no intervalo de tempo  $dt$  [21].

---

$$\lambda = \frac{dP}{dt} \quad \text{Equação 7}$$

A unidade da constante de decaimento é  $s^{-1}$ .

A grandeza  $(\ln 2)/\lambda$ , comumente chamada de **meia-vida**,  $T_{1/2}$ , de um radionuclídeo, é o tempo médio gasto para que o número de átomos de um determinado elemento diminua para metade de seu valor inicial, devido ao decaimento [21].

A **atividade**,  $A$ , de uma quantidade de radionuclídeo num estado particular de energia num dado instante é o quociente de  $dN$  por  $dt$ , onde  $dN$  é o número de transições nucleares daquele estado de energia no intervalo de tempo  $dt$  [21].

$$A = \frac{dN}{dt} \quad \text{Equação 8}$$

A unidade de atividade é  $s^{-1}$ . O nome especial dado para a unidade de atividade é becquerel (Bq) [21].

A atividade,  $A$ , de uma quantidade de radionuclídeo num estado particular de energia num dado instante é igual ao produto da constante de decaimento,  $\lambda$ , e o número  $N$  de núcleos neste estado de energia [21].

$$A = \lambda N \quad \text{Equação 9}$$

## 2.2 CÂMARAS DE IONIZAÇÃO

Os instrumentos que propiciam a realização de medições de exposição ou de dose são chamados de dosímetros. Definido de maneira geral, um dosímetro é um volume de um material sensível à radiação, delimitado por uma parede de material diferente. O volume sensível do dosímetro é geralmente chamado de “cavidade”. O material da cavidade pode ser um gás, um líquido ou um sólido. A teoria da cavidade define o método para que seja calculada a dose liberada no local de interesse a partir da medição da dose liberada na cavidade do dosímetro. Dosímetros comumente utilizados incluem câmaras de ionização, filmes, dosímetros termoluminescentes, dosímetros cintiladores e semicondutores [22].

Os dosímetros mais amplamente utilizados são as câmaras de ionização [22]. As câmaras de ionização são em princípio os detectores de radiação a gás mais simples. Sua operação é baseada na coleção de todas as cargas criadas pela ionização direta no gás por meio da aplicação de um campo elétrico [23]. O campo elétrico utilizado em câmaras de ionização deve ser suficientemente grande para coletar todos os íons gerados pela passagem da radiação, porém deve ser insuficiente para produzir a multiplicação de íons. Nas câmaras seladas, o ar contido no volume sensível não se comunica com o ar atmosférico. Nas câmaras não-seladas, o ar dentro do volume sensível se comunica livremente com a atmosfera, de forma que os valores apresentados por estas câmaras devem ser corrigidos para as mudanças na densidade do ar [9]. A Equação 10 mostra como se obtém este fator de correção.

$$k_p = \frac{273,15 + T}{293,15} \times \frac{101,325}{p} \quad \text{Equação 10}$$

onde

$T$  é a temperatura média durante a medição, em °C;

$p$  é a pressão média durante a medição, em kPa.

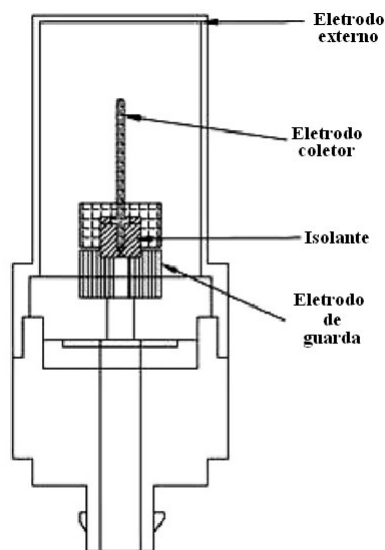
As câmaras de ionização podem também ser divididas em duas outras categorias: câmaras de ar livre e câmaras cavitárias. As câmaras de ar livre medem parâmetros que estão diretamente envolvidos na definição de exposição, ou seja, a ionização por unidade de massa de ar, sendo, portanto, um dosímetro absoluto. Existem câmaras de ar livre de diferentes modelos, de geometria cilíndrica ou de placas paralelas [22]. Todavia, geralmente não é possível manter um dosímetro absoluto fora de laboratórios padrões primários, sendo preferível trabalhar com câmaras cavitárias, com calibração rastreável a laboratórios de referência [24]. As câmaras cavitárias oferecem uma série de vantagens em relação às câmaras de ar livre. Algumas dessas vantagens são apresentadas a seguir:

- Apresentam um projeto compacto, mesmo para uso em energias altas, visto que o alcance de elétrons secundários em material sólido é muito menor que o alcance no ar, o que impossibilita a construção de câmaras de ar livre para feixes de altas energias;

- Podem realizar medições em feixes de radiação multidirecionais, ao passo que as câmaras de ar livre só podem realizar medições em feixes unidirecionais alinhados para passar perpendicularmente à abertura da câmara;
- Podem apresentar variedade de formatos, permitindo medições de dose em feixes de partículas carregadas, de nêutrons e de fótons, enquanto as câmaras de ar livre só podem ser utilizadas em feixes de radiação-X, e preferencialmente em energias de até 300 keV, visto que em energias maiores as câmaras de ionização precisam ter um volume muito grande para atingir o equilíbrio eletrônico, o que torna impraticável a fabricação deste tipo de câmara;
- Podem ser planas, para realizar medições de dose na superfície de simuladores e da variação da dose em função da profundidade, ou podem ser bem pequenas para realizar medições de dose em vários pontos num feixe de radiação [24].

As câmaras de ionização cavitárias estão disponíveis comercialmente numa variedade de formatos para uso em diferentes aplicações [24]. Elas podem ser cilíndricas, esféricas, planas e de placas paralelas. Existem também câmaras cavitárias de extrapolação, cujo volume sensível pode ser variado por meio de um parafuso micrométrico; câmaras de transmissão para monitoração do feixe; câmaras para aplicações específicas, como as câmaras desenvolvidas especialmente para uso em tomografia computadorizada e em mamografia, entre outras.

As câmaras de ionização esféricas ou cilíndricas são as câmaras cavitárias mais comuns. Estas câmaras, especialmente as esféricas, são isotrópicas no seu volume sensível, exceto pela atenuação da haste. Este tipo de câmara de ionização deve ser exposto à radiação em ângulos retos em relação ao eixo da haste quando são realizadas medições em feixes unidirecionais. Isto evita o efeito de espalhamento pela haste e minimiza a extensão que é irradiada da haste e do cabo [24]. A Figura 1 mostra uma representação esquemática de uma câmara de ionização cilíndrica, e a Figura 2 mostra algumas câmaras cavitárias comerciais, esféricas e cilíndricas.



**Figura 1 - Representação esquemática de uma câmara de ionização cilíndrica [25].**



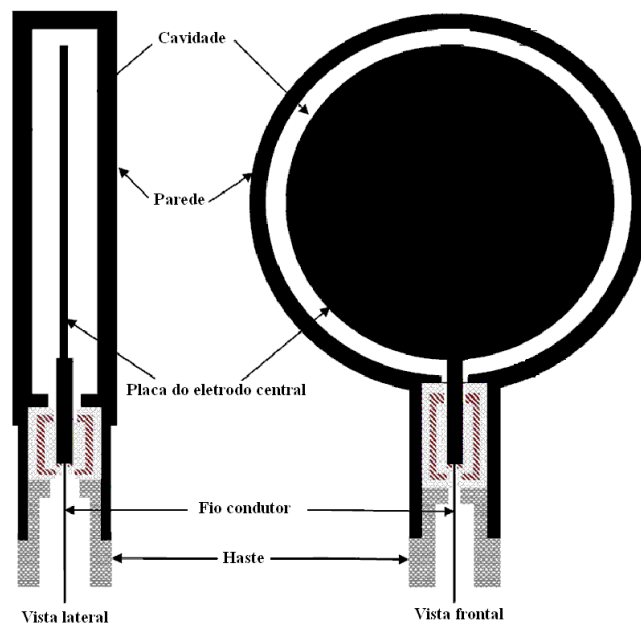
**Figura 2 - Câmaras de ionização cavitárias de formatos esférico e cilíndrico, comercialmente disponíveis, das marcas PTW [26] e Radcal [27].**

As câmaras de ionização cavitárias planas são de fabricação mais difícil do que as câmaras esféricas e cilíndricas [24]. No entanto, elas apresentam uma série de vantagens:

- Podem ser construídas com folhas finas ou com membranas plásticas como janela de entrada, causando uma atenuação mínima do feixe de elétrons ou de radiação-X de energias baixas;
- A separação intereletródica pode ser bem pequena, da ordem de 0,5 mm, permitindo medições de profundidade de dose com boa resolução;

- A distância intereletrodica pode ser variável, tornando possível a variação do volume sensível, permitindo a extrapolação para dose superficial (profundidade nula na câmara de extrapolação);
- Permite medições de dose na superfície de um objeto simulador (“phantom”) [24].

A Figura 3 mostra uma representação esquemática de uma câmara de ionização plana, e a Figura 4 mostra dois modelos de câmaras planas disponíveis comercialmente.



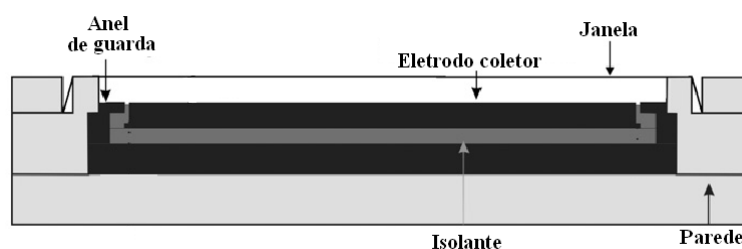
**Figura 3 - Representação esquemática de uma câmara de ionização plana [28].**



**Figura 4 - Câmaras de ionização cavitárias planas, comercialmente disponíveis, da marca Radcal [27].**



As câmaras de ionização de placas paralelas são as mais utilizadas na área de radiodiagnóstico. Este tipo de câmara tem dois eletrodos planos, dispostos paralelamente, separados por alguns milímetros de ar, delimitando o volume sensível da câmara. Estas câmaras devem ser utilizadas com suas placas orientadas perpendicularmente ao eixo do feixe de radiação. A Figura 5 mostra uma representação esquemática de uma câmara de ionização de placas paralelas, e a Figura 6 mostra dois modelos de câmaras de ionização de placas paralelas disponíveis comercialmente.

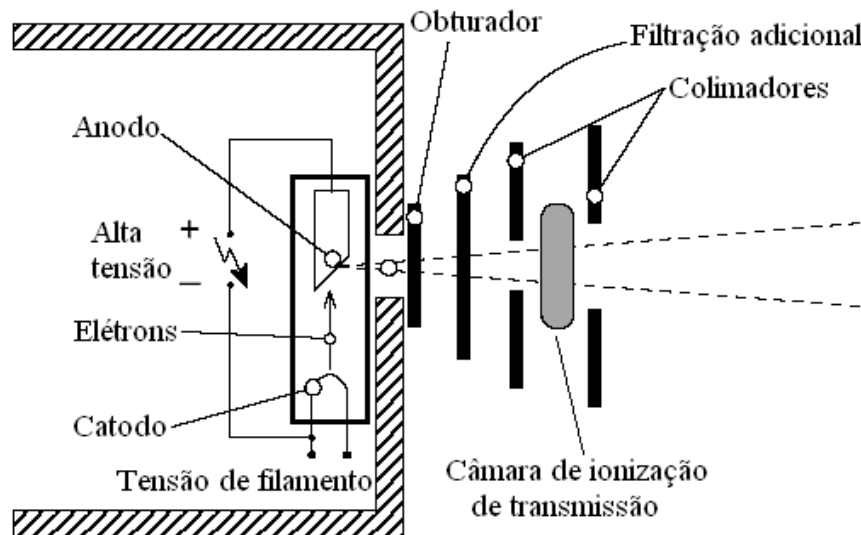


**Figura 5 - Representação esquemática de uma câmara de ionização de placas paralelas [29].**



**Figura 6 - Câmaras de ionização de placas paralelas, comercialmente disponíveis, da marca PTW, modelos 77335 (a) e 77334 (b) [26].**

As câmaras de ionização de transmissão utilizadas na monitoração dos feixes de radiação são utilizadas logo na saída do sistema de radiação-X, depois dos filtros adicionais, entre os colimadores [4], como mostra a Figura 7.



**Figura 7 - Posicionamento da câmara de ionização de transmissão no feixe de radiação-X [4].**

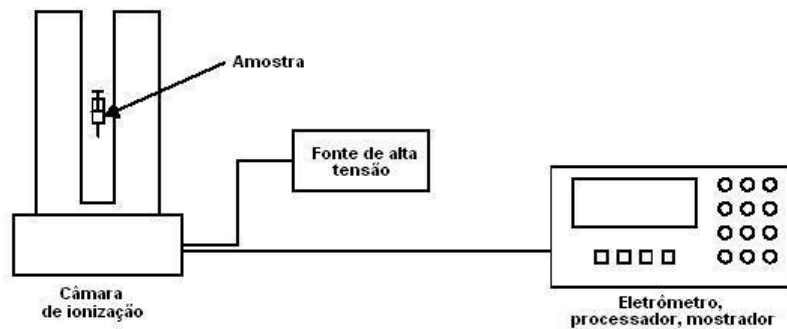
A alta tensão gerada pelo equipamento de raios X pode flutuar ao longo do tempo, devido às flutuações na rede de abastecimento de energia elétrica, por exemplo. Este fato pode provocar flutuações na intensidade do feixe de radiação-X produzido. O objetivo do uso da câmara de transmissão é, portanto, a medição das flutuações da intensidade do feixe de radiação. Os valores obtidos pelas câmaras de ionização utilizadas nestes feixes são divididos pelo valor correspondente indicado pela câmara de transmissão, obtendo-se assim uma normalização dos resultados [24].

A corrente típica gerada pelas câmaras de ionização é da ordem de  $10^{-14}$  a  $10^{-6}$  A. A medição de correntes tão baixas requer técnicas cuidadosas e instrumentação apropriada. Os instrumentos utilizados para as medições de correntes desta ordem de grandeza são chamados “eletrômetros”, que funcionam como voltímetros de alta impedância [24]. O acoplamento entre a câmara de ionização e o eletrômetro deve ser feito por meio de cabos projetados especificamente para este fim, visto que as correntes de ionização são muito baixas, e qualquer ruído inserido pelo cabo pode comprometer as medições feitas com o conjunto câmara-eletrômetro. Além disso, estes cabos não devem ser torcidos, pisados ou flexionados, para evitar o surgimento de correntes instáveis e relativamente altas que podem permanecer por horas. Além disso, os conectores, tanto dos cabos quanto das câmaras, não devem ser tocados e devem ser armazenados em um local apropriado, de maneira que não acumulem sujeira ou umidade, para evitar o aumento do valor da corrente de fuga do sistema [24].

### 2.3 ACTIVÍMETROS

Os principais instrumentos utilizados para determinar a atividade de fontes radioativas utilizados em hospitais para diagnóstico e terapia são os activímetros. Estes instrumentos geralmente são formados pelas seguintes partes, conforme mostra a Figura 8 [14]:

- Câmara de ionização do tipo poço;
- Fonte estabilizada de alta tensão;
- Eletrômetro para a medição de correntes de ionização baixas;
- Sistema eletrônico de processamento de dados;
- Dispositivo mostrador dos valores obtidos nas medições.



**Figura 8 - Esquema das partes constituintes de um activímetro [14].**

A câmara de ionização do tipo poço consiste essencialmente de dois eletrodos com uma diferença de potencial da ordem de centenas de volts e isolados eletricamente por uma camada de gás. A maior parte das câmaras de ionização do tipo poço são seladas e o gás onde a ionização ocorre fica pressurizado no volume sensível da câmara. A amostra radioativa é posicionada dentro da cavidade. A passagem da radiação ionizante pelo volume sensível da câmara de ionização ioniza o gás ali presente, produzindo uma corrente elétrica, cuja magnitude é proporcional à atividade do radionuclídeo presente na cavidade. A razão entre a corrente obtida e a atividade do radionuclídeo é geralmente chamada de “fator de calibração” para aquele radionuclídeo específico. O fator de calibração é dependente de uma série de fatores, como a energia do radionuclídeo, as características do frasco e o volume da solução. A corrente gerada

---

entre os eletrodos abrange a faixa de  $10^{-14}$  a  $10^{-6}$  A. Portanto, o eletrômetro do ativímetro deve ser capaz de realizar medições nesta ampla faixa de corrente [14].

## 2.4 QUALIDADE DE FEIXES DE RADIAÇÃO

Quando o termo “qualidade” passou a ser aplicado a um feixe de radiação-X, ele era usado como sinônimo de “dureza”, ou seja, relativo à capacidade de penetração do feixe. A dureza do feixe era o principal parâmetro utilizado nos primórdios da radioterapia, quando a efetividade do tratamento de tumores com radiação-X dependia principalmente da capacidade de penetração do feixe e da limitação da dose liberada a tecidos saudáveis circunvizinhos. Este termo ainda é usado, com o mesmo significado, mesmo em aplicações onde o poder de penetração do feixe não precisa ser maximizado, como por exemplo, no caso do radiodiagnóstico [24].

O termo qualidade da radiação também tem sido usado no sentido mais geral de distribuição espectral da energia de um feixe. Desta forma, a qualidade de um feixe de radiação-X pode ser especificada em termos de seu espectro ou de suas características de atenuação em um material de referência [24]. De acordo com a norma ISO 4037-1 [30], referente à radiação-X e gama de referência para calibração de dosímetros, a qualidade de um feixe filtrado de radiação-X pode ser caracterizada pelos seguintes parâmetros:

- Energia média do feixe de radiação, expressa em keV;
- Resolução espectral, expressa em porcentagem;
- Camada semi-redutora (CSR);
- Coeficiente de homogeneidade (quociente entre a primeira e a segunda camadas semi-redutoras).

A IAEA, na publicação TRS 398 [31], afirma ser recomendável o uso de mais de um parâmetro para caracterizar um feixe de radiação-X, e que os parâmetros mais usados para esse fim são a CSR e a tensão (kV). No entanto, visto que a CSR tem sido o parâmetro de qualidade de feixe tradicionalmente usado, este protocolo usa somente a CSR como parâmetro para caracterizar o feixe [31]. De acordo com este protocolo, embora a especificação da qualidade de um feixe em termos de CSR seja precária, já que a CSR diz muito pouco sobre o número e a energia dos fótons presentes no feixe, para a maior parte das aplicações, uma especificação completa, como a obtenção de um espectro, não é tão importante, visto que os efeitos advindos da interação da radiação-X

---

com o material biológico dos seres vivos não são muito sensíveis à qualidade da radiação. Por esse motivo, a especificação da qualidade do feixe em termos de CSR é geralmente suficiente [32].

A **camada semi-redutora** representa a espessura de um determinado material que atenua o feixe de fótons de tal forma que a taxa de kerma no ar seja reduzida à metade de seu valor original. Para que se atenda a essa definição, os valores de taxa de kerma no ar não devem incluir os fótons espalhados, mas somente os fótons inicialmente presentes no feixe [4].

Para a medição de CSR, devem ser utilizadas câmaras de ionização com pequena dependência energética, visto que o acréscimo de filtros para a diminuição da intensidade do feixe altera o espectro da radiação, aumentando a energia do feixe. Se a câmara de ionização utilizada apresentar uma grande dependência energética, o decréscimo no valor apresentado pela câmara de ionização não corresponderá diretamente à diminuição da intensidade do feixe [33].

Cuidados adicionais devem ser tomados ao se determinar a CSR de feixes de baixa energia. A atenuação provocada pelo ar também deve ser levada em conta nestes casos. A determinação de CSRs exige filtros de alumínio de alta pureza, principalmente em feixes de baixa energia, porque o efeito fotoelétrico é predominante nessa faixa de energia. Assim, mesmo uma pequena quantidade de impureza de elevado número atômico nos filtros de alumínio irá levar a resultados incorretos [33].

Existem normas ou recomendações internacionais que especificam as qualidades de radiação-X que devem ser utilizadas na calibração de câmaras de ionização utilizadas nas mais diversas aplicações. Por exemplo, a norma ISO 4037-1 [30] estabelece as qualidades de feixes de radiação que devem ser utilizadas na calibração de instrumentos utilizados em radioproteção. A norma IEC 61267 [34] estabelece as qualidades de feixe que devem ser utilizadas na calibração de instrumentos utilizados em radiodiagnóstico, e o *Bureau International des Poids et Mesures (BIPM)*, que é o laboratório de dosimetria padrão primário francês, recomenda qualidades de feixes de radiação-X para calibração de instrumentos utilizados em radioterapia [35].

## 2.5 TESTES E RASTREABILIDADE METROLÓGICA

A IAEA, na publicação SRS 16 [4], define o termo “testes” como sendo as medições realizadas com o objetivo de confirmar que um instrumento está funcionando

---

corretamente e/ou com o objetivo de determinar quantitativamente as variações no valor indicado por um instrumento ao ser submetido a diferentes condições elétricas, ambientais e de irradiação.

O teste de **corrente de fuga pré-irradiação** tem como objetivo quantificar a corrente oriunda do detector ou do eletrômetro que não seja produzida por ionização na câmara [9, 36].

O teste de **repetitividade** avalia o grau de concordância entre os resultados de medições sucessivas de um mesmo mensurando efetuadas sob as mesmas condições de medição [37]. Este teste também costuma ser chamado de teste de estabilidade a curto prazo.

O teste de **reprodutibilidade** avalia o grau de concordância entre os resultados das medições de um mesmo mensurando efetuadas sob condições variadas de medição [37]. Este teste também costuma ser chamado de teste de estabilidade a longo prazo [36].

O teste de **saturação da corrente de ionização** determina a tensão na qual a câmara de ionização deve ser operada. Esta tensão deve ser suficiente para coletar todos os íons primários gerados pela radiação incidente no volume sensível [24]. Uma coleção incompleta de íons na cavidade de uma câmara de ionização é causada por dois processos principais. O primeiro é a recombinação de íons formados por traços de ionização diferentes, denominado “recombinação geral”, que é dependente da densidade da ionização, e conseqüentemente, da taxa de dose. O segundo processo, denominado “recombinação inicial”, é a recombinação de íons formados por um único traço de ionização, processo este independente da taxa de dose. Ambos os processos dependem da geometria da câmara e da tensão de polarização aplicada [31]. Diz-se que a câmara de ionização está saturada quando a recombinação iônica se torna desprezível. Quanto maior a tensão aplicada à câmara de ionização, menor será a recombinação iônica, até que a saturação seja atingida. No entanto, não é possível aumentar indefinidamente a tensão aplicada à câmara de ionização, para que não se rompa o isolamento elétrico da câmara, e para que não se provoque a multiplicação de íons. Conseqüentemente, é necessário determinar a **eficiência da coleção de íons** na tensão de operação da câmara de ionização [24]. A Equação 11 pode ser utilizada para a determinação da eficiência da coleção de íons. Para este cálculo, a relação  $V_1 / V_2$  deve ser preferencialmente igual ou maior que 3 [31].

---

$$f = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (Q_1/Q_2)} \quad \text{Equação 11}$$

onde

$f$  é a eficiência da coleção de íons;

$V_1$  é a tensão de operação da câmara;

$V_2$  é uma tensão menor que a tensão de operação;

$Q_1$  é o valor da carga coletada na tensão de polarização  $V_1$ ;

$Q_2$  é o valor da carga coletada na tensão de polarização  $V_2$ .

Em alguns casos, quando se inverte a polaridade da tensão de operação de uma câmara de ionização, o valor da corrente coletada se altera. Este efeito, chamado de **efeito da polaridade**, é desprezível para a maior parte das câmaras de ionização utilizadas em feixes de fótons. No entanto, em feixes de partículas carregadas, especialmente em feixes de elétrons, este efeito pode ser significativo. Quando uma câmara de ionização é utilizada num feixe onde o efeito da polaridade é significativo, deve-se utilizar o valor médio absoluto das correntes obtido com a câmara nas duas polaridades. Para o uso rotineiro de uma determinada câmara de ionização, uma única tensão de polarização e uma única polaridade são geralmente utilizadas. Entretanto, o efeito do uso de polaridades diferentes na câmara de ionização pode ser calculado para cada qualidade de feixe na qual a câmara é utilizada pela Equação 12 [31].

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad \text{Equação 12}$$

onde

$M_+$  é a medição realizada com a polaridade positiva;

$M_-$  é a medição realizada com a polaridade negativa;

$M$  é a medição realizada com a polaridade utilizada rotineiramente.

As medições de  $M_+$  e  $M_-$  devem ser feitas cuidadosamente, assegurando que os valores apresentados pela câmara de ionização já estejam estáveis, visto que algumas

câmaras podem demorar mais de 20 minutos para estabilizar após qualquer mudança na polaridade [31].

O teste de **linearidade da corrente de ionização** verifica se a relação entre a taxa de kerma no ar e a corrente de ionização apresentada pela câmara é linear. O resultado deste teste é apresentado na forma de incerteza obtida para o coeficiente angular da reta de ajuste linear dos dados experimentais [38].

O teste de **tempo de estabilização** tem como objetivo verificar o tempo necessário para que o valor apresentado pela câmara de ionização numa determinada medição se torne estável após ter sido aplicada a tensão de polarização [36]. Este teste pode ser feito em condição de irradiação contínua com fonte de  $^{60}\text{Co}$  ou de  $^{137}\text{Cs}$ , seguindo as recomendações da norma IEC 60731 [36], ou em feixe de radiação-X, nas condições de calibração, seguindo as recomendações da norma IEC 61674 [9].

Com relação a activímetros, muitos parâmetros podem ser testados para que se garanta que o instrumento esteja funcionando adequadamente. A avaliação mais completa do funcionamento do activímetro deve ser feita no momento da aceitação. Depois disso, medições mais simples são suficientes para a confirmação de que não houve nenhuma alteração significativa no desempenho do instrumento. Todavia, se alguma alteração no desempenho do instrumento for detectada, ou se o instrumento passar por algum reparo, os testes realizados na aceitação devem ser repetidos [14].

O teste para a avaliação da **alta tensão** deve ser feito diariamente. Se o activímetro permitir que o valor da alta tensão aplicada à câmara seja exibido no visor, este valor deve ser anotado diariamente, de forma que as alterações no valor da alta tensão sejam monitoradas. Se o activímetro não permitir este tipo de visualização, uma fonte de controle pode ser usada para indicar alterações na alta tensão. Quando a atividade a ser determinada for baixa, pequenas alterações na tensão terão pouca influência na medição. No entanto, se a atividade a ser determinada for alta, pequenas alterações na tensão influenciarão significativamente a medição, visto que os efeitos da recombinação iônica são muito sensíveis a alterações na tensão aplicada à câmara, e estes efeitos são significativos quando a corrente gerada entre os eletrodos, que é diretamente proporcional à atividade, for alta [14].

Os modelos mais novos de activímetros possuem uma função que realiza testes para garantir que as principais partes eletrônicas do instrumento estejam funcionando corretamente. Se o instrumento possuir esta função, estes testes devem ser realizados diariamente [14].

---



O **valor de zero** do activímetro deve ser anotado diariamente, para que qualquer tendência que indique que o instrumento deva passar por algum reparo seja prontamente identificada [14].

O valor da **radiação de fundo** dever ser medido diariamente. A medição deve ser feita durante um período relativamente longo, com o maior número de dígitos possível no visor. Estas medições devem ser feitas com o suporte para a fonte dentro do poço. A variação aceitável para o valor da radiação de fundo deve ser determinada por meio de uma série de medições realizadas na fase de instalação. Valores elevados na medição da radiação de fundo são em geral devidos à contaminação do suporte para a fonte ou do próprio poço, ou por causa da presença de fontes com atividade elevada nas proximidades do detector [14].

A **calibração**, de acordo com o Vocabulário Internacional de Termos Fundamentais e Gerais de Metrologia (VIM) [37], é o conjunto de operações que estabelece, sob condições de referência, a relação entre os valores indicados por um instrumento de medição ou sistema de medição e os valores correspondentes das grandezas estabelecidos por padrões.

A calibração tem três objetivos principais [4]:

- Garantir que um instrumento esteja funcionando adequadamente, sendo assim apropriado para o uso a que se destina;
- Determinar, sob condições padrões controladas, a indicação de um instrumento em função do mensurando;
- Ajustar o instrumento sob calibração, se possível, de forma a otimizar sua exatidão<sup>1</sup> em todas as escalas e faixas de energia em que ele possa ser utilizado, ou em uma determinada escala e faixa de energia de interesse especial do usuário.

Para instrumentos medidores de radiação, existem basicamente quatro métodos de calibração [4]:

- Calibração com um instrumento de referência (ou padrão) sem câmara monitora;
- Calibração com um instrumento de referência e com câmara monitora;
- Calibração por irradiação simultânea do instrumento de referência e do instrumento sob calibração;

---

<sup>1</sup> Exatidão: Capacidade de um instrumento de medição de fornecer respostas próximas a um valor verdadeiro convencional. É um conceito qualitativo [37].

---

- Calibração por irradiação num campo conhecido de radiação.

O método de calibração com um instrumento de referência sem câmara monitora pode ser utilizado se o valor da grandeza física que caracteriza as propriedades dosimétricas do campo de radiação, como por exemplo a taxa de kerma no ar, for estável ao longo do tempo correspondente à duração da calibração, de modo que os resultados obtidos tenham a exatidão desejada. O instrumento de referência e o instrumento sob calibração são posicionados seqüencialmente no campo de radiação, como mostra a Figura 9. A Equação 13 mostra como é obtido o coeficiente de calibração [39] por meio deste método [4].

$$N_I = N_R \frac{hM_R}{M_I} \quad \text{Equação 13}$$

onde

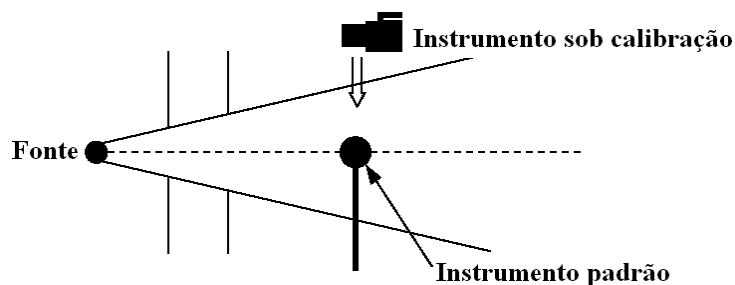
$N_R$  é o coeficiente de calibração do instrumento padrão, sob condições de referência;

$N_I$  é o coeficiente de calibração do instrumento sob calibração, sob condições de referência;

$M_R$  é o valor indicado pelo instrumento padrão corrigido para as condições de referência;

$M_I$  é o valor indicado pelo instrumento sob calibração corrigido para as condições de referência;

$h$  é o coeficiente de conversão da grandeza apresentada pelo instrumento padrão para a grandeza na qual o instrumento sob calibração está sendo calibrado.



**Figura 9 - Método de calibração de instrumentos medidores de radiação com um instrumento padrão, sem câmara monitora [4].**

Pequenas variações nas grandezas físicas que caracterizam as propriedades dosimétricas do campo de radiação podem ser corrigidas pela utilização de uma câmara de ionização monitora, irradiando-se seqüencialmente o instrumento de referência e o instrumento sob calibração, como mostra a Figura 10. Esta técnica é freqüentemente utilizada para se corrigir as variações da taxa de kerma no ar nos feixes padrões de radiação-X utilizados na calibração de instrumentos. A Equação 14 mostra como é obtido o coeficiente de calibração por meio deste método [4].

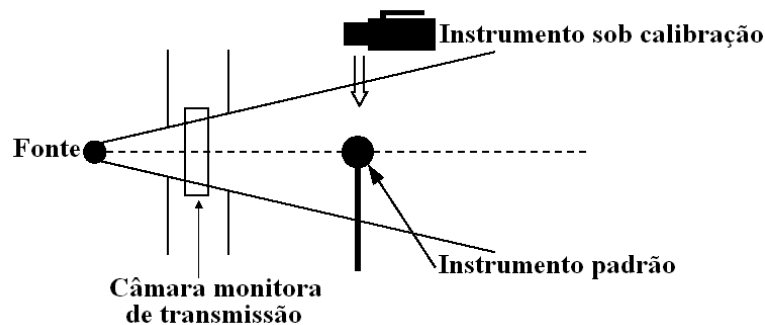
$$N_I = N_R \left( \frac{hM_R}{m_R} \right) \left( \frac{m_I}{M_I} \right) \quad \text{Equação 14}$$

onde

$N_R$ ,  $N_I$ ,  $M_R$  e  $M_I$  e  $h$  já foram definidos para a Equação 13;

$m_R$  é o valor apresentado pela câmara de ionização monitora no momento da irradiação do instrumento padrão, corrigido para as condições de referência;

$m_I$  é o valor indicado pela câmara de ionização monitora no momento da irradiação do instrumento sob calibração, corrigido para as condições de referência.



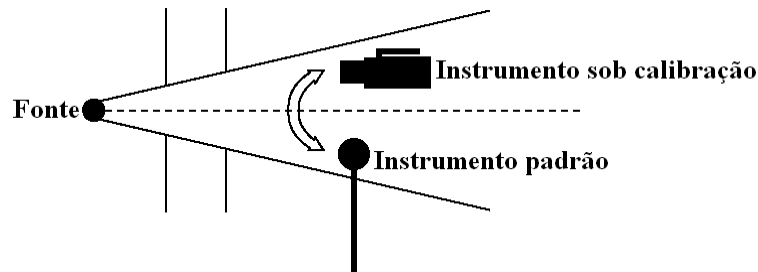
**Figura 10 - Método de calibração de instrumentos medidores de radiação com um instrumento padrão e com câmara monitora [4].**

Em algumas situações, a calibração de instrumentos monitores de radiação pode ser realizada por irradiação simultânea do instrumento de referência e do instrumento sob calibração, posicionando estes detectores simetricamente ao eixo do campo de radiação, à mesma distância da fonte. A distância entre os dois detectores deve ser grande o suficiente para que os valores indicados por um instrumento não sejam

influenciados pela presença do outro instrumento. Para se eliminar a influência da assimetria do campo de radiação, as medições são repetidas após a inversão do posicionamento dos dois instrumentos, como mostra a Figura 11. A Equação 15 mostra como é obtido o coeficiente de calibração por meio deste método [4].

$$N_I = N_R \sqrt{\left(\frac{hM_R}{M_I}\right)_1} \sqrt{\left(\frac{hM_R}{M_I}\right)_2} \quad \text{Equação 15}$$

onde todos os parâmetros já foram definidos na Equação 13 e na Equação 14.



**Figura 11 - Método de calibração de instrumentos medidores de radiação por irradiação simultânea do instrumento padrão e do instrumento sob calibração [4].**

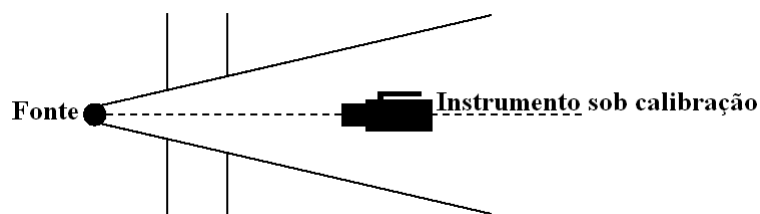
Na calibração por irradiação num campo conhecido de radiação, o coeficiente de calibração de um instrumento é obtido por meio da Equação 16 [4]. A Figura 12 ilustra este método de calibração.

$$N_I = \frac{H}{M_I} \quad \text{Equação 16}$$

onde

$N_I$  e  $M_I$  já foram definidos para a Equação 13;

$H$  é o valor verdadeiro convencional da grandeza na qual o instrumento está sendo calibrado.



**Figura 12 - Método de calibração de instrumentos medidores de radiação por irradiação num campo conhecido de radiação [4].**

Para a calibração de activímetros, dois métodos podem ser utilizados. No primeiro, fontes com atividade certificada são utilizadas. No segundo método, um activímetro pode ser calibrado em relação a um outro activímetro que seja padrão secundário, rastreável a padrões nacionais [14].

**Padrão** [37] é um instrumento de medição, material ou sistema de medição, destinado a definir, conservar ou reproduzir uma unidade ou um valor de uma grandeza para servir como referência. Existem padrões primários, secundários, terciários, nacionais e de trabalho. Isso significa que há uma hierarquia metrológica, fornecendo assim a rastreabilidade da medição.

**Rastreabilidade** [37] é a propriedade do resultado de uma medição ou do valor de um padrão estar relacionado a referências estabelecidas, geralmente padrões nacionais ou internacionais, através de uma cadeia contínua de comparações, todas tendo incertezas estabelecidas. Isto significa que cada instrumento usado para fins de calibração foi previamente calibrado contra um instrumento de referência de qualidade superior na cadeia metrológica [4].

O mais alto nível da hierarquia metrológica é dado por padrões primários, ou seja, padrão cujo valor é aceito sem referência a outros padrões da mesma grandeza [37]. Os instrumentos calibrados por laboratórios que detêm padrões primários tornam-se, por sua vez, instrumentos padrões secundários, já que possuem rastreabilidade a um padrão primário [37]. Estes instrumentos padrões secundários podem, por sua vez, ser utilizados para calibrar outros instrumentos, que serão então padrões terciários. Dessa maneira as grandezas são difundidas, mantendo sua rastreabilidade metrológica.

A publicação VIM não define o termo **intercomparação**. No entanto, neste trabalho, o procedimento de obtenção de medições de instrumentos de mesma classificação metrológica para comparação de comportamentos será chamado de intercomparação [40]. Esta definição se aproxima da sugestão de definição para este

termo encontrada na literatura, proposta a partir da definição de “calibração” na VIM [37]: conjunto de operações que estabelece, sob condições especificadas, a relação entre os valores indicados por instrumentos de medição ou sistemas de medição ou valores representados por medidas materializadas ou material de referência [41].

Este tipo de comparação é muito útil, pois fornece uma visão geral das condições dos instrumentos de um determinado nível da cadeia metrológica, indicando pontos críticos onde talvez seja necessária uma intervenção em alguma etapa do processo de disseminação de padrões. Além disso, uma comparação de desempenho de vários instrumentos de mesmo modelo em diversas qualidades de feixes de radiação é importante para se determinar a melhor aplicação do instrumento e quais fatores de correção devem ser considerados quando o instrumento é utilizado em uma qualidade de feixe diferente.

A norma NBR ISO/IEC 17025 [42], referente a requisitos para competência de laboratórios de ensaio e calibração, recomenda que os laboratórios participem de comparações interlaboratoriais como uma ferramenta na garantia da qualidade dos resultados dos ensaios e das calibrações por eles realizadas.

Em medicina nuclear, as intercomparações não somente fornecem aos participantes a oportunidade de calibração dos instrumentos, como também avaliam os diversos fatores envolvidos na série de medições, incluindo a metodologia de medição utilizada pelos usuários dos instrumentos. Após receber o resultado do desempenho do seu instrumento, a instituição pode avaliar a necessidade de ajustes no seu procedimento de medição ou no próprio instrumento, o que faz com que uma segunda rodada de intercomparação em geral apresente resultados melhores, o que significa uma melhoria na qualidade da medição de radiofármacos [19].

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

Os materiais utilizados neste trabalho pertencem ao Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI). A seguir serão listados os principais materiais utilizados no estabelecimento de campos padrões de radiação-X, nas medições de taxa de kerma no ar dos campos padrões estabelecidos no LCI, nos testes de controle de qualidade e na intercomparação das câmaras de ionização e de activímetros.

#### 3.1 EQUIPAMENTOS E SISTEMAS DE RADIAÇÃO

- Fonte de controle de  $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$  (26 MBq, 2005), da marca Physikalisch-Technische Werkstätten (PTW), modelo 8921, número de série 1294;
- Equipamento gerador de radiação-X industrial, de potencial constante, da marca Seifert/Pantak, modelo ISOVOLT 160HS, que opera entre 5 kV e 160 kV e de 0,1 mA a 45 mA;
- Irradiador de  $^{60}\text{Co}$ , construído no IPEN (35 GBq, 2005);
- Suportes para fonte confeccionados no IPEN e suportes comerciais PTW, modelos T48001 e T23236;
- Filtros de cobre, alumínio e estanho, com pureza maior que 99,9 %, utilizados na implantação dos feixes padrões de radiação-X, tanto como parte da filtração adicional como na determinação das camadas semi-redutoras;
- Sistema de alinhamento com laser.

#### 3.2 QUALIDADES DE FEIXES DE RADIAÇÃO

Os feixes padrões de radiação-X para calibração de instrumentos utilizados em radiodiagnóstico convencional que foram utilizados neste trabalho, baseados na norma IEC 61267 [34], estão descritos na Tabela 1.

**Tabela 1 - Características dos feixes diretos e atenuados de radiação-X utilizados na calibração dos detectores de radiação, nível radiodiagnóstico.**

Qualidade da Radiação	Tensão [kV]	Filtração Adicional [mm Al]	1ª CSR [mm Al]	2ª CSR [mm Al]	Energia Efetiva [keV]	Taxa de Kerma no Ar* [mGy.min <sup>-1</sup> ]
<b>Feixes Diretos</b>						
RQR2	40	2,5	1,44	1,80	25,10	13,79
RQR3	50	2,5	1,79	2,38	27,15	24,06
RQR4	60	2,5	2,09	2,92	28,80	35,35
RQR5	70	2,5	2,35	3,42	30,15	47,17
RQR6	80	2,5	2,65	3,99	31,65	60,39
RQR7	90	2,5	2,95	4,62	33,05	74,51
RQR8	100	2,5	3,24	5,20	34,40	89,81
RQR9	120	2,5	3,84	6,31	37,05	121,80
RQR10	150	2,5	4,73	7,79	40,75	175,19
<b>Feixes Atenuados</b>						
RQA2	40	6,5	2,22	2,50	29,50	5,39
RQA3	50	12,5	3,91	4,15	37,30	3,39
RQA4	60	18,5	5,34	5,83	43,25	3,03
RQA5	70	23,5	6,86	7,32	49,40	3,40
RQA6	80	28,5	8,13	8,54	54,75	3,99
RQA7	90	32,5	9,22	9,70	59,70	4,87
RQA8	100	36,5	10,09	10,73	63,95	5,76
RQA9	120	42,5	11,39	12,16	71,15	7,93
RQA10	150	47,5	13,02	13,79	82,10	13,28

\*Taxas de kerma no ar determinadas à distância de 1 m do ponto focal, com uma corrente de filamento de 10 mA para os feixes diretos e de 20 mA para os feixes atenuados.

### 3.3 CÂMARAS DE IONIZAÇÃO

A Tabela 2 mostra as principais características das câmaras de ionização de referência (padrões secundários), utilizadas para a determinação das taxas de kerma no ar dos feixes padrões de radiação-X implantados no LCI. Todas as câmaras apresentadas na Tabela 2 são da marca PTW. Estas câmaras foram acopladas a um eletrômetro PTW modelo UNIDOS, número de série 10474.

As câmaras de ionização de referência Radcal, rastreáveis ao Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI), utilizadas neste trabalho estão descritas na Tabela 3.



**Tabela 2 - Características principais das câmaras de ionização de referência PTW utilizadas para a determinação das taxas de kerma no ar dos feixes padrões de radiação-X implantados no LCI.**

Modelo	Número de Série	Volume [cm <sup>3</sup> ]	Polarização Utilizada [V]	Geometria	Rastreabilidade
32002	035	1000	± 400	Esférica	PTW*
77334	2052	1	- 100	Placas Paralelas	PTB**
23344	089 <sup>#</sup>	0,2	- 400	Placas Paralelas	BIPM <sup>Δ</sup>

\* Physikalisch-Technische Werkstätten.

\*\* Physikalisch-Technische Bundesanstalt (Laboratório de Dosimetria Padrão Primário, Alemanha).

<sup>#</sup> Câmara de ionização pertencente ao IRD.

<sup>Δ</sup> Bureau International des Poids et Mesures (Laboratório de Dosimetria Padrão Primário, França).

**Tabela 3 - Características principais das câmaras de ionização da marca Radcal, rastreáveis ao LNMRI.**

Modelo	Número de Série	Volume [cm <sup>3</sup> ]	Polarização Utilizada [V]	Geometria	Aplicação Principal
RC180	18145	180	- 300	Plana	Radiação Espalhada
RC6	16675	6	- 300	Cilíndrica	Radiodiagnóstico
RC6M	9231	6	- 300	Placas Paralelas	Mamografia

Para a determinação das camadas semi-redutoras dos feixes padrões de radiação-X implantados, foi utilizada uma câmara PTW, modelo 31003, número de série 112, com 0,3 cm<sup>3</sup> de volume sensível, acoplada ao eletrômetro PTW, modelo UNIDOS, número de série 10474.

A Tabela 4 mostra as principais características de um conjunto de câmaras de ionização, da marca Victoreen, cujo comportamento foi estudado neste trabalho. Estas câmaras foram especialmente projetadas para uso em intercomparações. Estas câmaras foram acopladas a eletrômetros PTW, modelos UNIDOS e UNIDOS E, apresentados na Figura 13.

Os conjuntos câmara-eletrômetro da marca Radcal que participaram das intercomparações estão listados na Tabela 5. O número de conjuntos de cada modelo testado variou de acordo com o número de instrumentos recebidos no LCI.

Na Tabela 6 são apresentados outros modelos de câmaras de ionização que participaram nas intercomparações.

**Tabela 4 - Características principais das câmaras de ionização da marca Victoreen, especialmente projetadas para uso em intercomparações.**

Modelo	Número de Série	Volume [cm <sup>3</sup> ]	Polarização Utilizada [V]	Geometria
415	42	10	± 300	Cilíndrica
415A	31	2	± 300	Eletrodo cilíndrico, com janela plana de <i>Mylar</i>
415B	126	2	± 300	Cilíndrica



**Figura 13 - Eletrômetros PTW, modelos UNIDOS (a) e UNIDOS E (b) [26].**

**Tabela 5 - Conjuntos câmara-eletrômetro Radcal que participaram das intercomparações.**

Câmara	Volume [cm <sup>3</sup> ]	Eletrômetro	Aplicação Principal
10x5-6	6	9015	Radiodiagnóstico Convencional
10x5-6	6	1515	
10x5-6	6	9010	
20x5-3	3	2025	
10x5-6-3	6	9010	
10x5-180	180	9010	Radiação Espalhada
10x5-180	180	1515	
10x5-180	180	9015	
20x5-180	180	2025	
10x5-1800	1800	9015	Radioproteção
10x5-6M	6	9015	Mamografia
10x5-6M	6	1515	
20x5-6M	6	2025	
10x5-60	60	9015	Fluoroscopia

**Tabela 6 - Outros modelos de câmaras de ionização que participaram das intercomparações.**

Marca	Modelo	Volume [cm <sup>3</sup> ]	Observações
Smart Ion	2100	460	Monitor portátil, com janela fina, não-selado
Inovision	451B	349	Monitor portátil, com janela fina, não-selado
Babyline	81	515	Monitor portátil, com janela fina, não-selado
Victoreen	450P	300	Monitor portátil, sem janela fina, selado
PTW	32002	1000	Câmara esférica, radioproteção, acoplada a eletrômetro PTW
PTW	23361	30	Câmara cilíndrica, radioproteção, acoplada a eletrômetro PTW
PTW	23344	0,2	Câmara de placas paralelas, radioterapia de baixas energias, acoplada a eletrômetro PTW

### 3.4 TESTES COM ACTIVÍMETROS

As fontes não-seladas utilizadas na calibração de todos os activímetros que participaram das intercomparações foram manipuladas com o uso de luvas de procedimento e de pinça, segundo os procedimentos recomendados pelo Serviço de Radioproteção do setor.

#### 3.4.1 FONTES DE RADIAÇÃO PARA CALIBRAÇÃO

As fontes não-seladas utilizadas na calibração dos activímetros foram obtidas no Centro de Radiofarmácia (CR) do IPEN. As características destas fontes estão listadas na Tabela 7. O volume utilizado foi de 4 ml, com atividade de aproximadamente 37 MBq, com exceção das fontes de <sup>99m</sup>Tc, que foram utilizadas com atividades de aproximadamente 370 MBq.

**Tabela 7 - Principais características dos radionuclídeos utilizados na calibração dos activímetros que participaram da intercomparação [43, 44].**

<b>Radionuclídeo</b>	<b>Origem</b>	<b>Meia-Vida</b>	<b>Modo de Decaimento</b>	<b>Energia da Radiação Gama [keV]</b>
$^{99m}\text{Tc}$	Reator	6,007 h	Transição Isomérica	140 (90 %)
$^{67}\text{Ga}$	Ciclotron	3,261 d	Captura Eletrônica	185 (24 %) 300 (17 %)
$^{201}\text{Tl}$	Ciclotron	72,910 h	Captura Eletrônica	167 (10 %)

### 3.4.2 ACTIVÍMETROS

O activímetro da marca Capintec, modelo NPL-CRC®15, número de série 111113, pertencente ao LCI, foi utilizado como sistema de referência. Este activímetro foi calibrado no laboratório de dosimetria padrão primário da Inglaterra, o National Physical Laboratory (NPL), sendo, portanto, um sistema padrão secundário. Os activímetros que participaram da intercomparação são da marca Capintec, modelos CRC-35R e CRC-15R, e da marca Victoreen, modelo Deluxe Isotope Calibrator II.

---

## 4. RESULTADOS

Os resultados obtidos no trabalho serão apresentados em quatro blocos principais.

No primeiro bloco serão apresentados os resultados do estabelecimento de feixes padrões de radiação-X, níveis radioproteção e radioterapia de baixas energias no LCI.

No segundo bloco será apresentado um estudo comparativo de duas metodologias de correção para variações na densidade do ar em medições com câmaras de ionização.

No terceiro bloco serão apresentados os testes de caracterização do conjunto de câmaras de ionização Victoreen, especialmente projetadas para uso em intercomparações laboratoriais, e os testes de controle de qualidade das câmaras de ionização do LCI.

No quarto bloco serão apresentados os resultados da intercomparação de câmaras de ionização utilizando como parâmetro o coeficiente de calibração obtido em feixes de radiação-X, níveis radiodiagnóstico, radioproteção e radioterapia; o estudo da dependência energética das câmaras de ionização intercomparadas; a intercomparação de câmaras de ionização utilizando-se como parâmetro a grandeza taxa de kerma no ar; e a intercomparação e controle de qualidade de activímetros.

### 4.1 ESTABELECIMENTO DE FEIXES PADRÕES DE RADIAÇÃO-X

No início deste trabalho o LCI possuía, em termos de capacidade de calibração em feixes de radiação-X:

- Feixes padrões para uso em radiodiagnóstico convencional, implantados no sistema de radiação Seifert/Pantak ISOVOLT 160HS, rastreáveis ao Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), que é o laboratório de dosimetria padrão primário da Alemanha;
- Feixes padrões para uso em radioproteção, rastreáveis ao LNMRI, implantados num equipamento de radiação-X de energias baixas Rigaku Denki, que opera até 60 kV;
- Feixes padrões para uso em mamografia, rastreáveis ao Food and Drug Administration (FDA, EUA), implantados no Rigaku Denki;
- Feixes padrões para uso em radioterapia de baixas energias, rastreáveis ao NPL, também implantados no Rigaku Denki.

No entanto, no equipamento Seifert/Pantak poderiam ser implantados feixes padrões para radioproteção com energias maiores do que as que existiam no equipamento Rigaku Denki, visto que o equipamento Seifert/Pantak opera até 160 kV. Além disso, havia a necessidade de implantação de feixes de radiação-X para radioterapia de baixas energias rastreáveis ao Bureau International des Poids et Mesures (BIPM, França), pois a recalibração das câmaras de ionização de referência do LCI é feita no LNMRI, que por sua vez utiliza uma câmara de ionização de referência rastreável ao BIPM.

Para atender a essas necessidades do LCI e para que os instrumentos testados pudessem ser comparados em um número maior de feixes de radiação, foram implantados, neste trabalho, no equipamento Seifert/Pantak feixes padrões de radiação-X para radioproteção, rastreáveis ao PTB, e feixes padrões para radioterapia de baixas energias, rastreáveis ao BIPM.

#### 4.1.1 FEIXES PADRÕES DE RADIAÇÃO-X PARA RADIOPROTEÇÃO

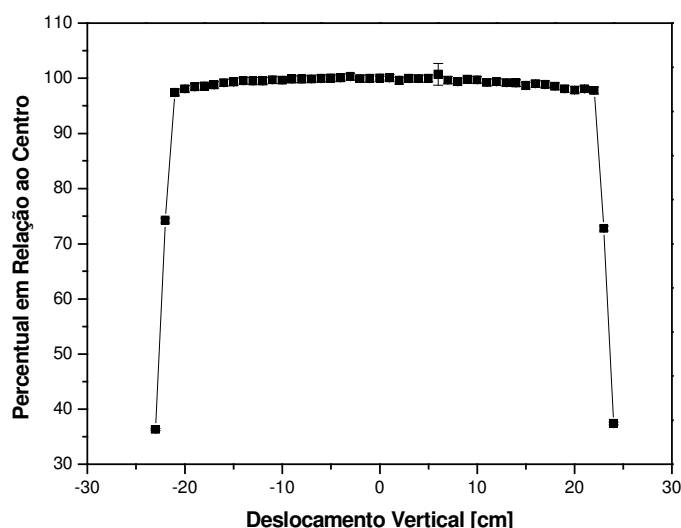
Quatro qualidades de feixes de radiação-X nível radioproteção foram implantadas no LCI, utilizando como referência os feixes estreitos recomendados pela norma ISO 4037-1 [30], cujas características são apresentadas na Tabela 8. Os feixes foram implantados no equipamento de radiação-X industrial, da marca Seifert/Pantak. Para atingir a filtração recomendada pela norma ISO 4037-1 [30], foram utilizados filtros de cobre, alumínio e estanho, com nível de pureza maior que 99,9 %.

**Tabela 8 - Qualidades de radiação para uso em radioproteção, segundo a norma ISO 4037-1 [30], para feixes estreitos de radiação-X.**

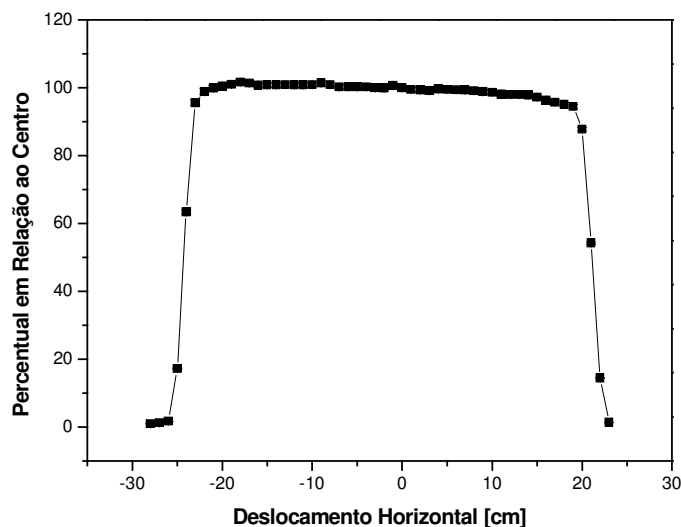
Qualidade da Radiação	Tensão [kV]	Filtração Total	1ª CSR [mm Cu]	2ª CSR [mm Cu]	Coefficiente de Homogeneidade	Energia Média [keV]	Taxa de Kerma no Ar (Típica) [Gy.h <sup>-1</sup> ]*
N-60	60	4 mm Al + 0,6 mm Cu	0,24	0,26	0,92	48	10 <sup>-3</sup> a 10 <sup>-2</sup>
N-80	80	4 mm Al + 2 mm Cu	0,58	0,62	0,94	65	
N-100	100	4 mm Al + 5 mm Cu	1,11	1,17	0,95	83	
N-150	150	4 mm Al + 2,5 mm Sn	2,36	2,47	0,96	118	

\* Taxa de kerma no ar determinada à distância de 1 m do ponto focal, com uma corrente de 1 mA.

Para que o tamanho do campo gerado fosse suficientemente grande para irradiar uniformemente todos os instrumentos calibrados pelo LCI, a distância definida para a calibração foi de 2,5 m do ponto focal, utilizando-se um colimador de 70,5 mm de diâmetro, colocado à distância de 38 cm do ponto focal. Para a determinação do tamanho do campo útil para a calibração, foi feito o mapeamento do campo, tanto na direção horizontal quanto na direção vertical, utilizando-se a câmara de ionização PTW, modelo 31003. As medições foram obtidas em intervalos de 1 cm. A uniformidade do campo em relação à medição realizada no centro do campo foi melhor que 95 % dentro de um diâmetro de 36 cm, delimitando assim o campo útil para a calibração. Os resultados do mapeamento do campo de radiação podem ser vistos nas Figuras 14 e 15.



**Figura 14 - Homogeneidade vertical do campo de radiação, obtida à distância de 2,5 m do ponto focal, com um colimador de 70,5 mm de diâmetro, posicionado à distância de 38 cm do ponto focal.**

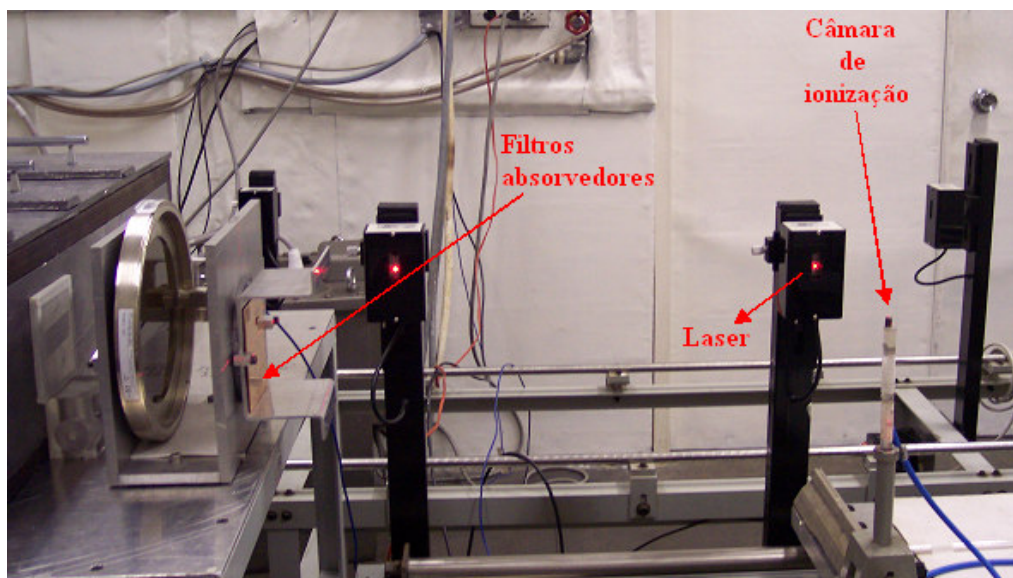


**Figura 15 - Homogeneidade horizontal do campo de radiação, obtida à distância de 2,5 m do ponto focal, com um colimador de 70,5 mm de diâmetro, posicionado à distância de 38 cm do ponto focal.**

Para a determinação das CSRs foram utilizados filtros de cobre com pureza maior que 99,9 %, conforme recomendado pela norma ISO 4037-1 [30]. Para que a influência da radiação espalhada fosse minimizada [45], utilizou-se um colimador com abertura pequena, de 17 mm de diâmetro, e uma câmara de ionização de volume pequeno, 0,3 cm<sup>3</sup>, PTW, modelo 31003. As medições foram feitas à distância de 1 m do ponto focal, conforme recomendado pela norma ISO 4037-1 [30]. Os filtros absorvedores foram posicionados a 38 cm do ponto focal. A Figura 16 mostra o arranjo experimental utilizado na determinação das CSRs a 1 m do ponto focal.

Foram também determinadas as CSRs à distância de 2,5 m do ponto focal, visto que é a distância utilizada na calibração dos instrumentos. Neste caso, utilizou-se o colimador de 70,5 mm e a câmara de ionização de referência, PTW, modelo 32002, com volume sensível de 1 litro, porque a câmara PTW, modelo 31003, devido ao seu pequeno volume sensível, não acumulava carga suficiente para a obtenção de bons resultados estatísticos num tempo viável.





**Figura 16 - Arranjo experimental utilizado para a determinação das CSRs dos feixes padrões estabelecidos no LCI.**

Na determinação das CSRs à distância de 2,5 m do ponto focal, foram feitas medições com uma variedade menor de espessuras de filtração de cobre, pois, como a energia dos feixes era relativamente alta para sofrer atenuação significativa no ar, a CSR determinada à distância de 1 m do ponto focal é muito próxima da CSR determinada à distância de 2,5 m. Portanto, foram feitas medições apenas com espessuras de filtração de cobre próximas das CSRs já determinadas à distância de 1 m.

Nas curvas de atenuação criadas a partir dos dados obtidos à distância de 1 m, foram feitos ajustes polinomiais de sexta ordem [45], e nas curvas criadas a partir dos dados obtidos à distância de 2,5 m, foram feitos ajustes polinomiais de quinta ordem, porque o número menor de pontos obtidos não permitia ajuste polinomial de ordem maior. O programa computacional utilizado para a realização destes ajustes foi o Origin. Em todos os casos, os coeficientes de determinação obtidos para os ajustes foram melhores que 0,99. Os valores obtidos para as primeiras e as segundas CSRs e os coeficientes de homogeneidade do feixe, obtidos tanto à distância de 1 m como à distância de 2,5 m, estão apresentados na Tabela 9.

**Tabela 9 - Camadas semi-redutoras dos feixes padrões de radiação-X para radioproteção implantados no LCI.**

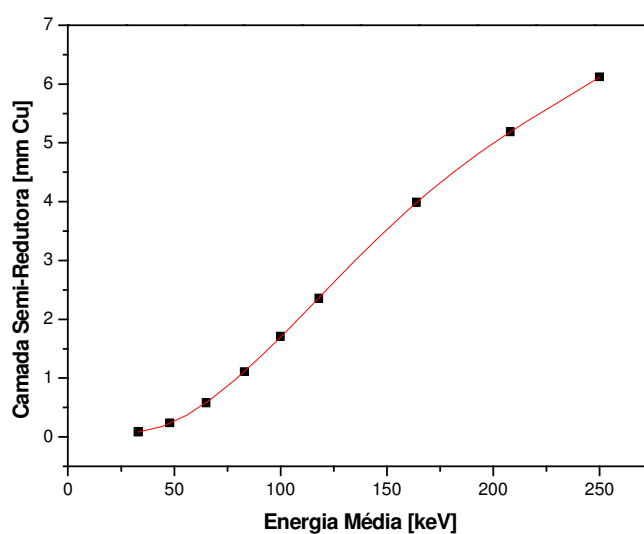
Qualidade da Radiação	1ª CSR obtida a 1 m [mm Cu]	2ª CSR obtida a 1 m [mm Cu]	Coefficiente de Homogeneidade	1ª CSR obtida a 2,5 m [mm Cu]	2ª CSR obtida a 2,5 m [mm Cu]	Coefficiente de Homogeneidade
N-60	0,25	0,27	0,91	0,25	0,28	0,88
N-80	0,60	0,62	0,96	0,61	0,65	0,94
N-100	1,10	1,11	0,99	1,14	1,20	0,95
N-150	2,32	2,39	0,97	2,40	2,52	0,95

Os valores de taxa de kerma no ar em cada qualidade de radiação implantada foram medidos utilizando-se a câmara de referência PTW, modelo 32002, com volume sensível de 1 litro. Estas medições foram realizadas a 2,5 m do ponto focal, à mesma distância onde serão realizadas as calibrações, com uma corrente de 20 mA. Para que os valores de taxa de kerma no ar obtidos pudessem ser comparados com os valores típicos apresentados na norma ISO 4037-1 [30] foi feito um cálculo da taxa de kerma no ar correspondente à distância (1 m) e à corrente (1 mA) utilizadas na norma. Este cálculo foi realizado com base nos valores de taxa de kerma no ar obtidas à distância de 2,5 m e levando-se em conta a lei do inverso do quadrado da distância, e a relação linear entre a taxa de kerma no ar e a corrente de filamento do tubo de raios X. Posteriormente, os valores de taxa de kerma no ar gerada pelo feixe também foram determinados à distância de 1 m, com uma corrente de 1 mA. As taxas de kerma no ar determinadas e calculadas, conforme descrito, são apresentadas na Tabela 10. A maior diferença entre os valores medidos e os calculados, dada em porcentagem do valor medido, foi de 5,3 %, na qualidade de radiação N-60.

Para a obtenção dos valores de energia média das qualidades de radiação implantadas, foi utilizada a norma ISO 4037-1 [30], que apresenta uma tabela com os valores de CSRs e os valores de energia média dos feixes de radioproteção com estas respectivas CSRs. As energias médias dos feixes de radioproteção implantados foram obtidas a partir de um ajuste polinomial de sexto grau destes dados, realizado pelo programa Origin. O coeficiente de determinação encontrado para este ajuste foi maior que 0,99. A Figura 17 mostra este ajuste, e os valores de energia média dos feixes implantados são apresentados na Tabela 10.

**Tabela 10 - Taxas de kerma no ar para as qualidades de feixes implantadas no LCI, nível radioproteção.**

Qualidade da Radiação	Energia Média [keV]	Taxa de Kerma no Ar Medida [mGy.h <sup>-1</sup> ] (2,5 m, 20 mA)	Taxa de Kerma no Ar Calculada [mGy.h <sup>-1</sup> ] (1 m, 1 mA)	Taxa de Kerma no Ar Medida [mGy.h <sup>-1</sup> ] (1 m, 1 mA)
N-60	49	19,85 ± 0,61	6,20	6,55 ± 0,20
N-80	65	10,52 ± 0,32	3,29	3,46 ± 0,11
N-100	83	5,01 ± 0,15	1,57	1,64 ± 0,05
N-150	117	41,5 ± 1,3	13,0	13,2 ± 0,40



**Figura 17 – Ajuste de equação polinomial de sexto grau aos dados apresentados pela norma ISO 4037-1 [30] de energia média em relação às camadas semi-redutoras dos feixes de radiação-X para radioproteção.**

#### **4.1.2 FEIXES PADRÕES DE RADIAÇÃO-X PARA RADIOTERAPIA DE ENERGIAS BAIXAS**

Cinco qualidades de feixes de radiação-X de energias baixas para radioterapia foram implantados no LCI, utilizando como referência os feixes recomendados pelo BIPM [35], cujas características são apresentadas na Tabela 11.

**Tabela 11 - Qualidades de feixes de radiação-X de energias baixas para radioterapia implantadas no BIPM [35] para a calibração de câmaras de ionização.**

<b>Qualidade da Radiação</b>	<b>Tensão [kV]</b>	<b>Filtração Adicional [mm Al]</b>	<b>1ª CSR [mm Al]</b>
T-10	10	-	0,037
T-25	25	0,372	0,242
T-30	30	0,208	0,169
T-50(a)*	50	3,989	2,262
T-50(b)	50	1,008	1,017

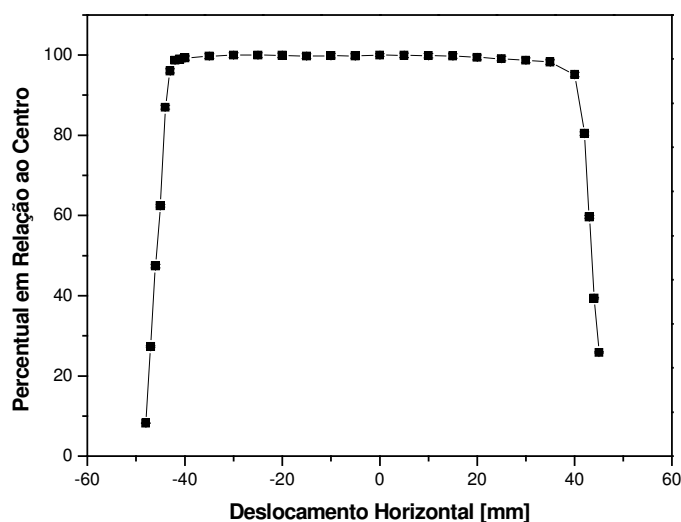
\*A mais filtrada das duas qualidades de radiação implantadas, com a tensão de 50 kV.

Seguindo a recomendação do BIPM [35], a distância definida para o estabelecimento do campo foi de 50 cm do ponto focal, utilizando-se um colimador de 70,5 mm de diâmetro, posicionado à distância de 38 cm do ponto focal, gerando assim um campo útil para a calibração de instrumentos de 8 cm de diâmetro. Para a determinação das CSRs dos feixes implantados foram utilizados filtros de alumínio com pureza maior que 99,9 %. Para que a influência da radiação espalhada fosse minimizada [45], utilizou-se um colimador com abertura de 34 mm de diâmetro, gerando um tamanho de campo de radiação suficiente para cobrir o volume sensível da câmara de ionização PTW utilizada, modelo 31003. As medições foram feitas à distância de 50 cm do ponto focal, visto ser a esta distância que os instrumentos são calibrados. Os filtros absorvedores foram posicionados a 38 cm do ponto focal. Nas curvas de atenuação criadas a partir dos dados obtidos, foram feitos ajustes polinomiais de sexta ordem. O programa computacional utilizado para a realização destes ajustes foi o Origin. Em todos os casos, os coeficientes de determinação obtidos para os ajustes foram melhores que 0,99. Os valores obtidos para as CSRs dos feixes implantados são apresentados na Tabela 12.

**Tabela 12 - Características dos feixes de radioterapia de energias baixas implantados no LCI.**

Qualidade da Radiação	Tensão [kV]	Filtração [mm Al]	1ª CSR [mm Al]	2ª CSR [mm Al]	Taxa de Kerma no Ar [ $\text{mGy}\cdot\text{s}^{-1}$ ]
T-10	10	-	0,043	0,052	$3,130 \pm 0,013$
T-25	25	0,4	0,279	0,41	$2,762 \pm 0,011$
T-30	30	0,2	0,185	0,32	$9,638 \pm 0,042$
T-50(a)	50	4,0	2,411	2,89	$0,8208 \pm 0,0036$
T-50(b)	50	1,0	1,079	1,69	$4,027 \pm 0,016$

Para a determinação do tamanho e da homogeneidade do campo, foi utilizada a câmara PTW, modelo 31003. Na determinação da homogeneidade do campo, foram feitas medições apenas na direção horizontal, visto que é na direção anodo-catodo que o campo de radiação-X apresenta a menor homogeneidade [46]. As medições foram realizadas em intervalos de 5 mm na região central do campo e de 1 mm na região periférica. Em toda a extensão horizontal do campo útil, a homogeneidade foi melhor que 95% em relação ao valor medido no centro do campo, como mostra a Figura 18.



**Figura 18 – Homogeneidade horizontal do campo de radiação, obtido à distância de 50 cm do ponto focal, com um colimador de 70,5 cm de diâmetro, posicionado à distância de 38 cm do ponto focal .**

---

Os valores de taxa de kerma no ar em cada qualidade de radiação implantada foram determinados utilizando-se uma câmara PTW de referência, modelo 23344, pertencente ao IRD. Estas medições foram realizadas à distância de 50 cm do ponto focal, com uma corrente de 10 mA. Os valores de taxa de kerma no ar determinados para as qualidades implantadas são apresentados também na Tabela 12.

#### **4.2 METODOLOGIAS DE CORREÇÃO PARA VARIAÇÕES NA DENSIDADE DO AR EM MEDIÇÕES COM CÂMARAS DE IONIZAÇÃO**

Para a obtenção do coeficiente de calibração de câmaras de ionização em feixes de radiação-X, a IAEA, por meio da publicação SRS 16 [4], recomenda uma metodologia que corrige as medições oriundas de câmaras de ionização não seladas por meio dos valores de temperatura e pressão indicados por um termômetro e por um barômetro, respectivamente. Nos casos em que se usa uma câmara de ionização de transmissão não-selada na monitoração do feixe, as medições realizadas com ela também devem ser corrigidas para as alterações na densidade do ar. No entanto, no LCI, apenas um valor de temperatura e um valor de pressão são utilizados para corrigir as variações na densidade do ar tanto da câmara de ionização que é irradiada no ponto de calibração quanto da câmara de ionização de transmissão. Esta metodologia (utilizada no LCI) e uma segunda metodologia, que usa as alterações nos valores indicados pela câmara de ionização de transmissão como fator de correção para as alterações na densidade do ar no volume sensível do instrumento que está sendo testado, sem a utilização de nenhuma medição de temperatura e de pressão, foram comparadas com a metodologia recomendada pela IAEA, por meio da publicação SRS 16 [4], que utiliza duas medições de temperatura, uma no ponto de calibração e outra no ponto onde fica a câmara de transmissão. As incertezas dos resultados obtidos pelas três metodologias foram determinadas, e estas metodologias foram aplicadas na calibração de câmaras de ionização e em medições relativas com câmaras de ionização.

Para a determinação dos coeficientes de calibração de um instrumento em termos de taxa de kerma no ar, a Equação 17 é utilizada na primeira metodologia. Se a grandeza determinada pelo instrumento sob calibração diferir da grandeza determinada pelo instrumento padrão, devem ser aplicados fatores de correção adicionais.

$$N_I = \frac{M_R \times N_R \times k_{tp1}}{M_I \times k_{tp2}} \quad \text{Equação 17}$$

onde

$N_I$  é o coeficiente de calibração do instrumento sob calibração em termos de taxa de kerma no ar, em condições de referência;

$M_R$  é o valor medido pelo instrumento padrão;

$N_R$  é o coeficiente de calibração do instrumento padrão em termos de taxa de kerma no ar, em condições de referência;

$k_{tp1}$  é o fator de correção para as diferenças na densidade do ar, obtido a partir de medições de temperatura e pressão, para o valor medido pelo instrumento padrão;

$M_I$  é o valor medido pelo instrumento sob calibração;

$k_{tp2}$  é o fator de correção para diferenças na densidade do ar, a partir de medições de temperatura e pressão, para o valor medido pelo instrumento sob calibração.

Os fatores que foram levados em consideração para a determinação das incertezas referentes a cada termo dessa equação estão descritos abaixo:

$M_R$  desvio padrão da média para a série de medições realizadas com o instrumento padrão e erro do eletrômetro associado à câmara de ionização padrão, que, segundo o manual, é de  $0,5 \% \pm 1$  dígito;

$N_R$  valor de incerteza fornecido pelo laboratório que calibrou o instrumento padrão;

$k_{tp1}$  desvio padrão da média para as duas medições de temperatura e de pressão obtidas, uma no começo e outra no final da série de medições realizadas com o instrumento padrão, e a incerteza devida à precisão dos instrumentos, no caso, do termômetro e do barômetro (menor divisão do barômetro = 1 hPa; menor divisão do termômetro =  $0,1^\circ\text{C}$ );

$M_I$  desvio padrão da média para a série de medições realizadas com o instrumento sob calibração;

$k_{tp2}$  desvio padrão da média para as duas medições de temperatura e de pressão obtidas, uma no começo e outra no final da série de medições realizadas com o

instrumento sob calibração, e a incerteza devida à precisão dos instrumentos, no caso, do termômetro e do barômetro.

Alternativamente, a fim de se utilizar os valores apresentados pela câmara de transmissão monitora, a Equação 18 apresenta uma outra metodologia para determinar os coeficientes de calibração. Como na primeira metodologia, se a grandeza determinada pelo instrumento sob calibração diferir da grandeza determinada pelo instrumento padrão, devem ser aplicados fatores de correção adicionais.

$$N_I = \frac{M_R \times N_R \times m_I}{M_I \times m_R} \quad \text{Equação 18}$$

onde

$N_I$ ,  $M_R$ ,  $N_R$  e  $M_I$  já foram definidos para a Equação 17;

$m_I$  é o valor medido pela câmara de ionização de transmissão, obtido simultaneamente ao valor medido pelo instrumento sob calibração;

$m_R$  é o valor medido pela câmara de ionização de transmissão, obtido simultaneamente ao valor medido pelo instrumento padrão.

Os fatores que foram levados em consideração para a determinação das incertezas referentes a cada termo dessa equação estão descritos abaixo:

$N_I$ ,  $M_R$ ,  $N_R$  e  $M_I$  já foram definidos para a Equação 17;

$m_I$  desvio padrão da média para a série de medições realizadas com a câmara de ionização de transmissão no momento da irradiação do instrumento sob calibração e erro do eletrômetro associado à câmara de ionização de transmissão, que, segundo o manual, é de 0,5 % ± 1 dígito.

$m_R$  desvio padrão da média para a série de medições realizadas com a câmara de ionização de transmissão no momento da irradiação do instrumento padrão e erro do eletrômetro associado à câmara de ionização de transmissão, que, segundo o manual, é de 0,5 % ± 1 dígito.



A Equação 18 só pode ser utilizada quando as condições de temperatura e pressão são as mesmas tanto no ponto de calibração quanto na posição da câmara de ionização de transmissão. Como os mesmos fatores de correção são aplicados para as duas câmaras de ionização, eles são anulados, e a Equação 18 é válida. Esta metodologia foi testada, visto que no LCI as medições de temperatura e pressão na sala de irradiação são obtidas a partir de um único barômetro e de um único termômetro, localizado próximo à câmara de ionização posicionada para calibração.

Estas duas metodologias foram comparadas com uma terceira metodologia, recomendada pela IAEA por meio da publicação SRS 16 [4], para medições realizadas com câmaras de transmissão para a monitoração dos feixes de radiação-X. A Equação 19 mostra esta terceira metodologia, que usa dois termômetros, um deles próximo ao instrumento sob calibração e outro próximo à câmara de transmissão.

$$N_I = N_R \left( \frac{h \times M_R \times k_{tp1}}{m_R \times k_{tp4}} \right) \left( \frac{m_I \times k_{tp3}}{M_I \times k_{tp2}} \right) \quad \text{Equação 19}$$

onde

$N_I$ ,  $N_R$ ,  $M_R$ ,  $k_{tp1}$ ,  $k_{tp2}$  e  $M_I$  já foram definidos para a Equação 17;

$m_R$  e  $m_I$  já foram definidos para a Equação 18;

$h$  é o coeficiente que converte a grandeza determinada pelo instrumento padrão para a grandeza determinada pelo instrumento sob calibração;

$k_{tp3}$  é o fator de correção para diferenças na densidade do ar, obtido a partir da Equação 10, para o valor medido pela câmara de transmissão durante a irradiação do instrumento sob calibração;

$k_{tp4}$  é o fator de correção para diferenças na densidade do ar, obtido a partir da Equação 10, para o valor medido pela câmara de transmissão durante a irradiação do instrumento padrão.

Os fatores que foram levados em consideração para a determinação das incertezas referentes a cada termo dessa equação estão descritos abaixo:

$N_I$ ,  $N_R$ ,  $M_R$ ,  $k_{tp1}$ ,  $k_{tp2}$  e  $M_I$  já foram definidos para a Equação 17;

---

$m_R$  e  $m_I$  já foram definidos para a Equação 18;

$k_{p3}$  desvio padrão da média para as duas medições de temperatura e de pressão obtidas, uma no começo e outra no final da série de medições realizadas com a câmara de ionização de transmissão, durante a irradiação do instrumento sob calibração, e a incerteza devida à precisão dos instrumentos, no caso, do termômetro e do barômetro (menor divisão do barômetro = 1 hPa; menor divisão do termômetro = 0,1°C);

$k_{p4}$  desvio padrão da média para as duas medições de temperatura e de pressão obtidas, uma no começo e outra no final da série de medições realizadas com a câmara de ionização de transmissão, durante a irradiação do instrumento padrão, e a incerteza devida à precisão dos instrumentos, no caso, do termômetro e do barômetro (menor divisão do barômetro = 1 hPa; menor divisão do termômetro = 0,1°C).

As câmaras de ionização Radcal, modelos 10x5-180, 10x5-60, 10x5-6 e 10x5-6M foram calibradas em todos os feixes de radiodiagnóstico apresentados na Tabela 1. Como a câmara Radcal modelo 10x5-180 foi projetada para uso em radioproteção, ela também foi calibrada nos feixes de radioproteção, cujas características foram apresentadas nas Tabelas 9 e 10. Os coeficientes de calibração para estas câmaras foram obtidos por meio das metodologias apresentadas nas Equações 17 e 18, que serão chamadas nas próximas Tabelas de Met 1 e Met 2, respectivamente. Estes coeficientes de calibração são apresentados nas Tabelas 13 a 17. As diferenças percentuais (DP) entre os coeficientes de calibração obtidos por meio destas duas metodologias e os coeficientes de calibração obtidos por meio da metodologia recomendada pela IAEA (Met 3), em feixes de radiodiagnóstico, para cada modelo de câmara estudado, são apresentadas nas Tabelas 18 a 22. Os dados obtidos a partir da calibração da câmara de ionização Radcal, modelo 10x5-180, tanto em feixes de radiodiagnóstico quanto em feixes de radioproteção, são apresentados nas Figuras 19 a 21.

**Tabela 13 – Coeficientes de calibração ( $N_I$ ) da câmara de ionização Radcal, modelo 10x5-180, nos feixes de radioproteção, obtidos a partir das três metodologias de correção para variações na densidade do ar. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência  $k = 2$ , supondo uma distribuição normal.**

Qualidade da Radiação	Met 1		Met 2		Met 3	
	$N_I$	U [%]	$N_I$	U [%]	$N_I$	U [%]
N-60	0,968	3,08	0,976	3,36	0,982	4,56
N-80	0,954	3,08	0,965	3,75	0,971	4,85
N-100	0,964	3,10	0,961	6,89	0,967	7,56
N-150	0,945	3,09	0,940	3,33	0,944	4,55

**Tabela 14 – Coeficientes de calibração ( $N_I$ ) da câmara de ionização Radcal, modelo 10x5-180, em feixes de radiodiagnóstico, obtidos a partir das três metodologias de correção para variações na densidade do ar. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência  $k = 2$ , supondo uma distribuição normal.**

Feixes Diretos						
Qualidade da Radiação	Met 1		Met 2		Met 3	
	$N_I$	U [%]	$N_I$	U [%]	$N_I$	U [%]
RQR 2	1,018	0,89	1,018	1,01	1,017	1,38
RQR 3	1,015	0,89	1,017	1,03	1,015	1,36
RQR 4	1,018	0,86	1,018	1,01	1,018	1,32
RQR 5	1,020	0,86	1,019	0,98	1,019	1,31
RQR 6	1,022	0,86	1,021	0,98	1,021	1,32
RQR 7	1,022	0,86	1,022	0,97	1,022	1,31
RQR 8	1,026	0,86	1,026	0,98	1,026	1,32
RQR 9	1,028	0,87	1,027	1,00	1,026	1,34
RQR 10	1,030	0,86	1,029	0,96	1,029	1,31
Feixes Atenuados						
RQA 2	1,024	0,86	1,024	0,96	1,024	1,43
RQA 3	1,027	0,86	1,023	1,09	1,023	1,49
RQA 4	1,025	0,86	1,017	1,14	1,017	1,44
RQA 5	1,027	0,87	1,030	1,06	1,030	1,42
RQA 6	1,028	0,86	1,023	1,04	1,024	1,42
RQA 7	1,025	0,86	1,023	1,06	1,023	1,38
RQA 8	1,014	0,86	1,011	1,02	1,011	1,35
RQA 9	1,031	0,86	1,028	0,99	1,029	1,34
RQA 10	1,026	0,88	1,024	0,98	1,024	1,35

**Tabela 15 - Coeficientes de calibração ( $N_I$ ) da câmara de ionização Radcal, modelo 10x5-60, em feixes de radiodiagnóstico, obtidos a partir das três metodologias de correção para variações na densidade do ar. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência  $k = 2$ , supondo uma distribuição normal.**

<b>Feixes Diretos</b>						
<b>Qualidade da Radiação</b>	<b>Met 1</b>		<b>Met 2</b>		<b>Met 3</b>	
	$N_I$	U [%]	$N_I$	U [%]	$N_I$	U [%]
RQR 2	0,989	0,90	0,992	1,01	0,991	1,38
RQR 3	0,981	0,89	0,981	1,03	0,980	1,36
RQR 4	0,984	0,86	0,984	1,00	0,983	1,32
RQR 5	0,987	0,86	0,986	0,98	0,986	1,31
RQR 6	0,990	0,86	0,989	0,98	0,989	1,32
RQR 7	0,991	0,86	0,991	0,97	0,990	1,31
RQR 8	0,994	0,85	0,994	0,98	0,993	1,32
RQR 9	0,997	0,87	0,996	0,99	0,996	1,34
RQR 10	1,002	0,86	1,002	0,96	1,002	1,31
<b>Feixes Atenuados</b>						
RQA 2	0,993	0,86	0,992	1,05	0,991	1,40
RQA 3	0,994	0,86	0,994	1,13	0,994	1,49
RQA 4	1,003	0,86	1,005	1,11	1,005	1,47
RQA 5	0,999	0,86	0,994	1,12	0,994	1,47
RQA 6	1,022	0,86	1,019	1,11	1,020	1,46
RQA 7	1,025	0,86	1,023	1,02	1,023	1,38
RQA 8	1,013	0,86	1,012	1,00	1,012	1,36
RQA 9	1,036	0,86	1,034	0,99	1,034	1,35
RQA 10	1,042	0,88	1,041	0,99	1,040	1,34

**Tabela 16 - Coeficientes de calibração ( $N_I$ ) da câmara de ionização Radcal, modelo 10x5-6, em feixes de radiodiagnóstico, obtidos a partir das três metodologias de correção para variações na densidade do ar. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência  $k = 2$ , supondo uma distribuição normal.**

<b>Feixes Diretos</b>						
<b>Qualidade da Radiação</b>	<b>Met 1</b>		<b>Met 2</b>		<b>Met 3</b>	
	$N_I$	U [%]	$N_I$	U [%]	$N_I$	U [%]
RQR 2	0,900	0,90	0,900	1,04	0,898	1,40
RQR 3	0,905	0,89	0,907	1,04	0,905	1,36
RQR 4	0,912	0,87	0,911	1,00	0,911	1,32
RQR 5	0,916	0,86	0,916	0,99	0,915	1,31
RQR 6	0,921	0,86	0,920	0,98	0,919	1,32
RQR 7	0,923	0,86	0,922	0,97	0,922	1,31
RQR 8	0,927	0,86	0,927	0,98	0,926	1,32
RQR 9	0,930	0,87	0,930	0,99	0,928	1,34
RQR 10	0,935	0,86	0,934	0,97	0,933	1,32
<b>Feixes Atenuados</b>						
RQA 2	0,910	0,87	0,907	1,01	0,907	1,38
RQA 3	0,933	0,88	0,931	1,10	0,931	1,46
RQA 4	0,922	0,89	0,917	1,26	0,916	1,59
RQA 5	0,920	0,87	0,919	1,11	0,919	1,47
RQA 6	0,947	0,88	0,943	1,07	0,943	1,43
RQA 7	0,942	0,86	0,940	1,01	0,940	1,37
RQA 8	0,940	0,86	0,936	1,01	0,936	1,37
RQA 9	0,956	0,86	0,955	1,00	0,954	1,36
RQA 10	0,964	0,88	0,965	0,98	0,964	1,34

**Tabela 17 - Coeficientes de calibração ( $N_I$ ) da câmara de ionização Radcal, modelo 10x5-6M, em feixes de radiodiagnóstico, obtidos a partir das três metodologias de correção para variações na densidade do ar. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência  $k = 2$ , supondo uma distribuição normal.**

<b>Feixes Diretos</b>						
<b>Qualidade da Radiação</b>	<b>Met 1</b>		<b>Met 2</b>		<b>Met 3</b>	
	$N_I$	U [%]	$N_I$	U [%]	$N_I$	U [%]
RQR 2	0,998	1,42	0,996	1,50	0,994	1,77
RQR 3	1,005	1,02	1,002	1,14	0,999	1,44
RQR 4	1,007	1,00	1,005	1,12	1,004	1,41
RQR 5	1,003	0,88	1,001	1,01	1,000	1,32
RQR 6	1,003	0,86	0,999	0,98	0,998	1,32
RQR 7	0,999	0,87	0,995	0,98	0,994	1,32
RQR 8	0,998	0,86	0,995	0,98	0,995	1,32
RQR 9	0,992	0,87	0,990	0,99	0,988	1,34
RQR 10	0,989	0,87	0,987	0,97	0,986	1,31
<b>Feixes Atenuados</b>						
RQA 2	1,019	1,25	1,018	1,43	1,017	1,71
RQA 3	1,015	2,56	1,017	2,67	1,017	2,84
RQA 4	1,004	1,28	0,999	1,69	0,998	1,95
RQA 5	1,001	1,61	0,997	1,72	0,997	1,97
RQA 6	0,990	1,53	0,989	1,62	0,989	1,87
RQA 7	0,969	1,14	0,966	1,25	0,965	1,56
RQA 8	0,954	0,97	0,948	1,15	0,948	1,48
RQA 9	0,969	1,16	0,965	1,25	0,965	1,55
RQA 10	0,957	0,93	0,957	1,04	0,956	1,39

**Tabela 18 – Diferenças percentuais (DP) entre os coeficientes de calibração obtidos a partir das metodologias Met 1 e Met 2, em relação aos coeficientes de calibração obtidos por meio da metodologia recomendada pela IAEA (Met 3), para a câmara de ionização Radcal, modelo 10x5-180, em feixes de radiodiagnóstico.**

Feixes Diretos			Feixes Atenuados		
Qualidade da Radiação	Met 1	Met 2	Qualidade da Radiação	Met 1	Met 2
	DP [%]	DP [%]		DP [%]	DP [%]
RQR 2	0,098	0,098	RQA 2	0,000	0,000
RQR 3	0,000	0,197	RQA 3	0,391	0,000
RQR 4	0,000	0,000	RQA 4	0,787	0,000
RQR 5	0,098	0,000	RQA 5	0,291	0,000
RQR 6	0,098	0,000	RQA 6	0,391	0,098
RQR 7	0,000	0,000	RQA 7	0,196	0,000
RQR 8	0,000	0,000	RQA 8	0,297	0,000
RQR 9	0,195	0,097	RQA 9	0,194	0,097
RQR 10	0,097	0,000	RQA 10	0,195	0,000

**Tabela 19 - Diferenças percentuais (DP) entre os coeficientes de calibração obtidos a partir das metodologias Met 1 e Met 2, em relação aos coeficientes de calibração obtidos por meio da metodologia recomendada pela IAEA (Met 3), para a câmara de ionização Radcal, modelo 10x5-180, em feixes de radioproteção.**

Qualidade da Radiação	Met 1	Met 2
	DP [%]	DP [%]
N-60	1,455	0,683
N-80	1,771	0,700
N-100	0,286	0,650
N-150	0,064	0,468

**Tabela 20 - Diferenças percentuais (DP) entre os coeficientes de calibração obtidos a partir das metodologias Met 1 e Met 2, em relação aos coeficientes de calibração obtidos por meio da metodologia recomendada pela IAEA (Met 3), para a câmara de ionização Radcal, modelo 10x5-60, em feixes de radiodiagnóstico.**

Feixes Diretos			Feixes Atenuados		
Qualidade da Radiação	Met 1	Met 2	Qualidade da Radiação	Met 1	Met 2
	DP [%]	DP [%]		DP [%]	DP [%]
RQR 2	0,180	0,152	RQA 2	0,180	0,050
RQR 3	0,094	0,169	RQA 3	0,043	0,033
RQR 4	0,095	0,050	RQA 4	0,135	0,033
RQR 5	0,095	0,016	RQA 5	0,520	0,001
RQR 6	0,093	0,016	RQA 6	0,290	0,018
RQR 7	0,027	0,033	RQA 7	0,223	0,016
RQR 8	0,076	0,016	RQA 8	0,108	0,033
RQR 9	0,105	0,084	RQA 9	0,171	0,033
RQR 10	0,055	0,050	RQA 10	0,200	0,050

**Tabela 21 – Diferenças percentuais (DP) entre os coeficientes de calibração obtidos a partir das metodologias Met 1 e Met 2, em relação aos coeficientes de calibração obtidos por meio da metodologia recomendada pela IAEA (Met 3), para a câmara de ionização Radcal, modelo 10x5-6, em feixes de radiodiagnóstico.**

Feixes Diretos			Feixes Atenuados		
Qualidade da Radiação	Met 1	Met 2	Qualidade da Radiação	Met 1	Met 2
	DP [%]	DP [%]		DP [%]	DP [%]
RQR 2	0,189	0,201	RQA 2	0,347	0,066
RQR 3	0,030	0,201	RQA 3	0,290	0,066
RQR 4	0,131	0,082	RQA 4	0,612	0,066
RQR 5	0,122	0,082	RQA 5	0,081	0,032
RQR 6	0,184	0,082	RQA 6	0,390	0,015
RQR 7	0,109	0,065	RQA 7	0,201	0,032
RQR 8	0,099	0,065	RQA 8	0,380	0,049
RQR 9	0,131	0,133	RQA 9	0,215	0,049
RQR 10	0,152	0,066	RQA 10	0,005	0,049



**Tabela 22 - Diferenças percentuais (DP) entre os coeficientes de calibração obtidos a partir das metodologias Met 1 e Met 2, em relação aos coeficientes de calibração obtidos por meio da metodologia recomendada pela IAEA (Met 3), para a câmara de ionização Radcal, modelo 10x5-6M, em feixes de radiodiagnóstico.**

Feixes Diretos			Feixes Atenuados		
Qualidade da Radiação	Met 1	Met 2	Qualidade da Radiação	Met 1	Met 2
	DP [%]	DP [%]		DP [%]	DP [%]
RQR 2	0,422	0,203	RQA 2	0,209	0,067
RQR 3	0,515	0,236	RQA 3	0,137	0,067
RQR 4	0,312	0,117	RQA 4	0,557	0,067
RQR 5	0,386	0,100	RQA 5	0,431	0,033
RQR 6	0,489	0,084	RQA 6	0,060	0,016
RQR 7	0,416	0,067	RQA 7	0,386	0,033
RQR 8	0,328	0,067	RQA 8	0,609	0,033
RQR 9	0,394	0,135	RQA 9	0,370	0,033
RQR 10	0,279	0,067	RQA 10	0,120	0,050

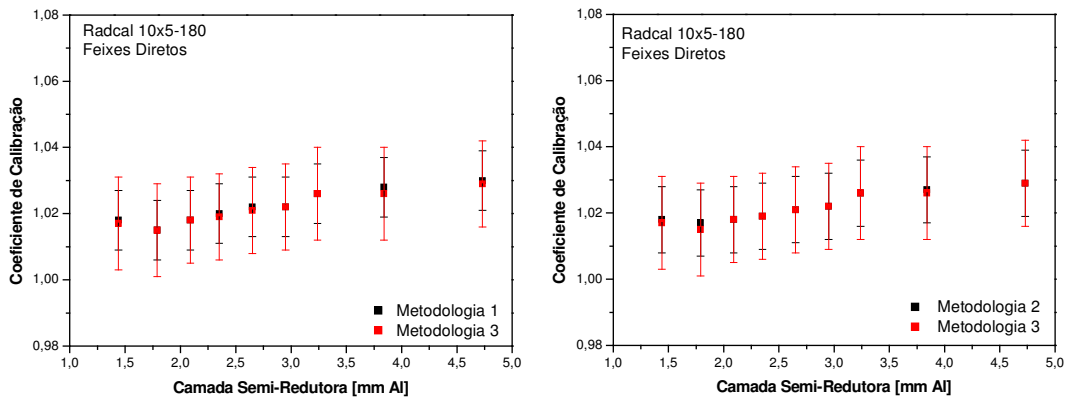
Nas três metodologias, a variação nas incertezas foi devido às diferenças na metodologia de determinação do fator de correção para as alterações na densidade do ar. A primeira metodologia (Equação 17) considera somente as incertezas de uma única medição de temperatura e pressão para o instrumento padrão e para o instrumento sob calibração. A segunda metodologia (Equação 18) considera somente a variação no valor medido pela câmara de ionização transmissora no momento da irradiação do instrumento padrão e do instrumento sob calibração. Finalmente, a terceira metodologia (Equação 19) considera as incertezas de duas medições de temperatura, de uma medição de pressão e a variação do valor medido pela câmara de ionização de transmissão no momento da irradiação, tanto do instrumento padrão quanto do instrumento sob calibração. Como a terceira metodologia (Equação 19) utiliza um número maior de fatores de correção, ela também apresenta um valor maior de incerteza. A primeira e a segunda metodologia correspondem a 65 % e a 75 % dos valores de incerteza da terceira metodologia, respectivamente.

As duas metodologias testadas neste trabalho para a obtenção dos fatores de correção para as variações na densidade do ar mostraram boa concordância com a metodologia recomendada pela IAEA para medições com câmara de transmissão na saída do feixe. Os coeficientes de calibração obtidos por meio de uma metodologia apresentam concordância com os coeficientes de calibração obtidos por meio das outras metodologias dentro de cada respectivo intervalo de incerteza, como pode ser visto nas

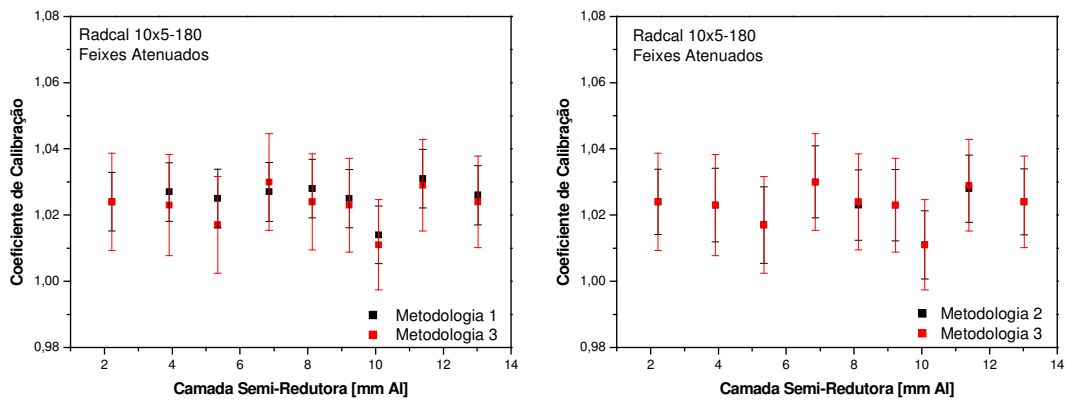
---

Figuras 19 a 21. Todavia, a segunda metodologia (Met 2), que usa as variações nos valores apresentados pela câmara de transmissão como um fator de correção para as variações na densidade do ar, apresentou uma concordância melhor com a metodologia recomendada pela IAEA. As diferenças percentuais apresentadas pela segunda metodologia (Met 2) foram predominantemente menores na maior parte das qualidades de radiação nas quais as câmaras de ionização foram testadas, como pode ser visto nas Tabelas 18 a 22.

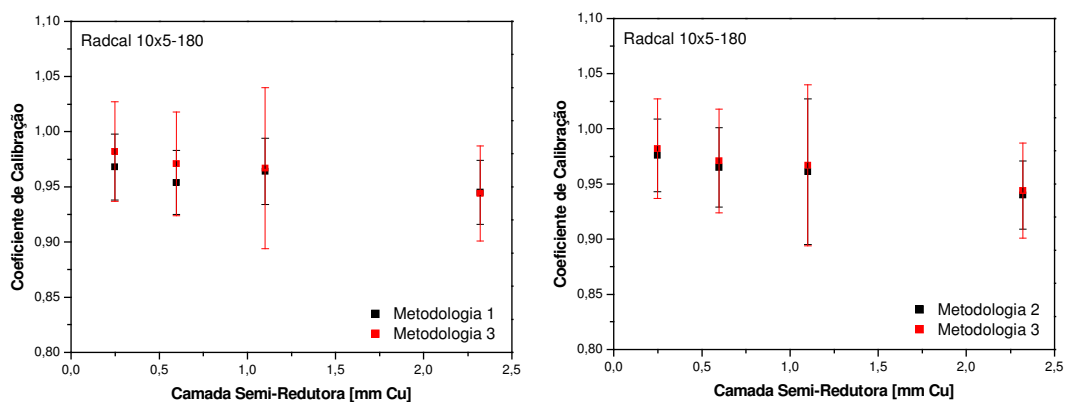
Isto demonstra que a segunda metodologia (Met 2) pode ser usada na rotina de calibração de câmaras de ionização não seladas, eliminando a necessidade de obtenção de medições de temperatura e pressão com um termômetro e um barômetro antes e depois de cada medição. Isto é de interesse especial para os laboratórios nos quais não há sensor remoto de temperatura na sala de irradiação, sendo necessário parar diversas vezes a irradiação para que se possa obter medições da temperatura dentro da sala de irradiação, gastando-se muito mais tempo no processo da calibração.



**Figura 19 - Coeficientes de calibração da câmara de ionização Radcal, modelo 10x5-180, em feixes de radiodiagnóstico diretos, obtidos por meio das três metodologias de correção para variações na densidade do ar.**



**Figura 20 - Coeficientes de calibração da câmara de ionização Radcal, modelo 10x5-180, em feixes de radiodiagnóstico atenuados, obtidos por meio das três metodologias de correção para variações na densidade do ar.**



**Figura 21 - Coeficientes de calibração da câmara de ionização Radcal, modelo 10x5-180, em feixes de radioproteção, obtidos por meio das três metodologias de correção para variações na densidade do ar.**

---

### 4.3 CARACTERIZAÇÃO E CONTROLE DE QUALIDADE DAS CÂMARAS DE IONIZAÇÃO DO LCI

Foram realizados testes de reprodutibilidade, de repetitividade e de corrente de fuga pré-irradiação em diversas câmaras do LCI, dentro do programa de controle de qualidade destas câmaras. Estudos adicionais de comportamento foram feitos com o conjunto de câmaras de ionização da marca Victoreen, no intuito de se avaliar a viabilidade do seu uso em intercomparações laboratoriais. Os resultados obtidos nestes testes foram comparados com os limites recomendados pela norma IEC 60731 [36], referente a dosímetros utilizados em radioterapia, com a norma IEC 61674 [9], referente a dosímetros utilizados em radiodiagnóstico, e com a norma ISO 4037-2 [10], referente a dosímetros utilizados em radioproteção. Os limites recomendados pela norma IEC 60731 [36] são mais restritivos que os recomendados pela norma IEC 61674 [9]. Portanto, sempre que os resultados estiverem dentro dos limites recomendados pela norma IEC 60731 [36], também estarão atendendo aos limites recomendados pela norma IEC 61674 [9].

No teste de **corrente de fuga pré-irradiação**, são realizadas medições da corrente apresentada pela câmara de ionização sem estar sendo submetida a um feixe de radiação, após a estabilização da tensão aplicada à câmara de ionização. De acordo com a norma IEC 60731 [36], esta corrente não deve exceder  $\pm 0,5\%$  da corrente de ionização produzida na câmara pela menor taxa de kerma no ar à qual a câmara de ionização é exposta. De acordo com a norma IEC 61674 [9], em todas as faixas de taxa de kerma no ar às quais a câmara de ionização for exposta, a corrente de fuga não deve exceder  $5\%$  da taxa de kerma no ar mínima da faixa em uso. De acordo com a norma ISO 4037-2 [10], a fuga acumulada deve ser menor que  $2\%$  da medição produzida pela radiação de referência. Este teste foi realizado, comparando-se a corrente, calculada a partir da carga acumulada na câmara durante 20 minutos, sem irradiação, com a corrente, calculada a partir da carga acumulada durante 1 minuto, gerada pela irradiação com a fonte de controle. Para as medições realizadas com a fonte de controle, usou-se a seguinte configuração básica: o suporte adequado para a fonte foi encaixado na câmara de ionização e a fonte de controle foi posicionada no suporte para a fonte. Todas as câmaras de ionização que foram testadas apresentaram corrente de fuga pré-irradiação dentro dos limites estabelecidos pela norma IEC 60731 [36], de  $\pm 0,5\%$ , conforme pode ser observado na Tabela 23.

---

**Tabela 23 – Resultados do teste de corrente de fuga pré-irradiação.**

Marca	Modelo	Fuga Máxima [%]	Aplicação Principal
Victoreen	415	0,066	Intercomparações Laboratoriais
	415A	0,0033	
	415B	0,0028	
PTW	32002 S/N 035	0,050	Radioproteção
	32002 S/N 046	0,056	
	23361 S/N 308	0,0032	Radioterapia de Energias Baixas
	23344 S/N 708	0,015	
	23344 S/N 709	0,027	

No teste de **repetitividade**, também denominado de estabilidade a curto prazo, recomendado pela norma IEC 60731 [36], o desvio padrão de uma única medição com a fonte de controle determinado a partir de medições sucessivas não deve exceder 0,3 % do valor médio das medições. A conformidade com essa recomendação deve ser feita obtendo-se 10 medições e calculando-se o seu desvio padrão. Foram feitas 10 medições de carga acumulada durante 1 minuto, gerada a partir da irradiação com a fonte de controle. Todas as câmaras de ionização que foram submetidas a este teste apresentaram desvios máximos dentro dos limites estabelecidos pela norma IEC 60731 [36], de  $\pm 0,3 \%$ , conforme pode ser visto na Tabela 24.

**Tabela 24 – Resultados do teste de repetitividade.**

Marca	Modelo	Desvio Máximo [%]	Aplicação Principal
Victoreen	415	0,13	Intercomparações Laboratoriais
	415A	0,030	
	415B	0,022	
PTW	32002 S/N 035	0,22	Radioproteção
	32002 S/N 046	0,085	
	23361 S/N 308	0,050	Radioterapia de Energias Baixas
	23344 S/N 708	0,037	
	23344 S/N 709	0,22	

No teste de **reprodutibilidade**, também chamado de estabilidade a longo prazo, recomendado pela norma IEC 60731 [36], a variação da corrente, carga, ou diferença de potencial gerado pela irradiação com uma fonte de controle não deve ser maior que  $\pm 0,5\%$  ao longo de um ano. A norma IEC 61674 [9] recomenda um limite maior para este mesmo teste de  $3\%$ , e a norma ISO 4037-2 [10] recomenda um limite de  $\pm 2\%$ .

Este teste foi feito comparando-se o valor médio de 10 medições consecutivas de carga acumulada durante um minuto, gerada pela irradiação com a fonte de controle, com o valor de referência, obtido a partir da média de 10 conjuntos de 10 medições consecutivas de carga acumulada durante um minuto, gerada pela irradiação com a fonte de controle. A Tabela 25 apresenta os resultados obtidos para este teste.

**Tabela 25 – Resultados do teste de reprodutibilidade.**

<b>Marca</b>	<b>Modelo</b>	<b>Varição Máxima [%]</b>	<b>Tempo [meses]</b>	<b>Aplicação Principal</b>	
Victoreen	415	0,42	16	Intercomparações Laboratoriais	
	415A	0,46	6		
	415B	0,38	16		
	32002 S/N 035	0,85	19	Radioproteção	
	32002 S/N 046	0,54	19		
	23361 S/N 308	2,53	19		
PTW	23344 S/N 708	Polaridade Positiva	0,39	5	Radioterapia de Energias Baixas
		Polaridade Negativa	0,39	5	
	23344 S/N 709	Polaridade Positiva	0,40	5	
		Polaridade Negativa	0,30	5	

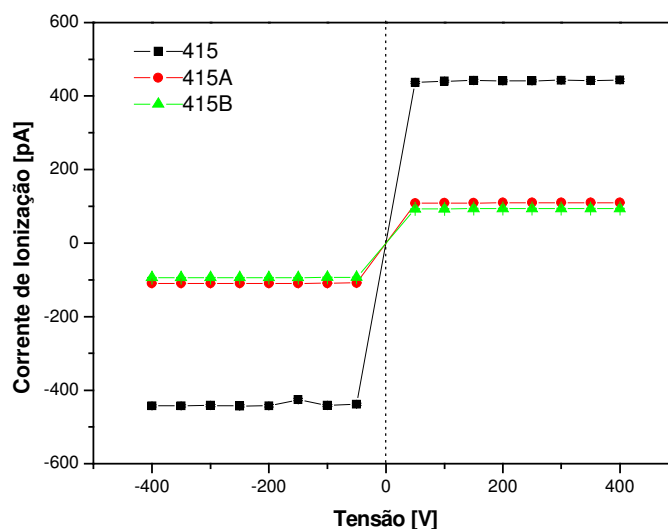
As câmaras de ionização Victoreen, modelos 415, 415A e 415B, apresentaram conformidade com as recomendações mais restritivas da norma IEC 60731 [36]. As câmaras de ionização de modelos 415 e 415B foram testadas num período de 16 meses. A câmara de ionização de modelo 415A foi testada por um período menor, 6 meses, visto que esta câmara passou por reparos, limitando assim o período disponível para a realização dos testes.

As câmaras de ionização PTW utilizadas em feixes de radioproteção, modelo 32002, números de série 035 e 046, apresentaram variações máximas compatíveis com os limites recomendados pela norma IEC 61674 [9] e pela norma ISO 4037-2 [10]. A câmara de ionização PTW, modelo 23361, número de série 308, apresentou uma variação maior que a recomendada pela norma ISO 4037-2 [10], de  $\pm 2$  %. No entanto, esta norma não estabelece o período de teste para o qual este limite se aplica. Estas câmaras foram submetidas a este teste durante um período de 19 meses.

Para as câmaras de ionização PTW utilizadas em radioterapia de energias baixas, modelo 23344, números de série 708 e 709, este teste foi realizado separadamente para as polaridades negativa e positiva, visto que as câmaras de ionização de placas paralelas apresentam o efeito da polaridade de forma mais acentuada, principalmente ao se fazer medições com radiação beta, que é a radiação emitida pela fonte de controle. Os resultados apresentados por estas câmaras de ionização apresentaram conformidade com os limites mais restritivos da norma IEC 60731 [36], que recomenda uma variação máxima de  $\pm 0,5$  %.

Os testes descritos a seguir são testes de caracterização e não de controle de qualidade. Estes testes só foram realizados com o conjunto de câmaras Victoreen, especialmente projetadas para uso em intercomparações laboratoriais, para se avaliar se estas câmaras de ionização atendem às exigências das normas internacionais, como as normas IEC 60731 [36] e IEC 61674 [9], podendo assim de fato serem utilizadas em intercomparações.

O teste de **saturação** da corrente de ionização foi realizado com as câmaras de ionização Victoreen, modelos 415, 415A e 415B. Este teste foi feito expondo-se as câmaras com raios X a uma taxa de kerma no ar de 89,81 mGy/min (RQR 8), e variando-se a tensão de polarização das câmaras de ionização de  $-400$  V a  $+400$  V, em intervalos de 50 V. A saturação das câmaras foi atingida em todo o intervalo de tensão estudado, conforme mostram os gráficos apresentados na Figura 22.



**Figura 22 - Curvas de saturação das câmaras de ionização de modelos 415, 415A e 415B a partir de 50 V, nas polaridades positiva e negativa.**

Os valores de carga coletada em todo o intervalo de tensão foram comparados com os valores de carga coletada na tensão de  $-400$  V. A maior variação encontrada foi de 1,6 % para o modelo 415A, na tensão de  $-50$  V, 0,6 % para o modelo 415B, na tensão de  $-50$  V, e 1,7 % para o modelo 415, na tensão de 50 V. Como o manual de usuário destas câmaras de ionização sugere a utilização de uma tensão de 300 V para a polarização destas câmaras, esta foi a tensão escolhida para polarizar as câmaras em todos os testes aos quais elas foram submetidas.

A Tabela 26 apresenta a **eficiência de coleção de íons** obtida para as câmaras de ionização Victoreen, modelos 415, 415A e 415B. Para estas câmaras, as perdas por recombinação iônica foram menores que 0,5 % para a tensão de 50 V, que foi a mínima tensão utilizada.

**Tabela 26 – Eficiência da coleção de íons obtida para as câmaras de ionização Victoreen especialmente projetadas para uso em intercomparações laboratoriais.**

Modelo	Eficiência [%]
415	99,5
415A	99,5
415B	99,7



No intervalo de tensão estudado, que abrangeu tensões de  $-400\text{ V}$  a  $+400\text{ V}$ , em intervalos de  $50\text{ V}$ , irradiando-se as câmaras de ionização Victoreen com radiação-X, a uma taxa de kerma no ar de  $89,81\text{ mGy/min}$  (RQR 8), o **efeito da polaridade** máximo obtido para as câmaras de ionização estudadas é apresentado na Tabela 27.

**Tabela 27 – Efeito da polaridade máximo obtido para as câmaras de ionização testadas.**

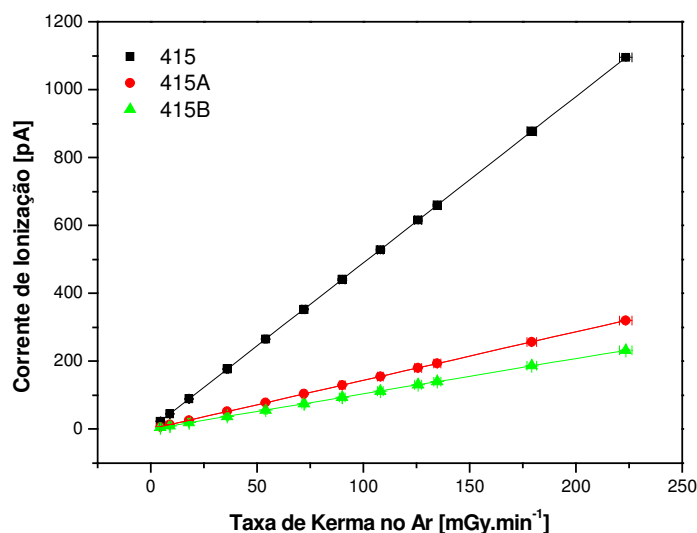
Marca	Modelo	Efeito da Polaridade [%]	Aplicação Principal
Victoreen	415	0,39	Intercomparações Laboratoriais
	415A	0,38	
	415B	0,65	
PTW	23344 S/N 708	3,58	Radioterapia de Energias Baixas
	23344 S/N 709	3,82	

Os resultados apresentados pelas câmaras de ionização Victoreen especialmente projetadas para uso em intercomparações laboratoriais foram menores que o limite máximo recomendado pela norma IEC 60731 [36], que recomenda uma variação máxima de  $1\%$  para as leituras de câmaras de ionização devido ao efeito da polaridade.

Para as câmaras de ionização PTW, utilizadas em feixes de energias baixas para radioterapia, modelo 23344, o efeito da polaridade foi estudado apenas na tensão de polarização de operação,  $400\text{ V}$ . De acordo com a publicação TRS 398/IAEA [31], para a maioria das câmaras de ionização, o efeito da polaridade é desprezível em feixes de fótons, sendo uma exceção a essa regra as câmaras de ionização com janela de entrada fina para uso em feixes de radiação-X de energias baixas. Em feixes de partículas carregadas, especialmente no caso de elétrons, este efeito também pode ser significativo. As câmaras PTW, modelo 23344, são câmaras com janela de entrada fina para uso em radiação-X de energias baixas. Além disso, nestas câmaras o efeito da polaridade foi medido com radiação beta, oriunda da fonte de controle. Portanto, o valor do efeito da polaridade medido para essas câmaras de ionização, nestas condições de irradiação, foi relativamente alto, maior que o limite recomendado pela norma IEC 60731 [36] de  $1\%$ . Por este motivo, a publicação TRS 398 [31] recomenda que as câmaras de ionização que apresentam efeito da polaridade não desprezível sejam

polarizadas sempre com o mesmo potencial, e que não sejam realizadas medições com a polaridade inversa à escolhida para uso rotineiro.

O teste de **linearidade da corrente de ionização** foi realizado com as câmaras de ionização Victoreen especialmente projetadas para uso em intercomparações laboratoriais. A incerteza obtida para o coeficiente angular da reta de ajuste linear dos dados experimentais, para as câmaras de modelos 415, 415A e 415B, respectivamente, foi de 0,17 %, 0,16 % e 0,18 %. A Figura 23 apresenta o gráfico com os dados experimentais obtidos neste teste. Como pode ser observado na Figura 23, nas três câmaras de ionização testadas, a corrente de ionização aumenta linearmente com o aumento da taxa de kerma no ar.



**Figura 23 – Teste de linearidade da corrente de ionização das câmaras de ionização Victoreen, modelos 415, 415A e 415B.**

Para o teste de **tempo de estabilização**, utilizou-se tanto a metodologia recomendada pela norma IEC 60731 [36] quanto a metodologia recomendada pela norma IEC 61674 [9].

De acordo com as recomendações da norma IEC 60731 [36], durante um período entre 15 minutos e 2 horas depois da aplicação da tensão de polarização, a variação da resposta da câmara de ionização não deve ser maior que  $\pm 0,5 \%$  da resposta obtida 1 hora depois da aplicação da tensão de polarização, para o caso em que a câmara de ionização é continuamente irradiada, desde o momento da polarização. Segundo a

norma IEC 60731 [36], este teste pode ser feito utilizando-se fontes de  $^{60}\text{Co}$  ou de  $^{137}\text{Cs}$ . Durante este teste, medições devem ser realizadas depois de aproximadamente 15 minutos, 1 hora e 2 horas após a aplicação da tensão de polarização.

As câmaras de ionização Victoreen especialmente projetadas para uso em intercomparações laboratoriais foram submetidas a este teste, sendo irradiadas continuamente com a fonte de  $^{60}\text{Co}$ . As variações máximas apresentadas por estas câmaras de ionização são apresentadas na Tabela 28.

Na norma IEC 61674 [9] recomenda-se que, entre 15 minutos e 1 hora após a aplicação da tensão de polarização, a câmara de ionização apresente uma variação máxima de  $\pm 2\%$  em relação ao valor medido após uma hora da aplicação da tensão de polarização. Neste teste, as câmaras devem ser irradiadas em condições de calibração, e as medições devem ser realizadas após 15 minutos, 30 minutos, 45 minutos e 1 hora após a aplicação da tensão de polarização.

Para a realização deste teste, utilizou-se o feixe padrão de radiação RQR8. Os resultados apresentados pelo conjunto de câmaras de ionização Victoreen submetidas a este teste são apresentados na Tabela 28.

**Tabela 28 – Resultados do teste de tempo de estabilização, realizado utilizando-se tanto a metodologia recomendada pela norma IEC 60731 [36] quanto a metodologia recomendada pela norma IEC 61674 [9].**

Norma	Modelo	Variação [%]
IEC 60731	415	0,55
	415A	0,96
	415B	1,68
IEC 61674	415	0,56
	415A	0,60
	415B	3,4

No teste de tempo de estabilização com radiação gama, conforme recomenda a norma IEC 60731 [36], todas as câmaras Victoreen testadas apresentaram valores maiores que os recomendados. Nota-se que tanto com radiação gama, seguindo as recomendações da norma IEC 60731 [36], quanto com radiação-X, seguindo as recomendações da norma IEC 61674 [9], a câmara de ionização Victoreen, modelo 415B, apresentou valores maiores que os das outras câmaras neste teste, e nos dois casos, os valores apresentados ultrapassaram os limites recomendados pelas normas.

Isto significa que estas três câmaras não são estáveis o suficiente para serem utilizadas em intercomparações laboratoriais em feixes de radiodiagnóstico e de radioterapia, pois não atendem às recomendações de normas internacionais referentes a dosímetros utilizados em radioterapia e em radiodiagnóstico. No entanto, estas câmaras de ionização podem ser utilizadas em intercomparações laboratoriais em feixes de radioproteção, pois as recomendações de desempenho para instrumentos usados em feixes de radioproteção são menos restritivas.

#### **4.4 INTERCOMPARAÇÃO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO**

Foram realizadas intercomparações de câmaras de ionização em feixes padrões de radiação-X para diagnóstico convencional, radioproteção, e radioterapia de baixas energias. Os parâmetros de comparação utilizados foram o coeficiente de calibração e a dependência energética. Para a calibração destas câmaras de ionização, utilizou-se a Equação 17.

##### **4.4.1 COMPARAÇÃO ENTRE COEFICIENTES DE CALIBRAÇÃO E DEPENDÊNCIA ENERGÉTICA DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO**

A câmara de ionização utilizada como referência nas calibrações em feixes de radiodiagnóstico foi a câmara PTW, modelo 77334, número de série 2052, calibrada no PTB. Nas calibrações em feixes de radioproteção, a câmara de ionização utilizada como referência foi a câmara PTW, modelo 32002, número de série 035, calibrada em feixes de radiação-X no PTW.

De acordo com a norma IEC 61674 [9], a dependência energética de câmaras de ionização deve ser expressa em relação ao valor de taxa de kerma no ar apresentado pela câmara de ionização ao ser exposta às qualidades de radiação RQR5 e RQA5, feixes diretos e atenuados, respectivamente. Esta mesma norma recomenda o limite de  $\pm 5\%$  para a dependência energética de câmaras de ionização utilizadas em radiodiagnóstico convencional.

Seguindo o princípio recomendado pela norma IEC 61674 [9], a dependência energética obtida nos feixes de radioproteção também foi expressa em relação a uma determinada qualidade de radiação, a qualidade N-80. No entanto, a norma ISO 4037-2 [10] recomenda que a dependência energética seja expressa como sendo a

---

razão entre a máxima e a mínima resposta obtida pelo instrumento na faixa de energia em que ele é utilizado. E esta mesma norma recomenda que esta razão seja no máximo de 1,1 quando a faixa de energia utilizada é maior que 30 keV. Ressalta-se que estes limites recomendados se aplicam a instrumentos de referência e não a instrumentos de campo.

### **CÂMARAS DE IONIZAÇÃO VICTOREEN**

O conjunto de câmaras de ionização Victoreen, especialmente projetado para uso em intercomparações, foi calibrado em todos os feixes de radiodiagnóstico, tanto nos feixes diretos quanto nos atenuados, e também nos feixes de radioproteção. A Tabela 29 mostra os coeficientes de calibração obtidos para estas câmaras nos feixes de radiodiagnóstico, e a Tabela 30 mostra os coeficientes de calibração obtidos nos feixes de radioproteção.

No caso dos feixes diretos de radiodiagnóstico, a câmara de modelo 415 apresentou uma dependência energética máxima de 7,4 %. Para as qualidades de radiação atenuadas, a câmara de ionização modelo 415 apresentou uma dependência energética máxima de 12,4 % (Figura 24). A câmara de ionização modelo 415A apresentou uma dependência energética máxima de 3,1 % nos feixes diretos e de 5,9 % nos feixes atenuados (Figura 25). A câmara de ionização modelo 415B apresentou uma dependência máxima de 4,6 % nas qualidades de feixes diretos e de 7,5 % nas qualidades de feixes atenuados (Figura 26). Todas estas câmaras de ionização ultrapassaram o limite de  $\pm 5\%$  de dependência energética em relação à qualidade RQA5, nos feixes atenuados, recomendado pela norma IEC 61674 [9]. Portanto, o uso destas câmaras de ionização em feixes de radiodiagnóstico convencional deve ser limitado aos feixes diretos, nos quais as câmaras de ionização apresentaram dependência energética dentro dos limites recomendados pela norma IEC 61674 [9].

**Tabela 29 – Coeficientes de calibração das câmaras de ionização Victoreen, modelos 415, 415A e 415B, nos feixes de radiodiagnóstico, diretos e atenuados, da Tabela 1. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência  $k = 2$ , supondo uma distribuição normal.**

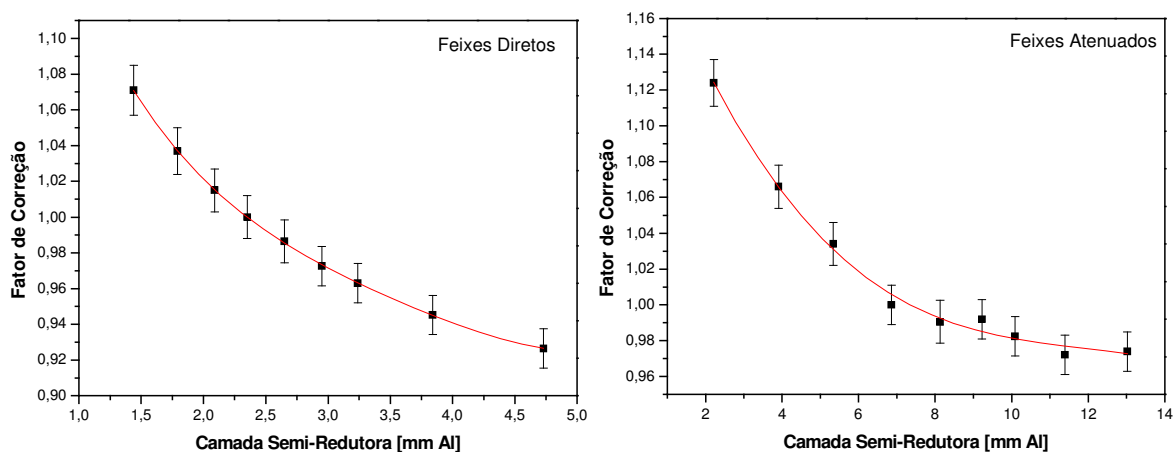
Qualidade da Radiação	Coeficiente de Calibração [Gy. $\mu\text{C}^{-1}$ ]					
	415	U [%]	415 A	U [%]	415B	U [%]
RQR2	3,79	1,31	11,8	1,05	17,1	1,05
RQR3	3,67	1,26	11,6	1,07	16,6	1,07
RQR4	3,59	1,20	11,5	1,04	16,5	1,04
RQR5	3,54	1,17	11,4	1,03	16,3	1,03
RQR6	3,49	1,15	11,4	1,02	16,2	1,06
RQR7	3,44	1,14	11,3	1,02	16,1	1,05
RQR8	3,41	1,13	11,3	1,01	16,0	1,04
RQR9	3,34	1,14	11,2	1,02	16,0	1,04
RQR10	3,28	1,12	11,1	1,02	15,9	1,03
RQA2	3,50	1,15	11,6	1,06	16,4	1,07
RQA3	3,32	1,13	11,5	1,07	15,6	1,02
RQA4	3,22	1,13	11,3	1,07	15,3	1,02
RQA5	3,12	1,13	11,0	1,07	15,2	1,02
RQA6	3,09	1,17	10,9	1,07	15,4	1,05
RQA7	3,09	1,16	10,7	1,06	15,3	1,07
RQA8	3,06	1,14	10,5	1,05	15,4	1,06
RQA9	3,03	1,13	10,5	1,03	15,6	1,04
RQA10	3,04	1,12	10,4	1,03	15,8	1,03

**Tabela 30 - Coeficientes de calibração das câmaras de ionização Victoreen, modelos 415, 415A e 415B, nos feixes de radioproteção, cujas características foram apresentados na Tabela 9 e na Tabela 10. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência  $k = 2$ , supondo uma distribuição normal.**

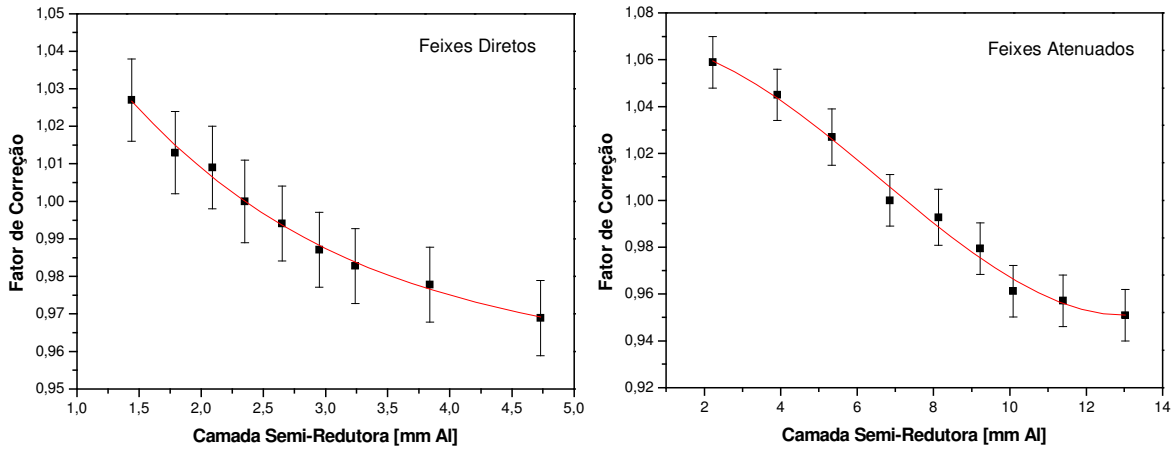
Qualidade da Radiação	Coeficiente de Calibração [Gy. $\mu\text{C}^{-1}$ ]					
	415	U [%]	415A	U [%]	415B	U [%]
N-60	3,11	3,05	10,60	3,07	14,75	3,06
N-80	2,96	3,06	10,21	3,07	14,91	3,10
N-100	2,90	3,07	10,04	3,08	15,04	3,09
N-150	2,86	3,05	10,06	3,06	15,27	3,11

Nos feixes de radioproteção, a dependência energética das câmaras de ionização foi expressa em relação à qualidade de feixe de radiação N-80. As câmaras de ionização Victoreen, modelos 415, 415A e 415B, apresentaram valores de dependência energética máxima de 8,7 %, 5,5 % e 3,4 %, respectivamente. A dependência energética destas câmaras de ionização pode ser observada nas Figuras 27, 28 e 29. Os valores de dependência energética obtidos são considerados baixos, levando-se em consideração que os feixes padrões para radioproteção abrangem uma faixa energética que varia de 49 keV a 117 keV. Em todas as figuras que mostram a dependência energética das câmaras de ionização (Figuras 24 a 29), na ordenada tem-se o fator de correção em vez do coeficiente de calibração, porque os valores foram todos normalizados em relação às qualidades de radiação indicadas em cada caso.

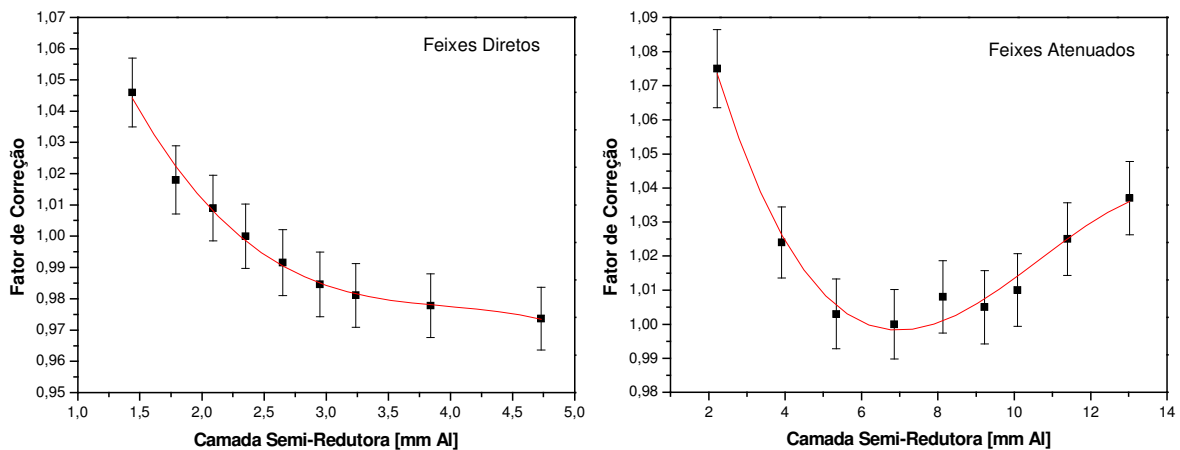
As razões entre a resposta máxima e a resposta mínima obtidas para as câmaras de ionização Victoreen, modelos 415, 415A e 415B, foram de 1,09, 1,06 e 1,03, respectivamente, portanto, dentro dos limites recomendados pela norma ISO 4037-2 [10].



**Figura 24 – Dependência energética da câmara de ionização Victoreen, modelo 415, para qualidades de radiodiagnóstico RQR2 a RQR10 (feixes diretos) e RQA2 a RQA10 (feixes atenuados), recomendadas pela norma IEC 61267 [34]. Dependência energética relativa às qualidades de radiação RQR5 e RQA5, para feixes diretos e atenuados, respectivamente.**

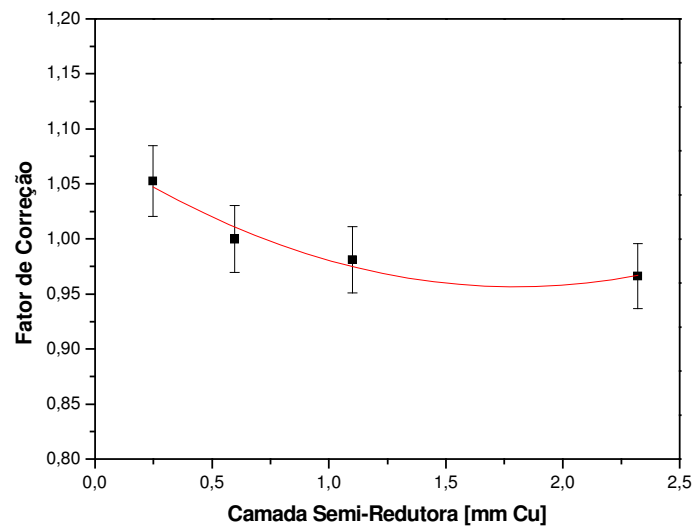


**Figura 25 – Dependência energética da câmara de ionização Victoreen, modelo 415A, para qualidades de radiodiagnóstico RQR2 a RQR10 (feixes diretos) e RQA2 a RQA10 (feixes atenuados), recomendados pela norma IEC 61267 [34]. Dependência energética relativa às qualidades de radiação RQR5 e RQA5, para feixes diretos e atenuados, respectivamente.**

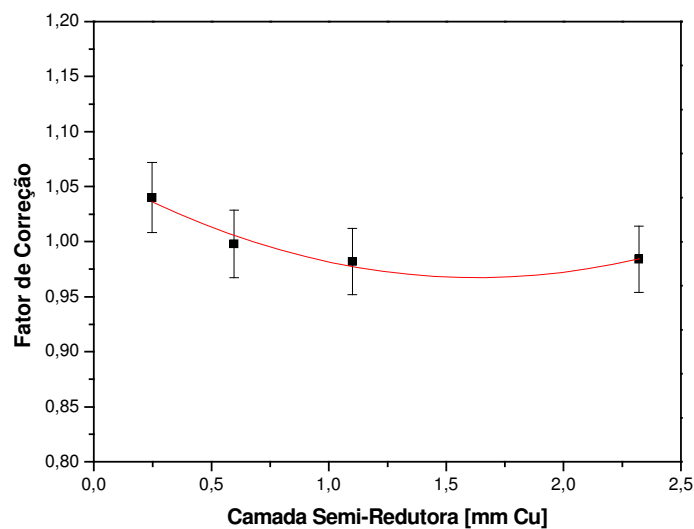


**Figura 26 – Dependência energética da câmara de ionização Victoreen, modelo 415B, para qualidades de radiodiagnóstico RQR2 a RQR10 (feixes diretos) e RQA2 a RQA10 (feixes atenuados), recomendados pela norma IEC 61267 [34]. Dependência energética relativa às qualidades de radiação RQR5 e RQA5, para feixes diretos e atenuados, respectivamente.**

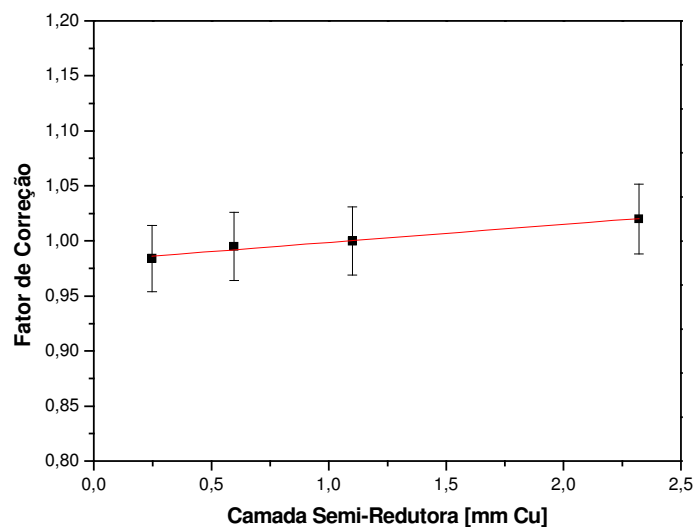




**Figura 27 - Dependência energética da câmara Victoreen, modelo 415, para feixes de radioproteção, recomendados pela norma ISO 4037-1 [30]. Dependência energética relativa à qualidade de radiação N-80.**



**Figura 28 - Dependência energética da câmara Victoreen, modelo 415A, para feixes de radioproteção, recomendados pela norma ISO 4037-1 [30]. Dependência energética relativa à qualidade de radiação N-80.**



**Figura 29 - Dependência energética da câmara Victoreen, modelo 415B, para feixes de radioproteção, recomendados pela norma ISO 4037-1 [30]. Dependência energética relativa à qualidade de radiação N-80.**

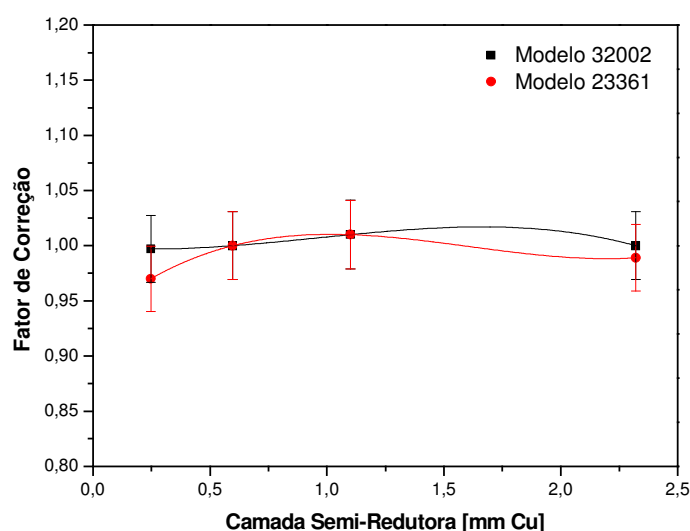
#### **CÂMARAS DE IONIZAÇÃO PTW**

Os coeficientes de calibração obtidos para as câmaras de ionização PTW, modelos 32002 e 23361, nos feixes padrões de radioproteção, são apresentados na Tabela 31. Estas câmaras de ionização são utilizadas como padrões de trabalho no LCI. As curvas de dependência energética destas câmaras são apresentadas na Figura 30. Os fatores de correção na Figura 30 foram normalizados para a qualidade de radiação N-80. A dependência energética máxima em relação à qualidade de radiação N-80 foi de apenas 1,5 % para a câmara de ionização modelo 32002, número de série 046, e de apenas 3,0 % para a câmara de modelo 23361, número de série 308, e portanto dentro dos limites recomendados pela norma IEC 61674 [9].

As razões entre a resposta máxima e a resposta mínima obtidas para as câmaras de ionização PTW estudadas, modelos 32002 e 23361, foram de 1,02 e 1,05, respectivamente, portanto, dentro dos limites recomendados pela norma ISO 4037-2 [10].

**Tabela 31 - Coeficientes de calibração das câmaras de ionização PTW, modelos 32002 e 23361, nos feixes padrões de radioproteção, recomendados pela norma ISO 4037-1 [30]. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência  $k = 2$ , supondo uma distribuição normal.**

Qualidade da Radiação	1ª CSR [mm Cu]	Coeficiente de Calibração [Gy.mC <sup>-1</sup> ]			
		32002	U [%]	23361 (x 10 <sup>2</sup> )	U [%]
N-60	0,24	24,0	3,58	8,61	3,04
N-80	0,58	24,3	3,10	8,88	3,06
N-100	1,11	24,6	3,12	9,00	3,05
N-150	2,36	24,4	3,13	8,78	3,04

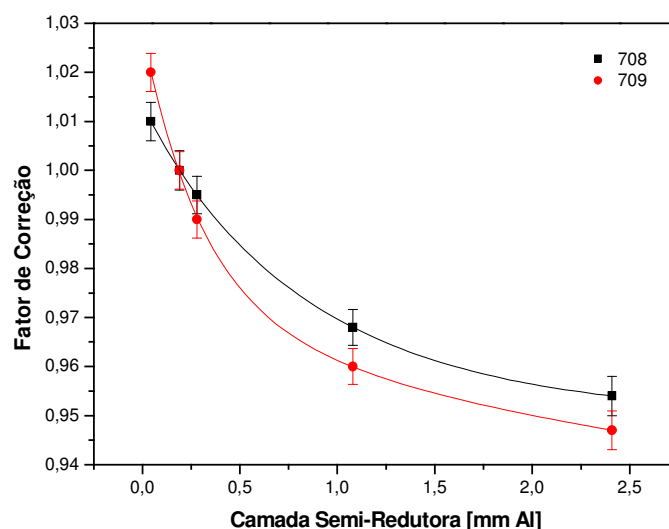


**Figura 30 - Dependência energética da resposta das câmaras de ionização PTW, modelos 32002 e 23361, para feixes de radioproteção. Dependência energética relativa à qualidade de radiação N-80.**

Na calibração em feixes de radioterapia de energias baixas, a câmara de ionização utilizada como referência foi a câmara PTW, modelo 23344, número de série 089. Os coeficientes de calibração obtidos para as câmaras de ionização PTW, modelo 23344, números de série 708 e 709, nos feixes padrões de radiação-X para radioterapia de energias baixas são apresentados na Tabela 32. As curvas de dependência energética destas câmaras são apresentadas na Figura 31. A dependência energética destas câmaras de ionização foi expressa em relação à qualidade de radiação T-30.

**Tabela 32 - Coeficientes de calibração das câmaras de ionização PTW, modelo 23344, nos feixes padrões para radioterapia de energias baixas, recomendados pelo BIPM [35]. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência  $k = 2$ , supondo uma distribuição normal.**

Qualidade da Radiação	1ª CSR [mm Al]	Coeficiente de Calibração [mGy.nC <sup>-1</sup> ]			
		708	U [%]	709	U [%]
T-10	0,043	83,2	0,39	83,8	0,38
T-25	0,28	82,0	0,39	81,8	0,38
T-30	0,19	82,4	0,40	82,6	0,38
T-50(b)	1,08	79,7	0,38	79,2	0,38
T-50(a)	2,41	78,6	0,42	78,2	0,42



**Figura 31 - Dependência energética da resposta das câmaras de ionização PTW, modelo 23344, para feixes de radioterapia de energias baixas. Valores na ordenada normalizados para a qualidade de radiação T-30.**

A câmara de ionização de número de série 708 apresentou uma dependência energética máxima de 4,6 %, e a câmara de ionização de número de série 709 apresentou uma dependência energética máxima de 5,3 %. Embora as dependências energéticas apresentadas por estas câmaras sejam muito semelhantes, a câmara de ionização de número de série 708 apresentou uma dependência energética menor, sendo assim a mais indicada para ser utilizada como instrumento de referência do LCI para uso nos feixes de radiação nível radioterapia de energias baixas.

---

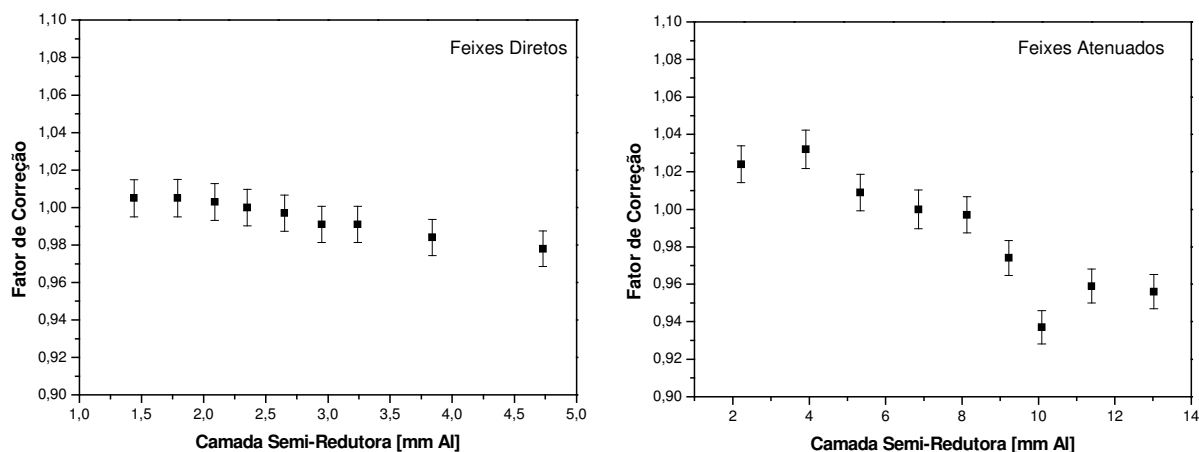
**CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE REFERÊNCIA RADCAL**

A câmara de ionização de referência Radcal, modelo RC6M, apresentava certificado de calibração apenas em relação aos feixes padrões de mamografia. Portanto, esta câmara foi calibrada em feixes padrões de radiodiagnóstico convencional, utilizando-se como câmara de ionização de referência a câmara PTW, modelo 77334, número de série 2052. Os coeficientes de calibração desta câmara de ionização, nos feixes de radiodiagnóstico convencional são apresentados na Tabela 33. A dependência energética desta câmara é apresentada na Figura 32.

**Tabela 33 – Coeficientes de calibração da câmara de ionização Radcal, modelo RC6M, nos feixes de radiodiagnóstico, diretos e atenuados, da Tabela 1. Fator de abrangência  $k = 2$ , supondo uma distribuição normal.**

<b>Qualidade da Radiação</b>	<b>Coeficiente de Calibração [mGy.nC<sup>-1</sup>]</b>	<b>U [%]</b>	<b>Qualidade da Radiação</b>	<b>Coeficiente de Calibração [mGy.nC<sup>-1</sup>]</b>	<b>U [%]</b>
RQR2	5,01	0,99	RQA2	5,03	0,96
RQR3	5,01	0,99	RQA3	5,07	0,99
RQR4	5,00	0,98	RQA4	4,96	0,97
RQR5	4,98	0,97	RQA5	4,92	1,04
RQR6	4,96	0,97	RQA6	4,90	0,97
RQR7	4,94	0,97	RQA7	4,79	0,95
RQR8	4,94	0,97	RQA8	4,61	0,95
RQR9	4,90	0,98	RQA9	4,71	0,95
RQR10	4,87	0,97	RQA10	4,70	0,96

---



**Figura 32 - Dependência energética da câmara de ionização Radcal, modelo RC6M, para qualidades RQR2 a RQR10 (feixes diretos) e RQA2 a RQA10 (feixes atenuados), recomendados pela norma IEC 61267 [34]. Dependência energética relativa às qualidades de radiação RQR5 e RQA5, para feixes diretos e atenuados, respectivamente.**

Na qualidade de radiodiagnóstico RQA8 (camada semi-redutora de 10,09 mm Al), esta câmara de ionização apresentou um coeficiente de calibração menor até do que os coeficientes de calibração das qualidades de radiação ainda mais atenuadas RQA9 (camada semi-redutora de 11,39 mm Al) e RQA10 (camada semi-redutora de 13,02 mm Al). Este ponto foi verificado, utilizando-se outra metodologia para a obtenção do coeficiente de calibração, usando a Equação 18. O resultado foi o mesmo que o apresentado pela primeira metodologia utilizada, que usa a Equação 17 para a obtenção do coeficiente de calibração.

A dependência energética máxima desta câmara de ionização nos feixes diretos, em relação à qualidade de radiação RQR5, foi de apenas 2,2 %. Nos feixes atenuados, a dependência energética máxima em relação à qualidade de radiação RQA5 foi de 6,3 %. Nos feixes atenuados, esta câmara de ionização ultrapassou os limites recomendados pela norma IEC 61674 [9], de  $\pm 5\%$ . No entanto, esta câmara foi projetada para uso em feixes de mamografia, que são feixes de energias bem mais baixas que os feixes de radiodiagnóstico convencional utilizados neste trabalho.

### OUTRAS CÂMARAS DE IONIZAÇÃO

Os conjuntos dosimétricos Radcal calibrados nos feixes de radiodiagnóstico convencional são apresentados na Tabela 34. Conforme mostra a Tabela 34, para alguns conjuntos dosimétricos idênticos foram testados. Os coeficientes de calibração obtidos para estas câmaras de ionização em cada qualidade de feixe padrão para radiodiagnóstico convencional são apresentados nas Tabelas 35 a 37. Nos casos em que foram testados conjuntos câmara-eletrômetro idênticos, as tabelas apresentam os coeficientes de calibração apenas dos conjuntos que apresentaram maior dependência energética. Os gráficos de dispersão dos coeficientes de calibração obtidos para todas as câmaras de ionização da marca Radcal calibradas, para cada qualidade de feixe padrão de radiodiagnóstico convencional, são apresentados nas Figuras 33 e 34. Nestes gráficos, quando conjuntos dosimétricos idênticos foram testados, cada conjunto recebeu um número diferente após a sua respectiva letra de identificação.

Os conjuntos dosimétricos Radcal testados nos feixes de radiodiagnóstico convencional apresentaram dispersão máxima de 15 % dos coeficientes de calibração em relação ao valor verdadeiro convencional em toda a faixa de energia estudada. Esta dispersão é pequena, levando-se em conta a variedade de instrumentos testados e a variedade de qualidades de feixes nos quais eles foram calibrados.

**Tabela 34 – Características dos conjuntos dosimétricos Radcal testados nos feixes de radiodiagnóstico convencional.**

Conjunto	Número de Câmaras	Câmara	Volume [cm <sup>3</sup> ]	Monitor	Aplicação Principal
A	2	10x5-6	6	9015	Radiodiagnóstico Convencional
B	2	10x5-6	6	1515	
C	1	10x5-6	6	9010	
D	2	20x5-3	3	2025	
E	1	10x5-180	180	9010	Radiação Espalhada
F	2	10x5-180	180	1515	
G	2	10x5-180	180	9015	
H	3	20x5-180	180	2025	
I	1	10x5-6M	6	9015	Mamografia
J	1	10x5-6M	6	1515	
K	2	20x5-6M	6	2025	
L	2	10x5-60	60	9015	

A dependência energética máxima apresentada por cada modelo de câmara de ionização testada é apresentada nas Tabelas 38 a 40.

A câmara Radcal, modelo 10x5-180 (H3) mostrou a menor dependência energética: 4,1 %. As câmaras Radcal, modelos 10x5-60 (L2) e 10x5-6 (B1) apresentaram valores de dependência energética máxima de 4,3 % e de 5,5 % respectivamente. A câmara de ionização que apresentou maior dependência energética foi a de modelo 20x5-6M (K2): 8 %. Duas câmaras de ionização Radcal modelo 20x5-6M apresentaram dependência energética maior que a recomendada pela norma IEC 61674 [9], de  $\pm 5$  %, mas isto ocorreu porque esse tipo de câmara de ionização foi projetado para uso em feixes de mamografia, que apresentam energias muito menores que os feixes de radiodiagnóstico convencional utilizados nesta parte do trabalho.

**Tabela 35 – Coeficientes de calibração dos conjuntos dosimétricos Radcal, utilizados principalmente em feixes de radiodiagnóstico convencional, que apresentaram maior dependência energética, calibrados nos feixes de radiodiagnóstico convencional. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência  $k = 2$ , supondo uma distribuição normal.**

Qualidade da Radiação	A	U [%]	B	U [%]	C	U [%]	D	U [%]
<b>Feixes Diretos</b>								
RQR2	1,058	0,95	0,870	0,88	0,962	0,90	0,882	0,90
RQR3	1,060	0,94	0,875	0,87	0,960	0,87	0,880	0,89
RQR4	1,068	0,94	0,879	0,86	0,964	0,87	0,883	0,86
RQR5	1,072	0,93	0,882	0,87	0,965	0,86	0,883	0,86
RQR6	1,075	0,93	0,885	0,87	0,967	0,86	0,883	0,86
RQR7	1,079	0,93	0,887	0,92	0,968	0,86	0,880	0,86
RQR8	1,083	0,93	0,889	0,86	0,970	0,86	0,880	0,85
RQR9	1,088	0,95	0,892	0,87	0,972	0,89	0,876	0,87
RQR10	1,096	0,94	0,899	0,87	0,977	0,90	0,874	0,86
<b>Feixes Atenuados</b>								
RQA2	1,076	0,88	0,882	0,87	0,968	0,90	0,888	0,86
RQA3	1,105	0,87	0,908	0,87	0,984	0,88	0,885	0,91
RQA4	1,130	0,87	0,912	0,88	0,976	0,87	0,872	0,87
RQA5	1,114	0,90	0,933	0,86	0,971	0,88	0,874	0,88
RQA6	1,115	0,87	0,920	0,87	0,972	0,88	0,875	0,88
RQA7	1,109	0,88	0,919	0,86	0,969	0,86	0,873	0,88
RQA8	1,116	0,87	0,926	0,91	0,952	0,88	0,846	0,86
RQA9	1,128	0,88	0,938	0,86	0,970	0,88	0,859	0,86
RQA10	1,123	0,93	0,941	0,88	0,960	0,93	0,858	0,88



**Tabela 36 - Coeficientes de calibração dos conjuntos dosimétricos Radcal, utilizados principalmente para medição de radiação espalhada, que apresentaram maior dependência energética, calibrados nos feixes de radiodiagnóstico convencional. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência  $k = 2$ , supondo uma distribuição normal.**

Qualidade da Radiação	E	U [%]	F	U [%]	G	U [%]	H	U [%]
<b>Feixes Diretos</b>								
RQR2	1,095	0,89	0,945	0,89	1,045	0,90	0,965	0,90
RQR3	1,086	0,87	0,943	0,87	1,040	0,87	0,955	0,90
RQR4	1,084	0,86	0,947	0,86	1,040	0,86	0,956	0,86
RQR5	1,082	0,86	0,947	0,87	1,039	0,89	0,955	0,86
RQR6	1,082	0,86	0,946	0,87	1,036	0,89	0,952	0,86
RQR7	1,079	0,86	0,946	0,92	1,036	0,93	0,950	0,85
RQR8	1,082	0,86	0,945	0,86	1,040	0,86	0,949	0,85
RQR9	1,085	0,89	0,944	0,87	1,038	0,87	0,945	0,87
RQR10	1,088	0,90	0,944	0,86	1,037	0,86	0,993	0,86
<b>Feixes Atenuados</b>								
RQA2	1,091	0,90	0,953	0,87	1,040	0,87	0,991	0,86
RQA3	1,064	0,88	0,958	0,86	1,039	0,94	0,965	0,86
RQA4	1,065	0,87	0,959	0,86	1,034	0,93	0,957	0,86
RQA5	1,065	0,88	0,957	0,86	1,022	0,91	0,953	0,87
RQA6	1,062	0,88	0,946	0,87	1,020	0,89	0,953	0,86
RQA7	1,065	0,86	0,953	0,86	1,023	0,93	0,950	0,86
RQA8	1,066	0,88	0,951	0,90	1,022	0,92	0,950	0,86
RQA9	1,083	0,88	0,943	0,86	1,023	0,86	0,958	0,86
RQA10	1,092	0,93	0,950	0,88	1,030	0,88	0,962	0,87

**Tabela 37 - Coeficientes de calibração dos conjuntos dosimétricos Radcal, utilizados principalmente em feixes de mamografia (I, J e K) e de fluoroscopia (L), que apresentaram maior dependência energética, calibrados nos feixes de radiodiagnóstico convencional. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência  $k = 2$ , supondo uma distribuição normal.**

Qualidade da Radiação	I (Mamo)	U [%]	J (Mamo)	U [%]	K (Mamo)	U [%]	L (Fluoro)	U [%]
<b>Feixes Diretos</b>								
RQR2	0,977	0,91	0,926	0,89	0,987	0,90	0,989	0,90
RQR3	0,974	0,88	0,929	0,87	0,987	0,90	0,981	0,89
RQR4	0,975	0,87	0,929	0,86	0,987	0,87	0,984	0,86
RQR5	0,976	0,87	0,927	0,87	0,986	0,86	0,987	0,86
RQR6	0,973	0,87	0,924	0,88	0,984	0,86	0,990	0,86
RQR7	0,971	0,92	0,921	0,92	0,979	0,85	0,991	0,86
RQR8	0,969	0,86	0,918	0,86	0,978	0,85	0,994	0,85
RQR9	0,965	0,87	0,912	0,87	0,972	0,87	0,997	0,87
RQR10	0,962	0,87	0,907	0,87	0,969	0,86	1,002	0,86
<b>Feixes Atenuados</b>								
RQA2	0,993	0,89	0,951	0,88	0,987	0,86	0,993	0,86
RQA3	0,999	0,92	0,959	0,86	1,018	0,91	0,994	0,86
RQA4	0,999	0,91	0,940	0,88	1,000	0,87	1,003	0,86
RQA5	0,971	0,87	0,927	0,87	1,000	0,88	0,999	0,86
RQA6	0,947	0,88	0,901	0,87	0,982	0,88	1,022	0,86
RQA7	0,944	0,89	0,887	0,89	0,966	0,88	1,025	0,86
RQA8	0,943	0,91	0,891	0,94	0,921	0,86	1,013	0,86
RQA9	0,938	0,87	0,874	0,87	0,947	0,86	1,036	0,86
RQA10	0,930	0,89	0,881	0,89	0,941	0,88	1,042	0,87

**Tabela 38 – Dependência energética dos conjuntos dosimétricos Radcal, utilizados principalmente em feixes de radiodiagnóstico convencional, que apresentaram maior dependência energética nos feixes de radiodiagnóstico convencional nos quais foram calibrados.**

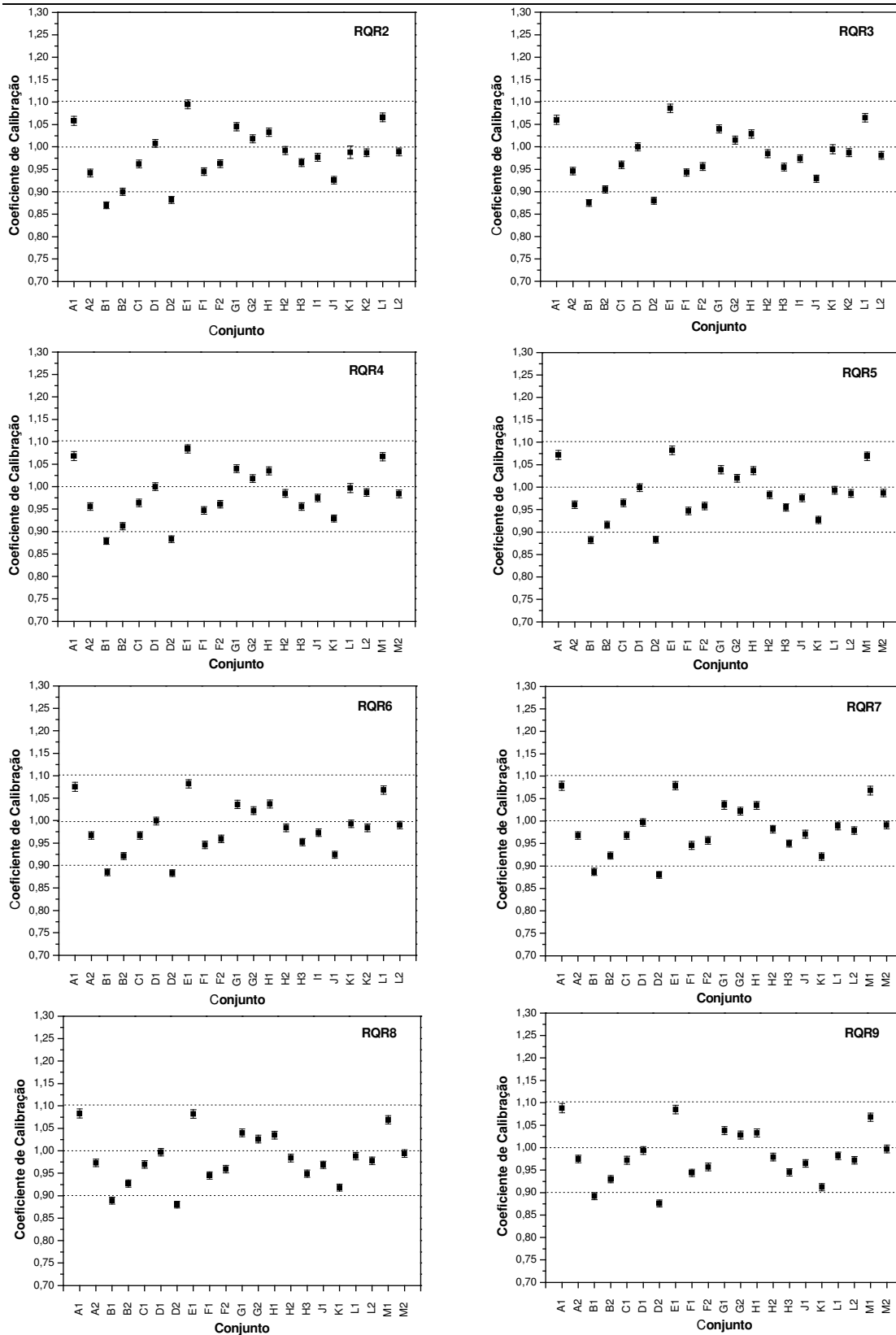
Qualidade da Radiação	Dependência Energética [%]			
	A	B	C	D
<b>Feixes Diretos</b>				
RQR2	1,30	1,39	0,32	0,12
RQR3	1,14	0,84	0,53	0,33
RQR4	0,36	0,36	0,08	0,00
RQR5	0,00	0,00	0,00	0,00
RQR6	-0,32	-0,26	-0,24	0,04
RQR7	-0,67	-0,47	-0,35	0,38
RQR8	-1,03	-0,76	-0,57	0,34
RQR9	-1,50	-1,12	-0,74	0,76
RQR10	-2,28	-1,93	-1,23	1,00
<b>Feixes Atenuados</b>				
RQA2	3,37	5,51	0,25	-1,66
RQA3	0,81	2,64	-1,38	-1,29
RQA4	-1,46	2,22	-0,51	0,22
RQA5	0,00	0,00	0,00	0,00
RQA6	-0,15	1,37	-0,17	-0,12
RQA7	0,47	1,55	0,15	0,16
RQA8	-0,25	0,71	1,94	3,24
RQA9	-1,28	-0,53	0,12	1,74
RQA10	-0,81	-0,82	1,07	1,83

**Tabela 39 – Dependência energética dos conjuntos dosimétricos Radcal, utilizados principalmente para medição da radiação espalhada, que apresentaram maior dependência energética nos feixes de radiodiagnóstico convencional nos quais foram calibrados.**

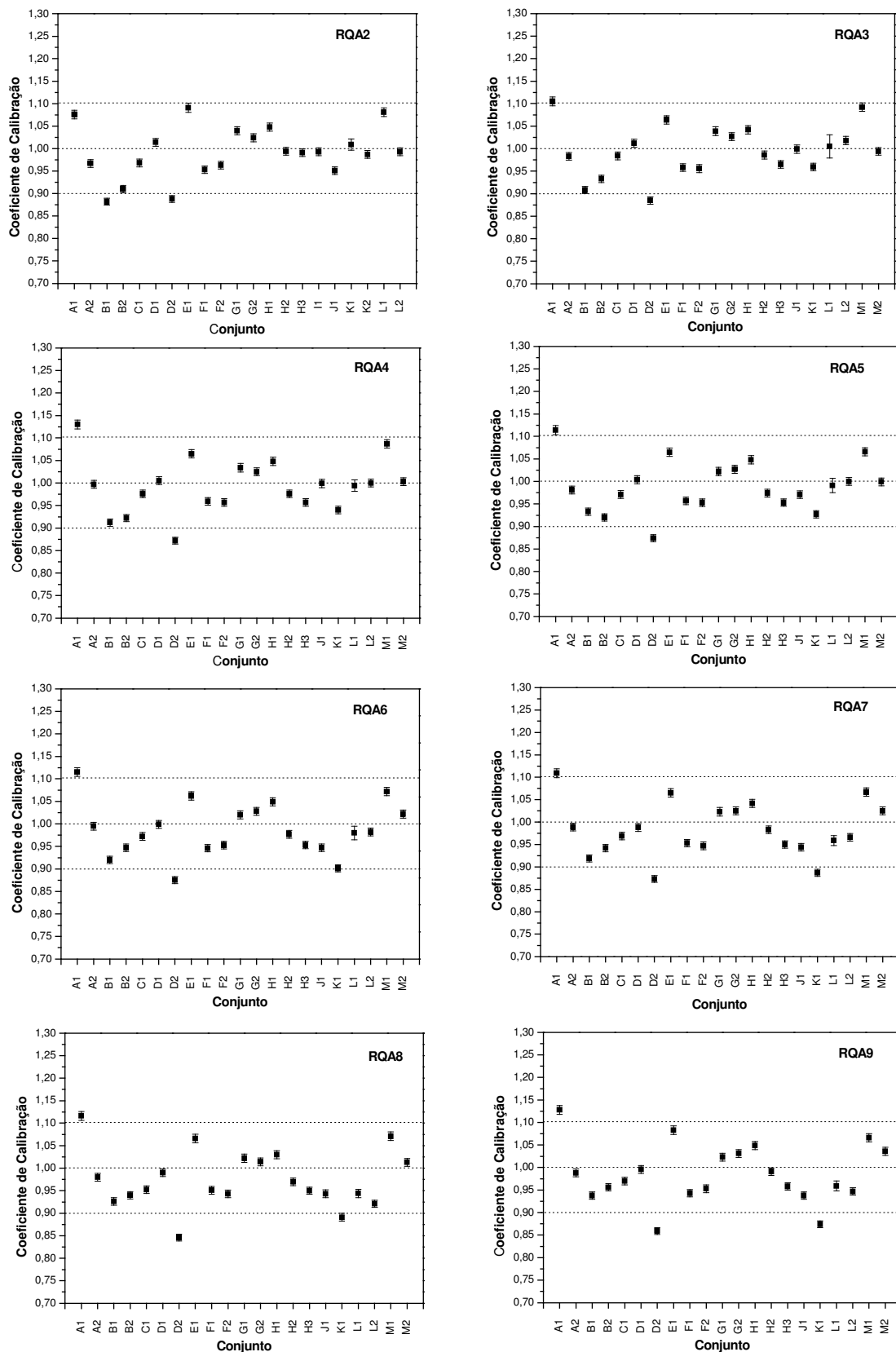
Qualidade da Radiação	Dependência Energética [%]			
	E	F	G	H
<b>Feixes Diretos</b>				
RQR2	-1,20	0,22	-0,57	-1,07
RQR3	-0,29	0,42	-0,02	0,02
RQR4	-0,18	0,01	-0,03	-0,06
RQR5	0,00	0,00	0,00	0,00
RQR6	0,06	0,08	0,34	0,31
RQR7	0,29	0,17	0,30	0,57
RQR8	0,05	0,20	-0,03	0,68
RQR9	-0,25	0,38	0,12	1,02
RQR10	-0,53	0,37	0,22	-3,96
<b>Feixes Atenuados</b>				
RQA2	-2,50	0,44	-1,75	-4,06
RQA3	0,09	-0,12	-1,58	-1,30
RQA4	-0,07	-0,14	-1,09	-0,42
RQA5	0,00	0,00	0,00	0,00
RQA6	0,24	1,21	0,29	-0,04
RQA7	-0,02	0,42	-0,09	0,32
RQA8	-0,11	0,69	0,00	0,31
RQA9	-1,70	1,49	-0,06	-0,59
RQA10	-2,55	0,80	-0,74	-0,92

**Tabela 40 – Dependência energética dos conjuntos dosimétricos Radcal, utilizados principalmente em feixes de mamografia (I, J e K) e de fluoroscopia (L), que apresentaram maior dependência energética nos feixes de radiodiagnóstico convencional nos quais foram calibrados.**

Qualidade da Radiação	Dependência Energética [%]			
	I (Mamo)	J (Mamo)	K (Mamo)	L (Fluoro)
<b>Feixes Diretos</b>				
RQR2	-0,14	0,16	-0,09	-0,23
RQR3	0,21	-0,18	-0,11	0,61
RQR4	0,04	-0,24	-0,11	0,23
RQR5	0,00	0,00	0,00	0,00
RQR6	0,23	0,36	0,18	-0,34
RQR7	0,50	0,69	0,68	-0,40
RQR8	0,65	0,94	0,83	-0,76
RQR9	1,08	1,60	1,40	-1,01
RQR10	1,39	2,14	1,75	-1,57
<b>Feixes Atenuados</b>				
RQA2	-2,24	-2,54	1,32	0,62
RQA3	-2,86	-3,50	-1,74	0,52
RQA4	-2,86	-1,36	0,01	-0,43
RQA5	0,00	0,00	0,00	0,00
RQA6	2,56	2,83	1,79	-2,35
RQA7	2,79	4,35	3,37	-2,62
RQA8	2,96	3,93	7,95	-1,41
RQA9	3,44	5,76	5,30	-3,69
RQA10	4,29	4,95	5,90	-4,34



**Figura 33 - Dispersão dos coeficientes de calibração das câmaras de ionização Radcal testadas nos feixes diretos (radiodiagnóstico) recomendados pela norma IEC 61267 [34].**



**Figura 34 - Dispersão dos coeficientes de calibração das câmaras de ionização Radcal testadas nos feixes atenuados (radiodiagnóstico) recomendados pela norma IEC 61267 [34].**

Os conjuntos dosimétricos calibrados nos feixes de radioproteção são apresentados na Tabela 41. Assim como aconteceu com os dosímetros calibrados em feixes de radiodiagnóstico, foram testados alguns conjuntos idênticos. Nestes casos, acrescentou-se um número seqüencial após a respectiva letra de identificação do modelo do conjunto. Os coeficientes de calibração obtidos para estas câmaras de ionização em cada qualidade de feixe padrão para radioproteção são apresentados na Tabela 42. Esta tabela só apresenta os coeficientes de calibração das câmaras de ionização que apresentaram os maiores valores de dependência energética. A dependência energética destes conjuntos dosimétricos foi expressa em relação à qualidade de radiação N-80. Os gráficos de dispersão dos coeficientes de calibração obtidos para as câmaras de ionização testadas para cada qualidade de feixe padrão para radioproteção são apresentados na Figura 35.

As duas câmaras de ionização Victoreen modelo 450P testadas nos feixes padrões para radioproteção apresentaram dependência energética maior que as outras câmaras de ionização projetadas para o mesmo uso, em feixes de radioproteção: 25,3 % e 15,4 %. Em relação à dispersão dos coeficientes de calibração apresentados na Figura 35, a câmara Victoreen modelo 450P (E1) mostrou o pior desempenho, apresentando uma variação maior que 20 % em relação ao valor verdadeiro convencional. Como as duas câmaras de ionização Victoreen modelo 450P testadas apresentaram valores de dependência energética muito maiores que os valores apresentados pelas outras câmaras, esta parece ser uma característica intrínseca deste modelo de câmara de ionização. A câmara Radcal modelo 20x5-6M (P2) mostrou uma grande dependência energética: 34,6 % (para a qualidade de feixe N-100). O valor de dependência energética apresentado pela câmara de ionização Radcal de mesmo modelo (P1), embora tenha sido menor que o valor de dependência energética apresentado pela câmara de ionização P2, também foi um valor de dependência energética relativamente alto: 15,4 %. A exceção foi a câmara de ionização de mesmo modelo P3, que apresentou uma dependência energética de apenas 5,31 %. No entanto, esta alta dependência energética não significa que estas câmaras de ionização não estejam funcionando adequadamente. Significa apenas que este modelo de câmara de ionização não deve ser utilizado em feixes de radioproteção, visto que ele foi projetado para uso em mamografia, que utiliza feixes de radiação de energia bem mais baixa que os feixes de radioproteção aqui utilizados. As razões entre a resposta máxima e a resposta mínima obtidas para as câmaras de ionização estudadas são apresentadas na Tabela 43.

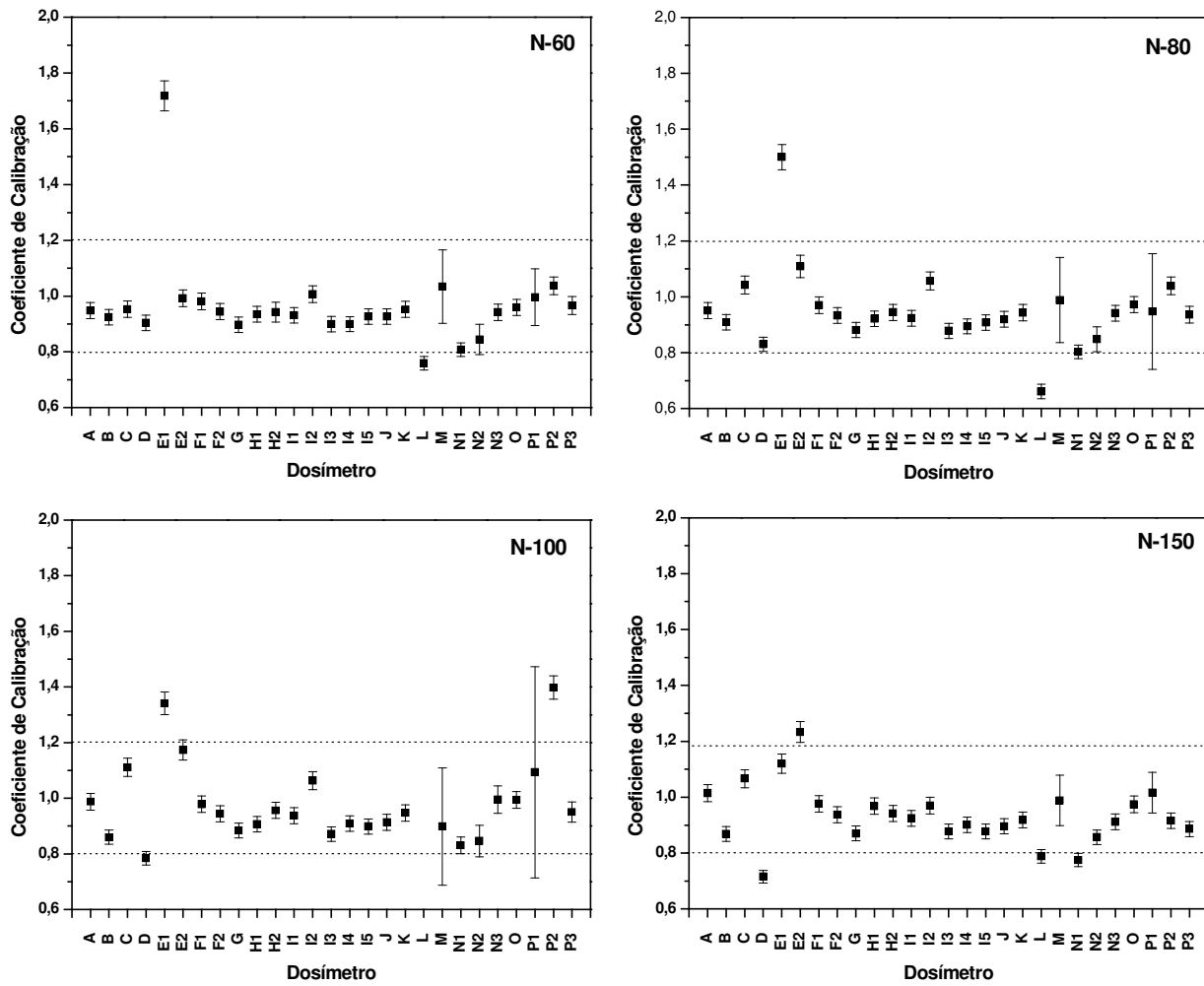


**Tabela 41 - Características dos dosímetros testados nos feixes de radioproteção.**

<b>Dosímetro</b>	<b>Câmara</b>	<b>Número de Câmaras</b>	<b>Volume [cm<sup>3</sup>]</b>	<b>Monitor</b>
A	Radcal 10x5-1800	1	1800	Radcal 9015
B	Baby Line 81	1	515	-
C	Smart Ion 2100	1	460	-
D	Inovision 451B	1	349	-
E	Victoreen 450P	2	300	-
F	Radcal 10x5-180	2	180	Radcal 9015
G	Radcal 10x5-180	1	180	Radcal 1515
H	Radcal 10x5-180	2	180	Radcal 9010
I	Radcal 20x5-180	5	180	Radcal 2025
J	Radcal 10x5-6	1	6	Radcal 9010
K	Radcal 10x5-6	1	6	Radcal 9015
L	Radcal 10x5-6	1	6	Radcal 1515
M	Radcal 10x5-6-3	1	6	Radcal 9010
N	Radcal 20x5-3	3	3	Radcal 2025
O	Radcal 10x5-60	1	60	Radcal 9015
P	Radcal 20x5-6M	3	6	Radcal 2025

**Tabela 42 - Coeficientes de calibração dos dosímetros testados que apresentaram maior dependência energética, calibrados nos feixes de radioproteção. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência  $k = 2$ , supondo uma distribuição normal.**

Dosímetro	N-60 [ $N_I$ ]	U [%]	N-80 [ $N_I$ ]	U [%]	N-100 [ $N_I$ ]	U [%]	N-150 [ $N_I$ ]	U [%]	Aplicação Principal
A	0,948	3,08	0,950	3,03	0,987	3,03	1,014	3,03	Radioproteção
B	0,924	3,02	0,909	3,02	0,860	3,02	0,868	3,03	
C	0,953	3,09	1,042	3,04	1,111	3,02	1,066	3,03	
D	0,904	3,08	0,830	3,04	0,784	3,04	0,715	3,07	
E	1,718	3,10	1,500	3,02	1,341	3,02	1,120	3,02	
F	0,981	3,09	0,970	3,03	0,978	3,03	0,979	3,03	Radiação Espalhada
G	0,897	3,09	0,881	3,03	0,884	3,03	0,870	3,03	
H	0,942	3,04	0,921	3,04	0,906	3,04	0,968	3,03	
I	1,007	3,02	1,057	3,02	1,063	3,02	0,970	3,03	
J	0,926	3,04	0,919	3,09	0,913	3,15	0,896	3,03	Radiodiagnóstico Convencional
K	0,952	3,03	0,943	3,07	0,947	3,09	0,918	3,04	
L	1,034	12,7	0,988	15,5	0,898	23,5	0,988	9,14	
M	0,759	3,25	0,661	3,88	0,554	3,49	0,788	3,04	
N	0,942	3,16	0,941	3,02	0,995	4,95	0,912	3,04	
O	0,959	3,03	0,972	3,03	0,994	3,03	0,974	3,03	Fluoroscopia
P	1,037	3,09	1,039	3,02	1,398	3,02	0,916	3,06	Mamografia



**Figura 35 – Dispersão dos coeficientes de calibração das câmaras de ionização apresentadas na Tabela 42, obtidos em feixes padrões para radioproteção.**

**Tabela 43 – Dependência energética dos dosímetros calibrados em feixes de radioproteção, expressa pela razão entre a maior e a menor resposta apresentada pelo dosímetro na faixa de energia utilizada.**

<b>Dosímetro</b>	<b>Razão</b>	<b>Aplicação Principal</b>
A	1,07	Radioproteção
B	1,07	
C	1,17	
D	1,26	
E	1,53	
F	1,01	Radiação Espalhada
G	1,03	
H	1,07	
I	1,10	
J	1,03	Radiodiagnóstico Convencional
K	1,04	
L	1,15	
M	1,42	
N	1,09	
O	1,04	Fluoroscopia
P	1,53	Mamografia

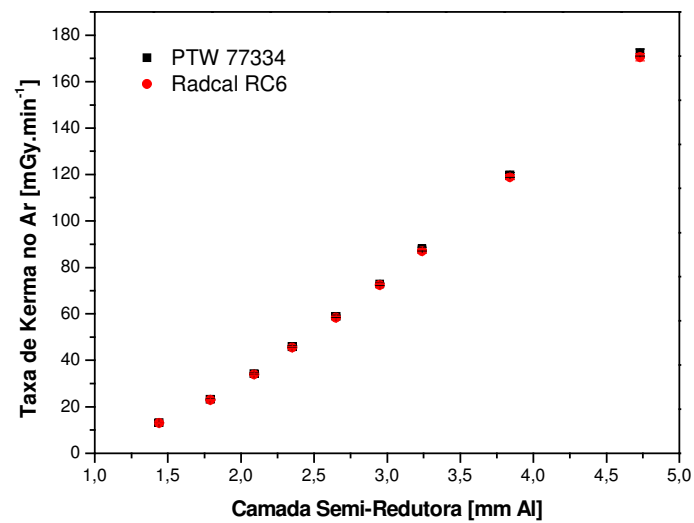
#### **4.4.2 COMPARAÇÃO ENTRE VALORES DE TAXA DE KERMA NO AR OBTIDOS COM CÂMARAS DE IONIZAÇÃO DE REFERÊNCIA DIFERENTES**

As taxas de kerma no ar determinadas com a câmara de ionização de referência PTW, modelo 77334, rastreável ao PTB, nos feixes de radiodiagnóstico convencional (Tabela 1), foram comparadas com as taxas de kerma no ar determinadas com as câmaras de ionização de referência Radcal, modelo RC6, para os feixes de radiodiagnóstico convencional diretos, e modelo RC180, para os feixes de radiodiagnóstico convencional atenuados. Estas câmaras de ionização Radcal são rastreáveis ao LNMRI.

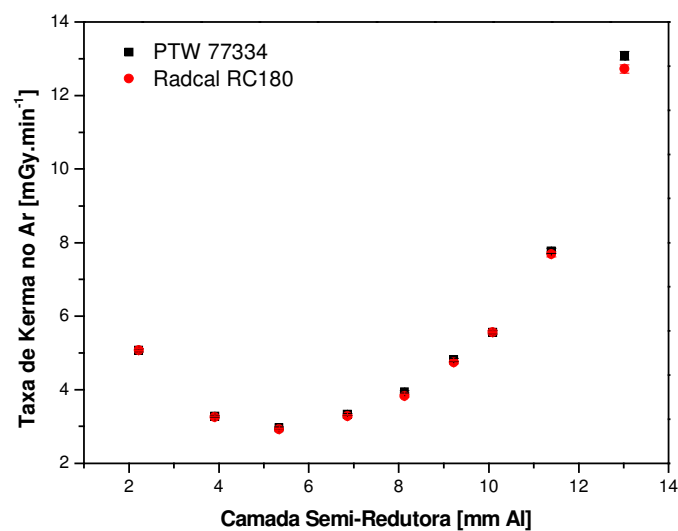
As taxas de kerma no ar determinadas com estas duas câmaras são apresentadas na Tabela 44. As Figuras 36 e 37 mostram a semelhança das taxas de kerma no ar determinadas com estas câmaras de ionização, nos feixes de radiodiagnóstico tanto diretos como atenuados.

**Tabela 44 – Taxas de kerma no ar determinadas com a câmara de ionização de referência PTW, modelo 77334, calibrada no PTB, e com as câmaras de referência Radcal, modelos RC6 e RC180, calibradas no LNMRI, em feixes de radiodiagnóstico convencional. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência  $k=2$ , supondo uma distribuição normal.**

Qualidade da Radiação	PTW 77334 [mGy.nC <sup>-1</sup> ]	U [%]	Radcal RC6 [mGy.nC <sup>-1</sup> ]	U [%]
<b>Feixes Diretos</b>				
RQR2	13,15	0,86	5,07	0,85
RQR3	23,19	0,85	3,28	0,85
RQR4	34,19	0,85	2,96	0,85
RQR5	45,93	0,85	3,33	0,85
RQR6	58,89	0,85	3,94	0,85
RQR7	72,77	0,85	4,81	0,85
RQR8	87,89	0,85	5,56	0,85
RQR9	119,80	0,86	7,78	0,85
RQR10	172,48	0,86	13,08	0,87
Qualidade da Radiação	PTW 77334 [mGy.nC <sup>-1</sup> ]	U [%]	Radcal RC180 [mGy.nC <sup>-1</sup> ]	U [%]
<b>Feixes Atenuados</b>				
RQA2	12,96	0,92	5,07	0,89
RQA3	22,97	0,94	3,26	0,89
RQA4	33,87	0,93	2,92	0,89
RQA5	45,47	0,93	3,28	0,89
RQA6	58,36	0,93	3,83	0,89
RQA7	72,30	0,92	4,75	0,90
RQA8	86,95	0,92	5,56	0,89
RQA9	118,85	0,92	7,68	0,91
RQA10	170,53	0,92	12,72	0,90



**Figura 36 – Comparação entre as taxas de kerma no ar determinadas com as câmaras de ionização de referência PTW, modelo 77334, e Radcal, modelo RC6, em feixes padrões diretos de radiodiagnóstico convencional.**



**Figura 37 – Comparação entre as taxas de kerma no ar determinadas com as câmaras de ionização de referência PTW, modelo 77334, e Radcal, modelo RC180, em feixes padrões atenuados de radiodiagnóstico convencional.**

A comparação em termos de taxas de kerma no ar realizada com estas câmaras de ionização mostrou uma excelente concordância entre as medições realizadas com a câmara de referência PTW modelo 77334, rastreável ao PTB, e as medições realizadas com as câmaras de ionização Radcal, modelos RC6 e RC180, rastreáveis ao LNMRI. A maior diferença percentual obtida entre as taxas de kerma no ar determinadas com a câmara de referência PTW e a câmara de referência Radcal, modelo RC6, nos feixes diretos de radiodiagnóstico foi de 1,4 %, na qualidade de radiação RQR2. No entanto, mesmo nesta qualidade de radiação, os valores de taxa de kerma no ar determinados por estas duas câmaras de ionização concordam dentro de suas respectivas incertezas. A maior diferença percentual obtida entre as taxas de kerma no ar determinadas com a câmara de referência PTW e a câmara de referência Radcal, modelo RC180, nos feixes atenuados de radiodiagnóstico foi de 2,8 %, na qualidade de radiação RQA6. Nesta qualidade de radiação, os valores de taxa de kerma no ar determinados por estas duas câmaras de ionização concordam dentro de suas respectivas incertezas. Somente na qualidade de radiação RQA10 é que as taxas de kerma no ar determinadas por estas duas câmaras não são equivalentes, mesmo considerando-se as respectivas incertezas. No entanto, mesmo neste caso, a diferença percentual entre os valores de taxa de kerma no ar determinados por estas duas câmaras de ionização nesta qualidade de radiação é relativamente pequena: 2,8 %.

#### 4.5 INTERCOMPARAÇÃO DE ACTIVÍMETROS

Os activímetros utilizados nesta intercomparação estão listados na Tabela 45. O instrumento de referência utilizado foi o activímetro da marca Capintec, modelo NPL-CRC®15, número de série 111113, pertencente ao LCI. Os coeficientes de calibração obtidos para cada fonte utilizada são apresentados na Tabela 46. As incertezas apresentadas na calibração dos activímetros são do tipo A, que se refere ao método de avaliação da incerteza pela análise estatística de séries de observações [47]. As Figuras 38 a 40 apresentam a dispersão dos coeficientes de calibração dos activímetros calibrados com as fontes de  $^{67}\text{Ga}$ ,  $^{201}\text{Tl}$  e  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ . A fonte de  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  foi escolhida pelo fato de ser a fonte mais amplamente utilizada em medicina nuclear. As fontes de  $^{67}\text{Ga}$  e de  $^{201}\text{Tl}$  foram utilizadas porque o Laboratório de Metrologia Nuclear do IPEN se dispôs a fornecer estas fontes já padronizadas, visto que isto faria parte da

rotina das atribuições do departamento durante o período em que as medições com activímetros foram realizadas.

Todos os activímetros testados apresentaram valores de coeficientes de calibração em conformidade com a norma CNEN-NE-3.05 [2], que recomenda que os activímetros apresentem no teste de exatidão um desvio percentual de até 10 %. O valor máximo de desvio percentual em relação ao valor verdadeiro convencional apresentado pelos dosímetros testados foi de 4,2 % para a fonte de  $^{67}\text{Ga}$ , 5,1 % para a fonte de  $^{201}\text{Tl}$  e de 4,2 % para a fonte de  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ .

Os activímetros de códigos F e G apresentaram valores de incerteza maiores que os outros activímetros na maior parte dos casos. A exceção foi a incerteza apresentada pelo activímetro F ao ser testado com a fonte de  $^{201}\text{Tl}$ . Estes activímetros foram os únicos que não permitiram a realização das medições em becquerel (Bq), que é a unidade atualmente utilizada para medições de atividade, conforme recomendado pela norma ICRU 60 [21]. As medições nestes activímetros foram feitas na unidade antiga, curie (Ci). A relação entre Ci e Bq é dada pela Equação 20 [23].

$$1\text{Bq} = 2,703 \times 10^{-11} \text{Ci} \quad \text{Equação 20}$$

Como os valores das medições em Ci são bem menores que as realizadas em Bq, os desvios padrões da leitura são muito mais significativos. Como as incertezas apresentadas foram do tipo A, estas flutuações foram responsáveis pela incerteza ser maior nestes instrumentos.

No Apêndice estão os procedimentos de calibração e intercomparação de activímetros que foram redigidos durante este trabalho.

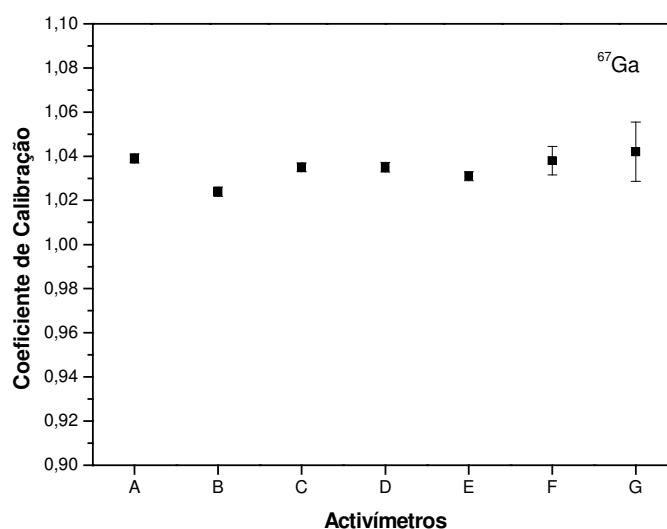
**Tabela 45 – Activímetros que participaram da intercomparação.**

Activímetro	Marca	Modelo
A	Capintec	CRC-15R
B	Capintec	CRC-15R
C	Capintec	CRC-15R
D	Capintec	CRC-15R
E	Capintec	CRC-35R
F	Capintec	CRC-35R
G	Victoreen	Deluxe Isotope Calibrator II

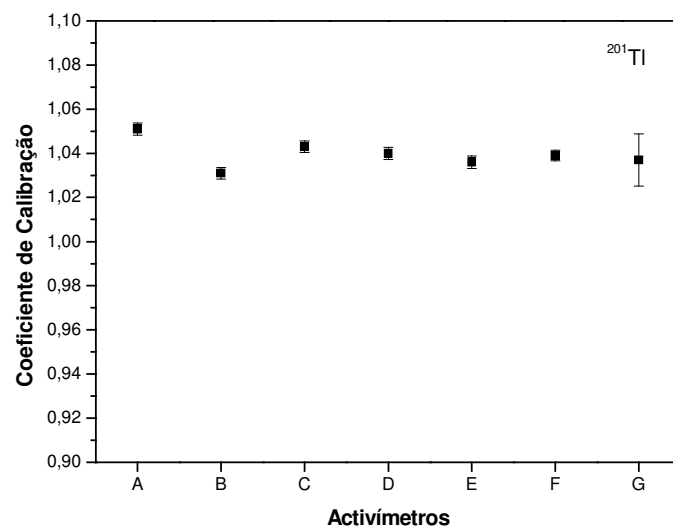


**Tabela 46 – Coeficientes de calibração dos activímetros listados na Tabela 45 obtidos para cada fonte de radiação utilizada. U = Incerteza expandida. Fator de abrangência  $k= 2$ , supondo uma distribuição normal.**

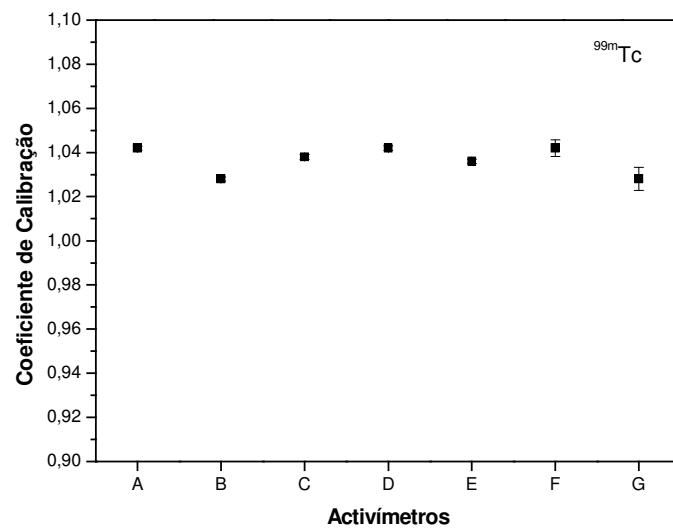
Código	$^{67}\text{Ga}$	U [%]	$^{201}\text{Tl}$	U [%]	$^{99\text{m}}\text{Tc}$	U [%]
A	1,039	0,21	1,051	0,27	1,042	0,09
B	1,024	0,20	1,031	0,26	1,028	0,09
C	1,035	0,19	1,043	0,26	1,038	0,10
D	1,035	0,21	1,040	0,27	1,042	0,10
E	1,031	0,20	1,036	0,28	1,036	0,10
F	1,038	0,63	1,039	0,23	1,042	0,37
G	1,042	1,28	1,037	1,14	1,028	0,51



**Figura 38 – Dispersão dos coeficientes de calibração dos activímetros calibrados com a fonte de  $^{67}\text{Ga}$ .**



**Figura 39 – Dispersão dos coeficientes de calibração dos activímetros calibrados com a fonte de  $^{201}\text{Tl}$ .**



**Figura 40 – Dispersão dos coeficientes de calibração dos activímetros calibrados com a fonte de  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ .**

---

## 5. CONCLUSÕES

O objetivo deste trabalho, comparar o desempenho de câmaras de ionização em feixes de radiodiagnóstico, radioproteção e radioterapia, e realizar uma intercomparação de activímetros utilizados em medicina nuclear, foi atingido. No entanto, para que estes objetivos fossem alcançados, uma série de etapas intermediárias foram realizadas.

Foram implantados feixes de radioterapia de energias baixas e de radioproteção. Estes feixes já estão em uso no Laboratório de Calibração de Instrumentos, que agora pode oferecer serviços de calibração de detectores de radiação também nestes feixes, aumentando assim ainda as possibilidades de pesquisas futuras no LCI, visto que agora este laboratório possui um número maior de qualidades de radiação implantadas.

O conjunto de câmaras de ionização Victoreen, especialmente projetadas para uso em intercomparações laboratoriais, foi caracterizado, sendo submetido aos diversos testes recomendados pelas normas internacionais referentes a dosímetros utilizados em radioterapia e em radiodiagnóstico. O desempenho destas câmaras de ionização mostrou que elas podem ser utilizadas em feixes de radiação-X nível radioproteção, visto que nestes feixes este conjunto de câmaras de ionização apresentou resultados em conformidade com recomendações internacionais. No entanto, seu uso em feixes de radioterapia e de radiodiagnóstico deve ser feito com muitas considerações, lembrando que em alguns testes, especialmente nos testes de dependência energética e de tempo de estabilização, estas câmaras de ionização não atenderam às recomendações internacionais referentes a dosímetros utilizados em radioterapia e em radiodiagnóstico.

Várias câmaras de ionização do LCI foram submetidas aos testes de controle de qualidade, recomendados por normas internacionais aplicáveis, possibilitando um conhecimento maior sobre o comportamento destas câmaras, tornando disponível uma ferramenta que possibilita a escolha do instrumento mais adequado para determinada aplicação.

O estudo comparativo entre metodologias para a obtenção dos coeficientes de calibração de câmaras de ionização em feixes de radiação-X mostrou que pode ser aplicada uma metodologia que utiliza as medições de temperatura e pressão apenas para registro das condições ambientais no momento da calibração, e não utiliza estas medições na correção dos valores das medições para possíveis variações na densidade do ar. Isto proporciona uma agilização na obtenção de coeficientes de calibração, em especial quando se deseja calibrar um instrumento em todas as qualidades de radiação

---

---

implantadas num determinado sistema de radiação, o que demanda muito tempo, principalmente se em cada qualidade de feixe a irradiação tiver que ser interrompida para a obtenção de medições de temperatura na sala de irradiação.

Foram calibradas duas câmaras de ionização PTW utilizadas como padrão de trabalho nos feixes de radioproteção implantados. Estas duas câmaras de ionização, embora projetadas para uso em radioproteção, apresentaram dependência energética tão pequena que atenderam às recomendações de normas relativas a dosímetros utilizados em radiodiagnóstico.

De maneira geral, as câmaras de ionização intercomparadas nos feixes de radioproteção mostraram-se adequadas para o fim a que se destinam. No entanto, a dependência energética alta da câmara de ionização Victoreen modelo 450P mostra a importância de se aplicar corretamente os coeficientes de calibração nas medições realizadas com esta câmara de ionização, para que erros significativos não passem despercebidos. A dependência energética alta apresentada pela câmara de ionização Radcal projetada para uso em mamografia não é preocupante, pois embora ela tenha sido testada nestes feixes, ela não é projetada para uso em feixes de radioproteção. Seu uso deve ser restrito aos feixes de mamografia.

Nos feixes de radioterapia de energias baixas implantados, foram calibradas duas câmaras de ionização PTW de placas paralelas, projetadas para uso em feixes de radioterapia de energias baixas. Estas câmaras também apresentaram uma dependência energética baixa, e a câmara que apresentou menor dependência energética nestes feixes e melhor desempenho nos testes de controle de qualidade foi escolhida como câmara de ionização de referência para determinações de taxa de kerma no ar nestes feixes no LCI.

Nos feixes de radiodiagnóstico, as câmaras de ionização Radcal de vários modelos foram intercomparadas. Estas câmaras apresentaram valores de dependência energética em conformidade com as recomendações da norma referente a dosímetros utilizados em radiodiagnóstico. A exceção foi o modelo projetado para uso em mamografia, visto que esta câmara não foi projetada para ser utilizadas na faixa de energia abrangida neste trabalho.

Além disso, foi realizada uma comparação entre as taxas de kerma no ar determinadas por diferentes câmaras de ionização de referência. Uma destas câmaras de ionização é rastreável ao LNMRI e a outra ao PTB. Na única qualidade de radiação em que as taxas de kerma no ar determinadas pelas duas câmaras de ionização não

concordaram dentro de suas respectivas incertezas, a diferença entre as taxas de kerma no ar determinadas foi de 2,8 %.

Finalmente, os activímetros que participaram da intercomparação foram calibrados com fontes de  $^{67}\text{Ga}$ ,  $^{201}\text{Tl}$  e  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ . Os resultados mostraram que os activímetros testados apresentaram conformidade com a norma nacional aplicável, que recomenda uma diferença máxima de 10 % entre o valor de atividade apresentado pelo activímetro e o valor de atividade verdadeiro convencional.

Este trabalho apresenta dados sobre o desempenho de diversos modelos de câmaras de ionização em diferentes feixes de radiação-X, fornecendo uma ferramenta para a escolha do instrumento mais adequado para a realização de medições em feixes de radiação ionizante.

---

## 6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

---

- [1] MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Portaria SVS MS-453. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico.** Diário Oficial da União. Brasília, 1998.
  - [2] COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Requisitos de radioproteção e segurança para serviços de medicina nuclear.** Rio de Janeiro, 1996. (CNEN-NE-3.05).
  - [3] COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Requisitos de radioproteção e segurança para serviços de radioterapia.** Rio de Janeiro, 1990. (CNEN-NE-3.06).
  - [4] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Calibration of radiation protection monitoring instruments.** Vienna, 2000. (Safety Reports Series 16).
  - [5] CHAUDAUDRA, J.; CHAUVENET, B.; WAMBERSIE, A. Medicine and ionizing radiation: metrology requirements. **C. R. Physique**, v. 5, p. 921-931, 2004.
  - [6] QUINN, T. J.; KOVALEVSKY, J. Measurement and society. **C. R. Physique**, v. 5, p.791-797, 2004.
  - [7] HALL, E. J. Intensity-modulated radiation therapy, protons, and the risk of second cancers. **Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.**, v. 65, p. 1-7, 2006.
  - [8] GONIN-LAURENT, N.; GIBAUD, A.; HUYGUE, M.; LEFÈVRE, S. H.; LE BRAS, M.; CHAUVEINC, L.; SASTRE-GARAU, X.; DOZ, F.; LUMBROSO, L.; CHEVILLARD, S.; MALFOY, B. Specific TP53 mutation pattern in radiation-induced sarcomas. **Carcinogenesis**, v. 27 (6), p. 1266-1272, 2006.
  - [9] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical electrical equipment. Dosimeters with ionization chambers and/or semi-conductor detectors as used in X-ray diagnostic imaging.** Geneva, 1997. (IEC 61674).
  - [10] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and doserate meters and for determining their response as a function of photon energy – Part 2: Dosimetry for radiation protection over the energy ranges 8 keV to 1,3 MeV and 4 MeV to 9 MeV.** Geneva, 1997. (ISO 4037-2).
  - [11] HART, D.; WALL, B.F. UK Population dose from medical X-ray examinations. **Eur. J. Radiol.**, v. 50, p. 285-291, 2004.
-

- 
- [12] VETTER, R. J. Medical Health Physics: A review. **Health Phys.** v. 86(5), p.445-456, 2004.
- [13] ENGEL-HILLS, P. Radiation protection in medical imaging. **Radiography**, v. 12, p. 153-160, 2005.
- [14] NATIONAL PHYSICAL LABORATORY. **Measurement good practice guide No. 93. Protocol for establishing and maintaining the calibration of medical radionuclide calibrators and their quality control.** United Kingdom, 2006.
- [15] JOSEPH, L.; ANURADHA, R.; NATHURAM, R.; SHAHA, V. V.; ABANI, M. C. National intercomparisons of  $^{131}\text{I}$  radioactivity measurements in nuclear medicine centers in India. **Appl. Radiat. Isot.**, v.59, p. 359 – 362, 2003.
- [16] OROPESA, P.; HERNÁNDEZ, A. T.; SERRA, A.; MARTÍNEZ, E.; VARELA, C. Comparisons of activity measurements with radionuclide calibrators. **Appl. Radiat. Isot.**, v.59, p. 383-387, 2003.
- [17] WOODS, M. J.; KEIGHTLEY, J. D.; CIOCANEL, M. Intercomparisons of  $^{67}\text{Ga}$  and  $^{123}\text{I}$  Assays in UK Hospitals, 1996. **Appl. Radiat. Isot.**, v.49, p. 1449 – 1452, 1998.
- [18] IWAHARA, A.; OLIVEIRA, A. E.; TAUHATA, L.; SILVA, C. CJ.; LOPES, R. T. Intercomparison of  $^{131}\text{I}$  and  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  activity measurements in Brazilian nuclear medicine services. **Appl. Radiat. Isot.**, v. 54, p. 489-496, 2001.
- [19] IWAHARA, A.; OLIVEIRA, A. E.; TAUHATA, L.; SILVA, C. J.; SILVA, C. P. G.; BRAGHIROLI, A. M. S.; LOPES, R. T. Performance of dose calibrators in Brazilian hospitals for activity measurements. **Appl. Radiat. Isot.**, v. 56, p. 361-367, 2002.
- [20] SANTOS, J. A.; IWAHARA, A.; OLIVEIRA, A. E.; SILVA, M. L.; SILVA, C. J.; TAUHATA, L.; LOPES, R.T. National intercomparison program for radiopharmaceutical activity measurements. **Appl. Radiat. Isot.**, v. 60, p. 523-527, 2004.
- [21] INTERNATIONAL COMMISSION IN RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Fundamental quantities and units for ionizing radiation.** Bethesda, 1998. (ICRU Report 60).
- [22] DeWERD, L. A.; WAGNER, L. K. Characteristics of radiation detectors for diagnostic radiology. **Appl. Radiat. Isot.**, v. 50, p. 125-136, 1999.
-

- 
- [23] KNOLL, G. F. **Radiation detection and measurement**. 2<sup>nd</sup> ed., New York, N.Y.:John Wiley & Sons, 1989.
- [24] ATTIX, F. H. **Introduction on radiological physics and radiation dosimetry**. 2<sup>nd</sup> ed., New York, John Wiley & Sons, 1986.
- [25] KIM, Y.; PARK, S.; KIM, H.; KANG, S.; HA, J.; CHUNG, C.; CHO, S.; KIM, J. K. Polarity effect of the thimble-type ionization chamber at a low dose rate. **Phys. Med. Biol.**, v. 50, p. 4995 – 5003, 2005.
- [26] PHYSIKALISCH-TECHNISCHE WERKSTÄTTEN. Disponível em <[http://www.ptw.de/index.php?id=products\\_solutions](http://www.ptw.de/index.php?id=products_solutions)>. Acesso em 06/11/06.
- [27] RADCAL. Disponível em <[http://www.Radcal.com/rc\\_chambers.html](http://www.Radcal.com/rc_chambers.html)>. Acesso em 06/11/06.
- [28] LEE, J. H.; LIN, C. Y.; WANG, C. F.; BUTLER, D. J.; WEBB, D. V.; YEH, C. Y.; HWANG, W. S. Performance evaluation of graphite pancake ionization chamber by comparing the absorbed dose to water calibration. **Radiat. Meas.**, v. 41, p. 306 – 316, 2005.
- [29] MAIA, A. F.; CALDAS, L. V. E. A new extended-length parallel-plate ionization chamber. **Phys. Med. Biol.**, v. 50, p. 3837 – 3847, 2005.
- [30] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and doserate meters and for determining their response as a function of photon energy – Part 1: Radiation characteristics and production methods**. Geneva, 1996. (ISO 4037-1).
- [31] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water**. Vienna, 2001. (Technical Reports Series 398).
- [32] JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. **The physics of radiology**. 4<sup>th</sup> ed., Springfield: Charles C. Thomas Publisher, 1983.
- [33] HORTON, J. L. **Handbook of radiation therapy physics**. New Jersey: Prentice-Hall, 1987.
- [34] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical diagnostic X-ray equipment – radiation conditions for use in determination of characteristics**. Geneva, 1994. (IEC 61267).
-



- 
- [35] BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MESURES. **Measuring condition used for the calibration of ionization chambers at the BIPM.** Sèvres, 2004. (Rapport BIPM-04/17).
- [36] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical electrical equipment. Dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy.** Geneva, 1997. (IEC 60731).
- [37] INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL. **Vocabulário internacional de termos fundamentais e gerais de metrologia.** 3. ed. Rio de Janeiro, 2003.
- [38] MAIA, A. F. **Padronização de feixes e metodologia dosimétrica em tomografia computadorizada.** 2005. Tese (Doutorado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo.
- [39] MEGHZIFENE, A.; SHORTT, K. R. Calibration factor or calibration coefficient? **SSDL Newsletter**, n. 46, p. 33-33, 2002.
- [40] COSTA, A. M.; CALDAS, L. V. E. Intercomparação e calibração de medidores de atividade utilizados em serviços de medicina nuclear. **Radiol. Bras.** v. 36(5), p. 293-297, 2003.
- [41] FERREIRA Jr, A. F. G. **Intercomparação de medidas de potência laser no IPT.** Metrosauúde 2005 – Simpósio de Metrologia na Área da Saúde. 09 e 10 de novembro de 2005, São Paulo, Brasil.
- [42] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Requisitos Gerais para competência de laboratórios de ensaio e calibração.** Rio de Janeiro, 2001. (NBR ISO/IEC 17025).
- [43] IWAHARA, A. **Rastreabilidade e garantia da qualidade em medições de radionuclídeos Utilizados em Medicina Nuclear.** 2001. Tese (Doutorado) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.
- [44] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION & MEASUREMENTS. **A handbook of radioactivity measurements procedures.** 2<sup>nd</sup> ed. Bethesda, 1985. (NCRP 58).
- [45] LACERDA, M. A. S. **Análise crítica da medida da camada semi-redutora em radiologia diagnóstica. Dissertação de Mestrado.** 2002. Dissertação (Mestrado) -Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte.
-

- [46] CARROL, Quinn B. **Fuchs's radiographic exposure, processing and quality control.** 6<sup>th</sup> ed., Springfield: Charles C. Thomas Publisher, 1998.
- [47] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **Guide to the expression of uncertainty in measurement.** Geneva, 1995.

## Apêndice A – Procedimento para a calibração de activímetros no LCI

### 1 Objetivo

O objetivo desta instrução de trabalho é descrever o processo de calibração realizado nos instrumentos medidores de atividade conhecidos como activímetros pertencentes a clientes internos e externos enviados ao Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI).

### 2 Campo de Aplicação

	Quem	Quando	Onde
Aplica-se aos activímetros encaminhados ao LCI	Técnico, tecnologista ou gerente técnico	Na data de calibração dos instrumentos, conforme agenda do LCI	No Laboratório de Calibração de Instrumentos, CMR, sala 128, e no Centro de Radiofarmácia, sala CR-AS-01

### 3 Procedimento

#### 3.1 Condições e Recursos Necessários

- Técnico com conhecimentos em proteção radiológica;
- Activímetro utilizado como sistema de referência, marca Capintec, modelo NPL-CRC®15;
- Fonte radioativa padrão de  $^{133}\text{Ba}$ , da Amersham, com atividade certificada de 8,84MBq e incerteza total de  $\pm 5\%$  em 9 de janeiro de 1997;
- Fonte radioativa padrão de  $^{60}\text{Co}$ , da Amersham, com atividade certificada de 1,88MBq e incerteza total de  $\pm 5\%$  em 9 de janeiro de 1997;
- Fonte radioativa padrão de  $^{57}\text{Co}$ , da Amersham, com atividade certificada de 197MBq e incerteza total de  $\pm 5\%$  em 24 de janeiro de 1997;
- Fonte radioativa padrão de  $^{137}\text{Cs}$ , da Amersham, com atividade certificada de 9,06MBq e incerteza total de  $\pm 5\%$  em 9 de janeiro de 1997;

- Fontes radioativas solicitadas pelo cliente disponíveis no Centro de Radiofarmácia, em recipiente tipo frasco de penicilina de 20 ml, contendo 4 ml do radioisótopo de interesse, com atividade de aproximadamente 37MBq, com exceção das fontes de  $^{99m}\text{Tc}$ , que devem possuir atividade de aproximadamente 370 MBq;
- Pinça para manuseio das fontes;
- Chave de fenda pequena, como as usadas por relojoeiros;
- Chave philips pequena, como as usadas por relojoeiros;
- Luvas cirúrgicas;
- Arquivo técnico composto pelos manuais dos diversos tipos e modelos de activímetros;
- Microcomputador com impressora;
- Planilhas eletrônicas para realização dos cálculos necessários para a emissão do certificado;
- Documento modelo para a emissão de certificados.

### 3.2 Cuidados Especiais

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

### 3.3 Descrição das Atividades

<b>Etapas</b>	<b>Descrição</b>
1.	Verificar se o arquivo técnico contempla o manual do instrumento em calibração;
2.	Se não, solicitar ao cliente o manual relativo ao instrumento em calibração;
3.	Se sim, proceder o preenchimento da planilha de pré-teste nos seguintes campos: marca, modelo e número de série do instrumento,

- 
- nome da empresa e número do protocolo do instrumento;
  4. Imprimir a planilha;
  5. Deixar o activímetro sob calibração ligado por aproximadamente 15 minutos para a sua estabilização, antes de iniciar os testes;
  6. Selecionar no activímetro sob calibração uma das fontes padrões a ser medida;
  7. Anotar 10 valores de radiação de fundo (BG) do activímetro sob calibração, ou zerar o valor de BG, se o activímetro possuir esta função;
  8. Inserir no poço do activímetro sob calibração a fonte padrão selecionada, com o auxílio da pinça;
  9. Preencher a planilha com 10 valores de atividade obtidos a partir da leitura do activímetro sob calibração;
  10. Retirar a fonte com o auxílio da pinça;
  11. Repetir os passos dos itens 7 a 11 até que a atividade de todas as fontes padrões tenham sido medidas;
  12. Preencher a planilha eletrônica de pré teste com os valores obtidos;
  13. Verificar se as medições realizadas com as fontes padrões indicam que o activímetro está funcionando apropriadamente;
  14. Se não, encaminhá-lo ao Grupo de Manutenção Eletrônica do LCI, para a emissão do Relatório de Instrumento Não Conforme;
  15. Se sim, proceder o preenchimento da planilha de teste nos seguintes campos: marca, modelo e número de série do instrumento, nome da empresa e número de protocolo do instrumento;
  16. Preenchimento da ficha de solicitação das fontes solicitadas pelo cliente ao Centro de Radiofarmácia (CR);
  17. Solicitação de veículo para transporte do activímetro sob calibração até o CR;
  18. Transportar o activímetro sob calibração até o CR sala CR-AS-01, para a realização da calibração com as fontes fornecidas pelo CR;
-

- 
19. Selecionar no activímetro de referência a fonte a ser medida;
  20. Zerar o valor de BG para a fonte selecionada no activímetro de referência;
  21. Inserir no poço do activímetro padrão de referência, com o auxílio da pinça e utilizando luvas, a fonte selecionada;
  22. Preencher a planilha com 10 valores de atividade obtidos a partir da leitura do activímetro de referência;
  23. Retirar a fonte com o auxílio da pinça;
  24. Repetir os passos dos itens 17 a 21 até que a atividade de todas as fontes solicitadas pelo cliente tenham sido medidas;
  25. Selecionar no activímetro sob calibração a fonte a ser medida;
  26. Anotar 10 valores de radiação de fundo (BG) do activímetro sob calibração, ou zerar o valor de BG, se o activímetro possuir esta função;
  27. Inserir no poço do activímetro sob calibração, com o auxílio da pinça e utilizando luvas, a fonte selecionada;
  28. Verificar se o valor médio indicado pelo activímetro sob calibração coincide com o valor médio de leitura do activímetro padrão de referência para a mesma fonte, dentro de uma tolerância de  $\pm 10\%$ ;
  29. Se não, ajustar o activímetro sob calibração, quando o instrumento permitir este tipo de ajuste;
  30. Se sim, preencher a planilha com 10 valores de atividade obtidos a partir da leitura do activímetro sob calibração;
  31. Retirar a fonte, com o auxílio da pinça;
  32. Repetir os passos dos itens 25 a 31 até que a atividade de todas as fontes solicitadas pelo cliente tenham sido medidas;
  33. Armazenar fontes utilizadas no setor próprio do CR para decaimento radioativo e posterior envio ao Laboratório de Rejeitos Radioativos pelo CR;
  34. Preencher a planilha eletrônica de calibração de activímetros com os
-

- valores obtidos e imprimi-la;
35. Verificar se o modelo do instrumento em calibração já está registrado no diretório de documentos com os modelos de certificados de calibração de activímetros, para que se possa fazer o certificado de calibração;
  36. Se sim, proceder o preenchimento do documento com os dados da calibração efetuada;
  37. Se não, gerar um novo documento para este modelo de instrumento e preenchê-lo com os dados da calibração efetuada;
  38. Imprimir o certificado em duas vias.

## Apêndice B – Procedimento para a intercomparação de activímetros

### 1 Objetivo

O objetivo desta instrução de trabalho é descrever o processo de intercomparação de activímetros pertencentes ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) e a Serviços de Medicina Nuclear (SMNs) que desejarem participar.

### 2 Campo de Aplicação

	<b>Quem</b>	<b>Quando</b>	<b>Onde</b>
Aplica-se aos activímetros do IPEN e de SMNs que desejarem participar do programa de intercomparação	Funcionário devidamente treinado para a execução da atividade	Na data agendada para a realização da visita ao laboratório que utiliza o activímetro a ser testado	Na sala onde o activímetro sob teste é utilizado rotineiramente e na sala do CR-AS-01 do Centro de Radiofarmácia (CR), onde o activímetro de referência se localiza

### 3 Procedimento

#### 3.1 Materiais Necessários

- Pinça para manuseio das fontes;
- Luvas cirúrgicas;
- Questionário sobre como é utilizado o activímetro que será testado e sobre como é realizado o seu controle de qualidade;
- Formulário para preenchimento dos dados a serem recolhidos;
- Fontes radioativas fornecidas pelo CR, em frasco fornecido pelo IPEN, contendo 4 ml do radioisótopo de interesse, com atividade de aproximadamente 37 MBq, com exceção das fontes de  $^{99m}\text{Tc}$ , que devem possuir atividade de aproximadamente 370 mBq;



- No caso de medições externas ao IPEN, carro do IPEN para transporte do material e do pessoal até o SMN onde serão efetuadas as medições.

### 3.2 Cuidados Especiais

- Por se tratar de transporte e manipulação de material radioativo, todos os procedimentos recomendados pela resolução CNEN – 13/88 (CNEN-NE-5.01), referente a transporte de materiais radioativos, devem ser seguidos, sob a orientação do Serviço de Radioproteção do CR.

### 3.3 Descrição das Atividades

<b>Etapas</b>	<b>Descrição</b>
	<i><u>No Centro de Radiofarmácia</u></i>
1.	Anotar o valor da alta tensão e do valor de zero, se o activímetro possuir esta função;
2.	Selecionar no activímetro de referência o radioisótopo que será medido;
3.	Zerar o valor da radiação de fundo, se o activímetro possuir esta função;
4.	Anotar a data e a hora da medição;
5.	Anotar no formulário 6 valores de radiação de fundo;
6.	Utilizando-se de luvas e pinça, inserir no poço do activímetro de referência a fonte;
7.	Anotar 6 valores de atividade indicada pelo activímetro;
8.	Utilizando-se de luvas e pinça, retirar a fonte do poço do activímetro;
9.	Repetir as etapas 4 a 8 por três vezes;
10.	Anotar no formulário 6 valores de radiação de fundo.

---

*Na sala onde o activímetro sob teste é utilizado rotineiramente*

11. Anotar no formulário a identificação da sala, do activímetro, e da instituição responsável pelo activímetro;
12. Com a ajuda de um usuário local do activímetro sob teste, responder ao questionário sobre como é utilizado o activímetro e sobre como é realizado o seu controle de qualidade;
13. Anotar o valor da alta tensão e do valor de zero, se o activímetro possuir esta função;
14. Selecionar no activímetro sob teste o radioisótopo que será medido;
15. Zerar o valor da radiação de fundo, se o activímetro possuir esta função;
16. Anotar a data e a hora da medição;
17. Anotar no formulário 6 valores de radiação de fundo;
18. Utilizando-se de luvas e pinça, inserir a fonte no poço do activímetro sob teste;
19. Anotar 6 valores de atividade indicada pelo activímetro;
20. Utilizando-se de luvas e pinça, retirar a fonte do poço do activímetro;
21. Repetir as etapas 16 a 20 por três vezes;
22. Descartar a fonte num local apropriado de descarte de material radioativo.

*Obtenção dos resultados e emissão do relatório*

23. Preencher a planilha eletrônica de intercomparação de activímetros com as informações obtidas;
24. Imprimir o relatório gerado a partir dos dados obtidos na planilha;
25. Conferir os dados apresentados no relatório;
26. Se os dados do relatório não estiverem corretos, corrigí-los e então repetir as etapas 24 e 25.