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

Desenvolvimento de um Sistema Dosimétrico de Referência para Feixes Laboratoriais de Tomografia Computadorizada

MAYSA COSTA DE CASTRO

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

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

São Paulo
2021

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

Desenvolvimento de um Sistema Dosimétrico de Referência para Feixes Laboratoriais de Tomografia Computadorizada

Versão Corrigida

Versão Original disponível no IPEN

MAYSA COSTA DE CASTRO

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

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

São Paulo
2021

Fonte de Financiamento: CNEN

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho,
para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte

Como citar:

COSTA DE CASTRO, M. ***Desenvolvimento de um Sistema Dosimétrico de Referência para Feixes Laboratoriais de Tomografia Computadorizada***. 2021. 124 p. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN/SP, São Paulo. Disponível em: (data de consulta no formato: dd/mm/aaaa)

Ficha catalográfica elaborada pelo Sistema de geração automática da Biblioteca IPEN/USP,
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Costa de Castro, Maysa
Desenvolvimento de um Sistema Dosimétrico de Referência para Feixes Laboratoriais de Tomografia Computadorizada / Maysa Costa de Castro; orientadora Linda Viola Ehlin Caldas. --São Paulo, 2021.
124 p.

Tese (Doutorado) - Programa de Pós-Graduação em Tecnologia Nuclear (Aplicações) -- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2021.

1. Dosimetria. 2. Câmara de Extrapolação. 3. Tomografia Computadorizada. I. Viola Ehlin Caldas, Linda, orient. II. Título.

Dedicatória

Aos meus pais e à minha irmã,

com muito amor e carinho.

Agradecimentos

À Dra. Linda V. E. Caldas, pela orientação, disponibilidade, companheirismo durante o desenvolvimento deste trabalho. Agradeço também por toda paciência, confiança, cuidado e apoio durante toda a trajetória, pois eles foram essenciais para meu crescimento pessoal e acadêmico.

Ao Sr. Marcos Xavier, por toda disponibilidade e empenho em colaborar com o auxílio técnico na parte experimental deste projeto e pelos ensinamentos e questionamentos durante o desenvolver deste trabalho.

À Dra. Maria da Penha Albuquerque Potiens, pela colaboração e esclarecimentos no decorrer deste trabalho e pelos momentos de descontração.

À Dra. Patricia de Lara Antonio, por toda colaboração e suporte prestado durante todo o desenvolvimento deste trabalho.

À MSc. Natália Fiorini da Silva, por estar ao meu lado desde o início do mestrado nos bons e maus momentos, compartilhando histórias e aprendizados. Obrigada por toda amizade e por todos os anos de convivência e por tornar alguns momentos mais leves e alegres.

À Dra. Nathalia Almeida Costa e ao Msc. David Maughan, por toda disponibilidade e auxílio prestados durante o desenvolvimento deste trabalho no National Physical Laboratory, e por se desdobrarem durante o período para que eu pudesse concluir todos os meus testes.

Ao meu pai, Ary Estevam de Castro, e à minha mãe Eliane Maria Santos Cravo Costa de Castro, agradeço por todo amor incondicional, suporte, incentivo e paciência durante toda a caminhada, e principalmente por me encorajarem sempre a dar o meu melhor e fazerem do meu sonho o de vocês. Quero que saibam que se eu nascesse 1000 vezes em todas elas eu escolheria ter nascido filha de vocês.

Agradeço às minhas irmãs Mayara Costa de Castro e Hortência Maria Xavier de Sousa (coração), por sempre estarem presentes em todas as circunstâncias, oferecendo um colo e ombro amigo. À minha família, por estar sempre presente me apoiando em cada decisão e por tornar esses anos mais doces.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares IPEN-CNEN/USP, na pessoa do Dr. Wilson Aparecido Parejo Calvo, pela infraestrutura necessária para o desenvolvimento do projeto.

Ao National Physical Laboratory e ao Medical Radiation Dosimetry Group, por me receberem em suas dependências e me possibilitarem fazer o uso de toda a infraestrutura para o desenvolvimento do trabalho. Queria agradecer por todo o conhecimento e experiências que foram adquiridos no período.

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

Epígrafe

“A vida começa no final da sua zona de conforto.”

Neale Donald Walsh

RESUMO

CASTRO, M. C. Desenvolvimento de um Sistema Dosimétrico de Referência para Feixes Laboratoriais de Tomografia Computadorizada. 2020. 124 p. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN – CNEN/SP. São Paulo.

Um dos fatores que mais estão ligados à radiação ionizante é o seu uso na prática médica (exames de diagnóstico, tratamentos e proteção radiológica). Os exames de tomografia computadorizada (TC) são os responsáveis pela maior dose recebida pelos pacientes. Portanto, é importante que os equipamentos estejam calibrados; a dosimetria destes feixes é realizada utilizando uma câmara de ionização do tipo lápis com comprimento de volume sensível de 10 cm. Para este tipo de feixe não existe um sistema padrão primário, então o intuito deste trabalho foi o estabelecimento de um sistema de referência para o Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), São Paulo, fazendo uso de uma câmara de extrapolação, para feixes de raios X de tomografia computadorizada. A caracterização desta câmara foi realizada e os resultados obtidos encontram-se dentro dos limites recomendáveis internacionalmente, exceto para o teste de dependência energética como já era esperado; as taxas de kerma no ar também foram determinadas para os feixes de radiação utilizados, portanto foi necessária a determinação de alguns fatores de correção obtidos experimentalmente e por meio de simulações computacionais utilizando o código MCNP5 (Monte Carlo). Neste trabalho, foram ainda caracterizadas duas câmaras de ionização do tipo lápis com 10 cm e 30 cm de comprimento de volume sensível e os resultados obtidos encontram-se dentro dos limites recomendados internacionalmente. Todas as câmaras de ionização também foram testadas no laboratório padrão primário National Physical Laboratory (NPL), Inglaterra, e os resultados foram comparados com os obtidos no LCI, estando em concordância. Finalmente, foi possível o estabelecimento de um sistema de referência utilizando uma câmara de extrapolação para feixes laboratoriais de tomografia computadorizada. Utilizando este sistema foi possível calibrar a câmara do tipo lápis padrão do laboratório e a comparação com o certificado não ofereceu uma diferença relevante, visto que essa câmara foi calibrada há onze anos atrás.

Palavra-chave: dosimetria, câmara de extrapolação, tomografia computadorizada.

ABSTRACT

CASTRO, M.C. Development of a Dosimetric Reference System for Laboratory Computed Tomography Beams. 2020. 124 p. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN – CNEN/SP. São Paulo.

One of the factors linked to ionization radiation is its use in medical practice (diagnostic exams, treatments, and radiological protection). Computed Tomography (CT) exams are responsible for the higher doses received by the patients. Therefore, it is important that the equipment is calibrated; the dosimetry of these beams is performed using a pencil-type ionization chamber with a sensitive volume length of 10 cm. For this kind of beam, there is no primary standard, then the aim of this work was to establish a reference system for the Calibration Laboratory of Instruments (LCI) of the Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), São Paulo, making use of a homemade extrapolation chamber for X-ray computed tomography beams. The characterization of this chamber was performed, and the results obtained were within the international recommendations, except for the energy dependence as already expected; the air kerma rates were also determined for the utilized radiation beams; therefore, it was necessary to determine several correction factors, which can be obtained experimentally and by computer simulations using the MCNP5 code (Monte Carlo). In this work, two pencil-type ionization chambers with sensitive volume lengths of 10 cm and 30 cm were characterized, and the results obtained were within the international recommended limits. All the ionization chambers were also tested at the primary standard laboratory, National Physical Laboratory (NPL), United Kingdom, and the results were compared with the results obtained at the LCI, being in agreement. Finally, it was possible to establish a reference system using an extrapolation chamber for computed tomograohy laboratory beams. Using this system it was possible to calibrate the standard pencil-type ionization chamber of the laboratory, and the comparison with its calibration certificate results did not offer a relevant difference, once this chamber was calibrated eleven years ago.

Keywords: dosimetry, extrapolation chamber, computed tomography.

Sumário

Dedicatória ..... **IV**
Agradecimentos ..... **V**
Epígrafe ..... **VII**
RESUMO ..... **VIII**
ABSTRACT ..... **IX**
Lista de Figuras ..... **XIII**
Lista de Tabelas ..... **XVII**
Lista de Siglas ..... **XXI**
1. Introdução **22**
2. Objetivos **26**
3. Fundamentos Teóricos **27**
3.1. Metrologia 27
3.2. Câmara de Ionização 28
3.2.1. Características Gerais 28
3.2.2. Câmara de Ionização Tipo Lápis 28
3.2.3. Câmara de Extrapolação 29
3.3. Grandezas Dosimétricas 30
3.3.1. Dose Absorvida 30
3.3.2. Kerma 30
3.4. Fundamentos de Tomografia Computadorizada 31
3.4.1. Histórico 31
3.4.2. Principais Componentes de um Tomógrafo 32
3.4.3. Grandezas Dosimétricas para Tomografia Computadorizada 33
3.5. Calibração de Instrumentos 35
3.5.1. Objetivos e Técnicas de Calibração 35
3.5.2. Comparação Interlaboratorial e Rastreabilidade 36
3.5.3. Certificado de Calibração 36
3.5.4. Calibração de Câmaras do Tipo Lápis 37
3.6. Testes Característicos para a Câmara de Extrapolação 38
3.6.1. Profundidade Nula Real e Área Efetiva 38
3.6.2. Curva de Extrapolação 38

3.7. Caracterização da Resposta das Câmaras de Ionização 38
3.7.1. Estabilidade a Curto e Médio Prazos 39
3.7.2. Corrente de Fuga 39
3.7.3. Tempo de Estabilização 40
3.7.4. Curva de Saturação 40
3.7.5. Efeito de Polaridade 40
3.7.6. Eficiência de Coleção de Íons 40
3.7.7. Linearidade da Resposta 41
3.7.8. Dependência Angular 41
3.7.9. Dependência Energética 41
3.7.10. Variação da Resposta com a Distância Fonte-Detector 41
3.8. Determinação do Fator de Correção das Medições para as Condições Ambientais de Referência 42
3.9. Fatores de Correção 42
3.9.1. Espalhamento e Fluorescência 42
3.9.2. Recombinação Iônica 42
3.10. Monte Carlo 43
3.10.1. Composição dos Dados de Entrada 43
4. Materiais e Métodos 45
4.1. Sistemas de Radiação 45
4.1.1. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) 45
4.1.2. National Physical Laboratory (NPL) 46
4.2. Sistemas de Medição 46
4.3. Sistemas Auxiliares 47
4.4. Estimativa das Incertezas 47
5. Resultados: Caracterização das Câmaras de Extrapolação 49
5.1. Corrente de Fuga 51
5.2. Teste de Estabilidade a Curto e Médio Prazos 52
5.3. Tempo de Estabilização 53
5.4. Profundidade Nula Real 54
5.5. Curva de Extrapolação 61
5.6. Variação da Resposta com a Distância Fonte-Detector 65
5.7. Dependência Angular 70
5.8. Curva de Saturação, Efeito de Polaridade, Eficiência de Coleção de Íons 74

5.9. Linearidade da Resposta 79
5.10. Calibração e Dependência Energética da Câmara de Extrapolação C2 83
6. Resultados: Caracterização das Câmaras Tipo Lápis 86
6.1. Tempo de Estabilização 87
6.2. Curva de Saturação, Efeito de Polaridade, Eficiência de Coleção de Íons 87
6.3. Linearidade da Resposta 92
6.4. Calibração e Dependência Energética das Câmaras de Ionização do Tipo Lápis 96
7. Resultados: Simulação de Monte Carlo e Determinação dos Fatores de Correção 99
7.1. Espectro de Energia da Fonte de Radiação 99
7.2. Geometria da Câmara de Extrapolação 100
7.2.1. Avaliação dos Componentes da Câmara de Extrapolação 102
7.2.2. Avaliação do Material do Eletrodo Coletor 102
7.3. Fatores de Correção 103
7.3.1. Recombinação Iônica 103
7.3.2. Espalhamento e Fluorescência 104
8. Resultados: Utilização e Aplicação da Câmara de Extrapolação C2 105
8.1. Determinação da Taxa de Kerma no Ar em Feixes de Tomografia Computadorizada de Laboratórios de Calibração 105
8.2. Calibração das Câmaras Tipo Lápis em Relação a Câmara de Extrapolação C2 Padrão Primário 107
8.3. Calibração das Câmaras Tipo Lápis Padrão do LCI (P_{IPEN}) 109
9. Conclusões 112
Referências 114
A. Apêndice: Procedimento para Utilização da Câmara de Extrapolação 121
A1. Objetivos 121
A2. Condições Necessárias 121
A3. Fatores de Correção 121
A4. Metodologia de Operação 122
A5. Determinação da Taxa de Kerma no Ar 122
A6. Calibração de Câmaras de Ionização do Tipo Lápis 123

Lista de Figuras

Figura 5.1 Arranjo experimental do posicionamento da câmara de extrapolação: (a) com a fonte de controle de estrôncio, (b) no feixe de raios X, do LCI/IPEN. 49

Figura 5.2 Arranjo experimental: (a) laboratório do sistema de raios X, (b) laboratório com o arranjo experimental das medições para a câmara de extrapolação. 50

Figura 5.3 Teste de estabilidade para as câmaras de extrapolação: (a) C1; (b) C2, no IPEN. A incerteza máxima das medições foi de 0,04 % (C1), não visível nos gráficos. 53

Figura 5.4 Profundidade nula real para a qualidade de radiação RQT 8 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras de extrapolação: (a) C1, (b) C2 no IPEN e (c) C2 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,06%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear. 56

Figura 5.5 Profundidade nula real para a qualidade de radiação RQT 9 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras de extrapolação: (a) C1, (b) C2 no IPEN e (c) C2 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,06%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear. 57

Figura 5.6 Profundidade nula real para a qualidade de radiação RQT 10 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras de extrapolação: (a) C1, (b) C2 no IPEN e (c) C2 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,06%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear. 58

Figura 5.7 Curvas de extrapolação para a qualidade de radiação RQT 8 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras de extrapolação (a) C1 e (b) C2 no IPEN e (c) C2 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,05%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear. 62

Figura 5.8 Curvas de extrapolação para a qualidade de radiação RQT 9 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras de extrapolação (a) C1 e (b) C2 no IPEN e (c) C2 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,07%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear. 63

Figura 5.9 Curvas de extrapolação para a qualidade de radiação RQT 10 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras de extrapolação (a) C1 e (b) C2 no IPEN e (c) C2 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,07%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear. 64

Figura 5.10 Variação da resposta com a distância fonte-detector para a qualidade de radiação RQT 8 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para ambas as câmaras de extrapolação C1 no IPEN (a) Exponencial, (b) Ajuste; e C2 no IPEN (c) Exponencial, (d) Ajuste; e C2 no NPL (e) Exponencial, (f) Ajuste. A incerteza máxima das medições foi de 0,06%, não visível nos gráficos. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear.....67

Figura 5.11 Variação da resposta com a distância fonte-detector para a qualidade de radiação RQT 9 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para ambas as câmaras de extrapolação C1 no IPEN (a) Exponencial, (b) Ajuste; e C2 no IPEN (c) Exponencial, (d) Ajuste e C2 no NPL (e) Exponencial, (f) Ajuste. A incerteza máxima das medições foi de 0,06%, não visível nos gráficos. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear.....68

Figura 5.12 Variação da resposta com a distância fonte-detector para a qualidade de radiação RQT 10 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para ambas as câmaras de extrapolação C1 no IPEN (a) Exponencial, (b) Ajuste; e C2 no IPEN (c) Exponencial, (d) Ajuste e C2 no NPL (e) Exponencial, (f) Ajuste. A incerteza máxima das medições foi de 0,06%, não visível nos gráficos. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear. Para a câmara C2 no LCI/IPEN ocorreu um problema nas medições na distância fonte-detector de 0,75 m, portanto foram desconsideradas.....69

Figura 5.13 Dependência angular da resposta das câmaras de extrapolação para a qualidade de radiação RQT 8 dos feixes padronizados de radiação X para TC no LCI/IPEN, para as câmaras de extrapolação (a) C1 e (b) C2. A incerteza máxima das medições foi de 0,04%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1.....71

Figura 5.14 Dependência angular da resposta das câmaras de extrapolação para a qualidade de radiação RQT 9 dos feixes padronizados de radiação X para TC no LCI/IPEN, para as câmaras de extrapolação (a) C1 e (b) C2. A incerteza máxima das medições foi de 0,03%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1.....72

Figura 5.15 Dependência angular da resposta das câmaras de extrapolação para a qualidade de radiação RQT 10 dos feixes padronizados de radiação X para TC no LCI/IPEN, para as câmaras de extrapolação (a) C1 e (b) C2. A incerteza máxima das medições foi de 0,05%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1.....73

Figura 5.16 Curvas de saturação para a qualidade de radiação RQT 8 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras de extrapolação (a) C1 e (b) C2 no IPEN e (c) C2 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,07%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1.....75

Figura 5.17 Curvas de saturação para a qualidade de radiação RQT 9 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras de extrapolação (a) C1 e (b) C2 no IPEN e (c) C2 no

NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,07%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1. 76

Figura 5.18 Curvas de saturação para a qualidade de radiação RQT 10 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras de extrapolação (a) C1 e (b) C2 no IPEN e (c) C2 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,07%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1. 77

Figura 5.19 Linearidade da resposta para a qualidade de radiação RQT 8 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras de extrapolação (a) C1 e (b) C2 no IPEN e (c) C2 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,06%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear. 80

Figura 5.20 Linearidade da resposta para a qualidade de radiação RQT 9 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras de extrapolação (a) C1 e (b) C2 no IPEN e (c) C2 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,06%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear. 81

Figura 5.21 Linearidade da resposta para a qualidade de radiação RQT 10 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras de extrapolação (a) C1 e (b) C2 no IPEN e (c) C2 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,06%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear. 82

Figura 6.1 Arranjo experimental completo e evidenciando a posição da câmara de ionização do tipo lápis, no LCI/IPEN. 86

Figura 6.2 Arranjo experimental utilizado para as câmaras do tipo lápis em dois ângulos de visualização diferentes (anterior e posterior) no NPL. 86

Figura 6.3 Curvas de saturação das câmaras tipo lápis para a qualidade de radiação RQT 8, para as câmaras: (a) C3 e (b) C4 no LCI/IPEN, e (c) C3 e (d) C4 no NPL. A incerteza máxima das medições das figuras foi de 0,02 % (C3) no LCI/IPEN, não visível nos gráficos. 88

Figura 6.4 Curvas de saturação das câmaras tipo lápis para a qualidade de radiação RQT 9, para as câmaras: (a) C3 e (b) C4 no LCI/IPEN, e (c) C3 e (d) C4 no NPL. A incerteza máxima das medições das figuras foi de 0,03 % (C3) no LCI/IPEN, não visível nos gráficos. 89

Figura 6.5 Curvas de saturação das câmaras tipo lápis para a qualidade de radiação RQT 10, para as câmaras: (a) C3 e (b) C4 no LCI/IPEN, e (c) C3 e (d) C4 no NPL. A incerteza máxima das medições das figuras foi de 0,05 % (C3) no LCI/IPEN, não visível nos gráficos. 90

Figura 6.6 Linearidade da resposta para a qualidade de radiação RQT 8 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras tipo lápis (a) C3 e (b) C4 no LCI/IPEN e (c) C3 e (d) C4 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,05%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C3 no LCI/IPEN. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear. 93

Figura 6.7 Linearidade da resposta para a qualidade de radiação RQT 9 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras tipo lápis (a) C3 e (b) C4 no LCI/IPEN e (c) C3 e (d) C4 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,06%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C3 no LCI/IPEN. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear. 94

Figura 6.8 Linearidade da resposta para a qualidade de radiação RQT 10 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras tipo lápis (a) C3 e (b) C4 no LCI/IPEN e (c) C3 e (d) C4 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,04%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C3 no LCI/IPEN. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear. 95

Figura 7.1 Espectros de radiação para os feixes estabelecidos de TC do LCI/IPEN.....99

Figura 7.2 Secção transversal da câmara de extrapolação mostrando os componentes da câmara de extrapolação simulada. 100

Figura 7.3 Secção transversal da câmara de extrapolação apresentando os materiais de cada componente, onde a cor vermelha representa o ar, verde é PMMA, amarelo é grafite e azul é alumínio. 101

Lista de Tabelas

Tabela 4.1 Características dos feixes padronizados de radiação X para tomografia computadorizada no LCI (IEC, 2005). 45

Tabela 4.2 Características dos feixes padronizados de radiação X para tomografia computadorizada no NPL (IEC, 2005). 46

Tabela 4.3 Componentes das incertezas consideradas que foram utilizadas para o cálculo das incertezas de cada medição realizada neste trabalho. 48

Tabela 5.1 Tensão do tubo corrigida para as correntes do tubo disponíveis no laboratório do NPL. 51

Tabela 5.2 Teste de corrente de fuga das câmaras de extrapolação no IPEN. 52

Tabela 5.3 Teste do tempo de estabilização para as câmaras de extrapolação utilizando a fonte de controle de estrôncio no IPEN. Δ é a diferença entre os valores de corrente de ionização medidas em 15 min e 60 min. 53

Tabela 5.4 Teste do tempo de estabilização para a câmara de extrapolação C2 no feixe de raios X no IPEN. Δ é a diferença entre os valores de corrente de ionização que foram medidas em 15 min e 60 min. 54

Tabela 5.5 Teste do tempo de estabilização para a câmara de extrapolação C2 no feixe de raios X no NPL. Δ é a diferença entre os valores de corrente de ionização que foram medidas em 15 min e 60 min. 54

Tabela 5.6 Condições de realização das medições para a profundidade da câmara e da tensão aplicada ao eletrômetro para a câmara de extrapolação C2 em ambos os laboratórios. 55

Tabela 5.7 Ajustes de retas obtidos para ambas as polaridades aplicadas, para as três qualidades de radiação para TC para ambas as câmaras de extrapolação nos dois laboratórios. 59

Tabela 5.8 Profundidade nula real para as três qualidades de radiação para TC, utilizando o programa *Origin 9.0* para ambas as câmaras de extrapolação nos dois laboratórios. 60

Tabela 5.9 Profundidade correta a ser utilizada para as qualidades de radiação de tomografia computadorizada para manter o campo elétrico constante de 100 V/mm para a câmara C2 no IPEN e no NPL. 60

Tabela 5.10 Ajustes de retas obtidos para as curvas de extrapolação para as três qualidades de radiação para TC em ambos os laboratórios. 61

Tabela 5.11 Fator de calibração obtido pela razão da taxa de kerma no ar com os coeficientes angulares da curva de extrapolação para a câmara C2 em ambos os laboratórios nas três qualidades de radiação de TC. 65

Tabela 5.12 Ajuste das retas obtidos para a variação da resposta com a distância fonte-detector para ambas as câmaras de extrapolação (C1 e C2) nas três qualidades de radiação para tomografia computadorizada em ambos os laboratórios.....66

Tabela 5.13 Desvios máximos obtidos para a aplicação da lei do inverso do quadrado da distância para a câmara C2 nos dois laboratórios (LCI/IPEN e NPL).....70

Tabela 5.14 Efeito de polaridade (%) para a câmara de extrapolação C1 em todas as qualidades dos feixes padronizados de radiação X para TC no LCI/IPEN. 78

Tabela 5.15 Efeito de polaridade (%) para a câmara de extrapolação C2 em todas as qualidades dos feixes padronizados de radiação X para TC no LCI/IPEN. 78

Tabela 5.16 Efeito de polaridade (%) para a câmara de extrapolação C2 em todas as qualidades dos feixes padronizados de radiação X para TC no NPL. 78

Tabela 5.17 Eficiência de coleção de íons para as câmaras de extrapolação (%) nas qualidades dos feixes padronizados de radiação X para TC em ambos os laboratórios.....79

Tabela 5.18 Ajustes de retas obtidos para a linearidade da resposta para ambas as câmaras de extrapolação nas três qualidades de radiação de tomografia computadorizada para ambos os laboratórios. 83

Tabela 5.19 Fatores de correção para as qualidades de radiação de tomografia computadorizada da câmara padrão secundário (P_{IPEN}) do LCI/IPEN. 84

Tabela 5.20 Fatores de calibração, fatores de correção e a dependência energética para as qualidades de radiação de TC da câmara de extrapolação C2 no LCI/IPEN.....84

Tabela 5.21 Fatores de correção para as qualidades de radiação de TC da câmara de extrapolação C2 no NPL.....85

Tabela 5.22 Incertezas associadas aos fatores de calibração para a câmara C2 nas qualidades de radiação de TC no LCI/IPEN e no NPL.....85

Tabela 6.1 Teste do tempo de estabilização para as câmaras de ionização do tipo lápis (C3 e C4) nas qualidades de radiação de TC nos dois laboratórios (LCI/IPEN e NPL). 87

Tabela 6.2 Efeito de polaridade (%) para as câmaras tipo lápis C3 e C4 nas qualidades dos feixes padronizados de radiação X para TC no LCI/IPEN e no NPL.....91

Tabela 6.3 Eficiência de coleção de íons para as câmaras tipo lápis (%) nas qualidades dos feixes padronizados de radiação X para TC no LCI/IPEN. 91

Tabela 6.4 Eficiência de coleção de íons para as câmaras de extrapolação (%) em todas as qualidades dos feixes padronizados de radiação X para TC no NPL. 92

Tabela 6.5 Ajustes de retas obtidos para a linearidade da resposta para ambas às câmaras tipo lápis (C3 e C4) nas três qualidades de radiação para TC no LCI/IPEN e no NPL. 95

Tabela 6.6 Fatores de calibração, fatores de correção e dependência energética para as qualidades de radiação de TC para a câmara de ionização do tipo lápis C3 no LCI/IPEN. 96

Tabela 6.7 Fatores de calibração, fatores de correção e dependência energética para as qualidades de radiação de TC para a câmara de ionização do tipo lápis C4 no LCI/IPEN. 96

Tabela 6.8 Fatores de calibração, fatores de correção e dependência energética para as qualidades de radiação de TC para a câmara de ionização do tipo lápis C3 no NPL. 97

Tabela 6.9 Fatores de calibração, fatores de correção e dependência energética para as qualidades de radiação de TC para a câmara de ionização do tipo lápis C4 no NPL. 97

Tabela 6.10 Incertezas associadas aos fatores de calibração para a câmara C3 nas qualidades de radiação de TC no LCI/IPEN e no NPL.....98

Tabela 6.11 Incertezas associadas aos fatores de calibração para a câmara C4 nas qualidades de radiação de TC no LCI/IPEN e no NPL.....98

Tabela 7.1 Dimensões da câmara de extrapolação. 101

Tabela 7.2 Influência obtida para cada componente da câmara de extrapolação C2. 102

Tabela 7.3 Influência da resposta da câmara de extrapolação para diferentes materiais do eletrodo coletor. 103

Tabela 7.4 Fator de recombinação iônica para a câmara C2 nos feixes estabelecidos para TC no LCI/IPEN. 103

Tabela 7.5 Fator de correção de espalhamento e fluorescência para a câmara C2 nos feixes estabelecidos de TC no LCI/IPEN. 104

Tabela 8.1 Constantes utilizadas para a determinação da taxa de kerma no ar das qualidades de radiação de tomografia computadorizada estabelecidas no LCI/IPEN. 106

Tabela 8.2 Valores dos produtórios para a determinação da taxa de kerma no ar das qualidades de radiação de tomografia computadorizada estabelecidas no LCI/IPEN. 106

Tabela 8.3 Taxas de kerma no ar obtidas utilizando a câmara de extrapolação C2 nos feixes padronizados de tomografia computadorizada no LCI/IPEN, e os desvios em relação às taxas determinadas utilizando a câmara padrão secundário (P_{IPEN}). 107

Tabela 8.4 Fatores de calibração e fatores de correção para as qualidades de radiação de TC para a câmara de ionização do tipo lápis C3 no LCI/IPEN em relação à câmara de extrapolação padrão C2.....108

Tabela 8.5 Fatores de calibração e fatores de correção para as qualidades de radiação de TC para a câmara de ionização do tipo lápis C4 no LCI/IPEN em relação à câmara de extrapolação padrão C2.....108

Tabela 8.6 Fatores de calibração e fatores de correção para as qualidades de radiação de TC para a câmara de ionização do tipo lápis P_{IPEN} no LCI/IPEN em relação à câmara de extrapolação padrão C2.....108

Tabela 8.7 Diferença percentual entre os fatores de calibração obtidos para a câmara de ionização do tipo lápis $P_{IPEN,}$ em relação ao Laboratório PTB e à câmara de extrapolação padrão C2. 108

Tabela 8.8 Fatores de calibração e fatores de correção para as qualidades de radiação de TC para a câmara de ionização do tipo lápis P_{IPEN} no LCI/IPEN, calibrada em relação à câmara de extrapolação padrão secundário (C2 calibrada no NPL).....109

Tabela 8.9 Diferença percentual entre os fatores de calibração obtidos para a câmara de ionização do tipo lápis $P_{IPEN,}$ em relação à câmara de extrapolação padrão secundário C2 (calibrada no NPL) e ao Laboratório PTB. 110

Tabela 8.10 Fatores de calibração e fatores de correção para as qualidades de radiação de TC para a câmara de ionização do tipo lápis P_{IPEN} no LCI/IPEN, calibrada em relação à câmara do tipo lápis padrão secundário C3. 110

Tabela 8.11 Diferença percentual entre os fatores de calibração obtidos para a câmara de ionização do tipo lápis $P_{IPEN,}$ em relação à câmara do tipo lápis padrão secundário C3 (calibrada no NPL) e ao Laboratório PTB. 111

Tabela 1.A Fator de correção para a recombinação iônica da câmara de extrapolação C2 nos feixes estabelecidos para tomografia computadorizada no LCI/IPEN. 117

Tabela 2.A Fator de correção para o espalhamento e fluorescência da câmara de extrapolação C2 nos feixes estabelecidos de tomografia computadorizada no LCI/IPEN. 117

Lista de Siglas

BIPM: Bureau International des Poids et Mesures.

CNEN: Comissão Nacional de Energia Nuclear.

CRM: Centro de Metrologia das Radiações.

CTDI: Computed Tomography Dose Index.

IAEA: International Atomic Energy Agency.

ICRU: International Commission on Radiation Units & Measurements.

IEC: International Electrotechnical Commission.

IPEN: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares.

IRD: Instituto de Radioproteção e Dosimetria.

LCI: Laboratório de Calibração de Instrumentos.

LNMRI: Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes.

MSAD: Multi Slice Average Dose.

NIST: National Institute of Standards and Technology.

NPL: National Physical Laboratory.

PTB: Physikalisch-Technische Bundesanstalt.

PTW: Physikalisch-Technische Werkstätten.

SI: Sistema Internacional de Unidades.

TC/CT: Tomografia Computadorizada.

TRS: Technical Report Series

1. Introdução

A utilização da radiação ionizante na prática médica pode-se dar por três formas: exames de diagnóstico, tratamentos e proteção radiológica. Especialmente para o diagnóstico médico, o uso da tomografia computadorizada (TC) tem aumentado devido aos avanços tecnológicos deste equipamento (BOONE, 2007; McCOLLOUGH, 2019; SMITH-BINDMAN et al., 2019). Estes avanços ao longo dos anos levaram à separação dos equipamentos por gerações que se diferenciam pela forma e quantidade dos detectores, pelo tempo de exposição e pela reconstrução da imagem (BUSHONG, 2010).

A tomografia computadorizada é responsável pela maior dose recebida pelos pacientes durante procedimentos radiodiagnósticos. Portanto, existe uma preocupação com a dose recebida pelos pacientes submetidos a essa prática, pois utiliza doses de radiação mais altas quando comparadas a outros campos da radiologia convencional. Assim, é necessário que estes procedimentos sejam realizados com as maiores precisão e exatidão possíveis, ou seja, os equipamentos utilizados devem estar devidamente calibrados. É muito importante ter-se conhecimento de quais são os fatores que afetam a dose e a distribuição de dose nos pacientes, e quais são os descritores de dose e suas vantagens.

A dose e a distribuição de dose podem ser afetadas em três níveis diferentes, pelas características do equipamento, do operador e dos pacientes. Quando se considera o equipamento, as características como geometria, colimação, ponto focal, eficiência do detector, entre outras, devem ser levadas em conta. A respeito do operador, são importantes os parâmetros que serão utilizados, ou seja, tensão de pico (kVp), corrente elétrica (mA), tempo de digitalização e outros. Em relação ao paciente, suas características físicas, como tamanho, espessura, densidade, etc, devem ser consideradas (FEARON, 2002). Por isso, é necessário que os tomógrafos sejam periodicamente submetidos a um programa de controle de qualidade, de forma a assegurar que pacientes não tomem doses desnecessárias. A dosimetria deste tipo de feixe é realizada utilizando uma câmara de ionização do tipo lápis com comprimento de volume sensível de 10 cm.

Os equipamentos que são utilizados rotineiramente para o controle de qualidade dos feixes de radiação devem ser calibrados periodicamente e devem ser rastreados aos laboratórios nos quais eles foram submetidos à calibração. O órgão que determina a frequência de calibração de cada tipo de detector de radiação é a Agência Internacional de

Energia Atômica (IAEA); isto se deve à preocupação em relação ao desempenho adequado de cada instrumento e à sua rastreabilidade a um sistema padrão primário (IAEA, 2002).

A dosimetria dos feixes de radiação ionizante é realizada por equipamentos específicos e especializados para cada caso; no caso da tomografia computadorizada (TC), o instrumento dosimétrico utilizado é uma câmara de ionização do tipo lápis com comprimento do volume sensível de 10 cm. A sua principal característica é que ela apresenta uma resposta uniforme à radiação incidente em todos os ângulos e sua resposta é fornecida em unidades de dose absorvida vezes o comprimento do volume ativo (mGy.cm). Embora a resposta da câmara de ionização não seja dose, ela pode ser utilizada para se obter a dose acumulada (NAKONECHNY et al, 2005; MAIA, 2005). É também possível se encontrar esse tipo de detector no mercado com comprimento de volume sensível de 30 cm. No Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI), do Centro de Metrologia das Radiações, do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), já foram desenvolvidas câmaras deste tipo (MAIA e CALDAS, 2005; CASTRO, 2016; CASTRO et al., 2017), utilizando materiais nacionais de baixo custo.

A calibração de um instrumento é importante principalmente quando se faz uso de radiação ionizante, pois se sabe que ela pode causar consequências a curto e a longo prazos às pessoas que se submetem aos procedimentos de diagnóstico e tratamento, aos acompanhantes de pacientes, assim como aos profissionais da área (indivíduos ocupacionalmente expostos). Portanto, a proteção radiológica visa garantir que as práticas que envolvam radiação ionizante sejam planejadas e realizadas de maneira que as doses recebidas pelos indivíduos respeitem o princípio de ALARA, isto é, que sejam tão baixas quanto razoavelmente exequíveis. Por isso é importante a realização da metrologia das radiações utilizando os detectores adequados e confiáveis.

A maneira para se manter a confiabilidade metrológica de um detector dosimétrico se dá pela sua calibração e pelos testes de desempenho. A calibração visa manter o controle de qualidade dos equipamentos e ocorre por meio de comparações entre os valores obtidos com o instrumento sob calibração e os do sistema padrão do laboratório para os determinados tipos de feixes de radiação onde ele será utilizado. O sistema padrão é necessário para a definição das condições específicas necessárias para a calibração dos demais instrumentos, de forma a garantir que a resposta obtida seja adequada para a faixa de energia desejada, para cada tipo de radiação (IAEA, 2000). Por este motivo, é muito importante que os equipamentos a serem calibrados sejam rastreados a um instrumento de referência.

A rastreabilidade é a forma como a resposta de um determinado detector se encontra relacionada a um dado sistema de referência. Portanto, deve existir uma cadeia em que todas as comparações assegurem os resultados das medições obtidas levando ao sistema padrão mais elevado de referência, que no caso é o detector absoluto de cada tipo de radiação do laboratório padrão primário (INMETRO, 2012).

O Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do IPEN faz parte da cadeia metrológica nacional e encontra-se vinculado à Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), que é responsável por exercer o monopólio da União para as atividades nucleares. O LCI possui sistemas padrões rastreáveis ao laboratório padrão secundário nacional (Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes – LNMRI, no Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear, IRD/CNEN, Rio de Janeiro) e aos laboratórios padrões primários da Alemanha (Physikalisch-Technische Bundesanstalt – PTB), Estados Unidos (National Institute of Standards and Technology – NIST) e Inglaterra (National Physical Laboratory - NPL).

O LCI apresenta um histórico de pesquisas e projetos que se referem às metodologias e desenvolvimento de sistemas de medição de radiações e para calibrações de instrumentos, muito próximos aos níveis de qualidade internacional (MAIA e CALDAS, 2005; OLIVEIRA e CALDAS, 2005; COSTA e CALDAS, 2008; NEVES et al, 2013; ANTONIO et al., 2014; ALGARVE e CALDAS, 2018).

No LCI foi desenvolvida uma câmara de extrapolação utilizando materiais nacionais de baixo custo para radiação beta (DIAS, 1996; DIAS e CALDAS, 2001); esta câmara de extrapolação permite uma variação do seu volume sensível para a determinação da taxa de kerma no ar (radiação X) e da taxa de dose absorvida (radiação beta). Esta câmara foi testada para caracterização de feixes de raios X nas qualidades de radiodiagnóstico, e apresentou resultados consistentes com os estabelecidos pela norma IEC 61674 (IEC, 2005; SILVA, 2011; FIGUEIREDO, 2018).

Com base em trabalhos publicados e teses desenvolvidas anteriormente sobre o uso de câmaras de extrapolação em raios X de energias baixas, este trabalho torna-se viável (OLIVEIRA e CALDAS, 2007; SILVA, 2011; NEVES et al., 2012; SILVA e CALDAS, 2012; FIGUEIREDO e SILVA, 2015; BASTOS e SILVA, 2016; FIGUEIREDO et al., 2016; FIGUEIREDO, 2018). A sua relevância será o estabelecimento de um sistema padrão primário para feixes de TC para laboratórios de calibração de instrumentos, fazendo uso desta câmara que é normalmente utilizada como padrão primário para radiação beta (DIAS, 1996; ANTONIO, 2013; REYNALDO et al, 2013,VEHABI et al, 2014; POLO, 2019). Não há nada

reportado na literatura ainda no que diz respeito ao estabelecimento de um sistema padrão primário para feixes de tomografia computadorizada, em laboratórios de metrologia.

A câmara de extrapolação a ser utilizada foi desenvolvida por Dias (1996) e já foi testada anteriormente e apresentou resultados preliminares dentro do esperado, para feixes de raios X. Para que ela possa servir para o estabelecimento de um sistema padrão primário no LCI, ela deverá ser capaz de determinar o kerma no ar dos feixes de radiação para as qualidades de TC. Portanto, será necessária a determinação de diversos fatores de correção, que poderão ser obtidos experimentalmente e por meio de simulações computacionais.

Estudos anteriores mostraram que é possível determinar características e fatores de correção para este tipo de detector (câmara de extrapolação) em diversos tipos de feixes de radiação pelo método de Monte Carlo (SELVAM et al., 2005; VEHABI et al., 2013; FARIA et al., 2015), fazendo uso dos códigos MCNP5 e MCNPX (LOS ALAMOS LABORATORY, 2008).

No Laboratório de Calibração de Instrumentos já foram realizadas algumas pesquisas relacionadas à tomografia computadorizada; desde o estabelecimento das qualidades de radiação (DIAS, 2010), a determinação de doses em pacientes que se submetem a este tipo de exame diagnóstico (ALVES, 2020), o desenvolvimento de simuladores cranianos pediátricos para uso em TC (MARTINS, 2016), e o desenvolvimento de um guia para a orientação da dosimetria de tomografia computadorizada (FONTES, 2016). Assim como estas, outras pesquisas já foram desenvolvidas nesta área, buscando sempre melhorar a dosimetria assim como reduzir a dose recebida pelos pacientes que se submetem a esta prática.

Este trabalho tem o objetivo principal da utilização da câmara de extrapolação desenvolvida no LCI para o estabelecimento de um sistema padrão primário para feixes de tomografia computadorizada (TC) em laboratórios de calibração, levando a um aumento na qualidade metrológica do laboratório, agregando uma melhoria na confiabilidade metrológica do sistema padrão secundário do LCI para os feixes de TC, e com isso evitando a necessidade do envio do sistema para as recalibrações rotineiras no LNMRI/IRD/CNEN ou até mesmo nos laboratórios do exterior.

2. Objetivos

O objetivo geral deste projeto é o estabelecimento de um sistema de referência para o Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do IPEN para feixes de raios X de tomografia computadorizada, fazendo uso de uma câmara de extrapolação, com os intuitos de aumentar a qualidade metrológica do LCI e garantir a confiabilidade do padrão secundário do laboratório.

Os objetivos específicos deste trabalho são:

- Caracterização experimental da câmara de extrapolação e determinação das incertezas de sua resposta em feixes padronizados de tomografia computadorizada no LCI;

- Caracterização experimental de duas câmaras do tipo lápis com comprimentos de volume sensível de 10 cm e 30 cm nos feixes padronizados de tomografia computadorizada no LCI;

- Modificação da configuração da câmara de extrapolação desenvolvida no IPEN, alterando-se o material do eletrodo coletor e do anel de guarda.

- Determinação e estudo dos componentes da câmara de extrapolação e do material do eletrodo coletor utilizando o código de Monte Carlo (MCNP5).

- Determinação dos fatores de correção experimentalmente e teoricamente (simulações computacionais - Monte Carlo) para a câmara de extrapolação, com a finalidade de se confirmar a qualidade do sistema padrão primário;

- Caracterização das câmaras de extrapolação e do tipo lápis nos feixes de tomografia computadorizada do NPL;

- Comparação entre os resultados obtidos no LCI e no National Physical Laboratory (NPL, Inglaterra);

- Calibração das duas câmaras de ionização do tipo lápis caracterizadas neste trabalho utilizando o sistema padrão primário (câmara de extrapolação).

3. Fundamentos Teóricos

Neste capítulo serão apresentados os conceitos básicos necessários para o desenvolvimento deste trabalho.

3.1. Metrologia

A metrologia é definida como a ciência da medição, cujo objetivo é garantir a qualidade e a credibilidade das medições que são realizadas; ela é responsável por envolver os aspectos teóricos e até mesmo os práticos de cada medição.

A medição da radiação ionizante é realizada utilizando detectores de radiação que devem se encontrar calibrados de forma a garantir que as pessoas envolvidas com a medição não sofram os efeitos deletérios da radiação a curto e longo prazos. A calibração é realizada utilizando um instrumento de referência para que se possa assegurar a qualidade das medições. Estes instrumentos de referência podem ser classificados como: padrão internacional, padrão nacional, padrão primário, padrão secundário, padrão de referência, padrão de trabalho, padrão de transferência e padrão itinerante.

Os laboratórios de calibração de instrumentos são classificados conforme os sistemas e a estrutura que eles apresentam, ou seja, os laboratórios do tipo padrão primário têm equipamentos com as qualidades metrológicas superiores a de um padrão secundário e assim por diante.

Os instrumentos utilizados como sistemas padrões primários para radiação gama fazem uso preferencialmente de um calorímetro ou de uma câmara de ionização; para os feixes de raios X são utilizadas as câmaras de ar-livre (SILVA, 2016); e para a radiação beta, faz-se uso das câmaras de extrapolação (LOEVINGER, 1953; BÖHM e SCHNEIDER, 1986; HERBAUT et al., 1986; BAMBYNEK, 2002; ANTONIO, 2013; ANTONIO et al., 2014; POLO et al., 2017; POLO, 2019).

O mais alto do sistema hierárquico é o Sistema Internacional de Unidades (SI) e logo abaixo dele se encontra o Bureau International des Poids et Mesures (BIPM), que é responsável por apresentar a metrologia com maior exatidão (IWAHARA, 2001). Depois desses, encontram-se os laboratórios tipo padrão primário que possuem qualidade metrológica maior que os outros, sendo capazes de calibrar os instrumentos dos laboratórios tipo padrão secundário e assim por diante. O padrão de referência é utilizado para a calibração dos instrumentos de trabalho, ou seja, aqueles que são utilizados rotineiramente para as medições nas clínicas de radiodiagnóstico em dosimetria de feixes e para

levantamento dos níveis de radiação nas proximidades dos equipamentos/ fontes emissoras de radiação.

3.2. Câmara de Ionização

Devido à utilização da radiação para fins de tratamento e diagnóstico, a construção de equipamentos capazes de determinar a dose absorvida foi necessária. Estes equipamentos ficaram conhecidos como dosímetros, sendo que o mais utilizado deles em laboratórios de calibração de instrumentos e hospitais é a câmara de ionização. Compete às câmaras de ionização a determinação da dose absorvida no seu volume sensível (BOAG, 1987; KNOLL, 1989; RAJAN, 1992; PODGORSAK, 2005).

3.2.1. Características Gerais

Câmaras de ionização são detectores de radiação a gás, que coletam os íons gerados pela ionização do gás devido à passagem da radiação ionizante (ATTIX, 2004). Elas podem apresentar diversas formas e tamanhos e são estas características que determinam seu uso; as câmaras de ionização devem ser não seladas para uso em feixes de radiodiagnóstico, ou seja, permitem o contato do gás (ar) do volume sensível com as condições ambientais externas, tornando-se necessária sempre uma avaliação das condições ambientais para as devidas correções nas medições obtidas.

Uma câmara de ionização deve apresentar as seguintes características: deve possuir uma variação pequena da sua sensibilidade de resposta a um intervalo de energia e à direção da radiação incidente; a sua perda por recombinação deve ser a menor possível; e finalmente deve apresentar um volume adequado para a medição no intervalo de interesse, além de ser calibrada em relação a um sistema padrão de referência do mesmo intervalo de energia da radiação.

As câmaras de ionização apresentam duas categorias, em relação ao volume sensível, uma vez que este pode ser fixo ou variável. A mais simples tem uma parede fixa que delimita o gás, e no centro do seu interior há um eletrodo coletor responsável pela coleção dos íons gerados pela ionização do gás. As câmaras de maior complexidade são aquelas que apresentam uma parede móvel, podendo-se variar o seu volume sensível.

3.2.2. Câmara de Ionização Tipo Lápis

A câmara de ionização utilizada para feixes de tomografia computadorizada é uma câmara cavitária não selada do tipo lápis, pois esta apresenta uma resposta uniforme ao feixe

de radiação incidente perpendicularmente ao longo do eixo para todos os ângulos de incidência, o que a torna adequada para esse tipo de equipamento (BOAG, 1987). A câmara convencional mais utilizada apresenta um comprimento de volume sensível de 10 cm, entretanto já existem outras com comprimentos diferentes (15 cm e 30 cm). Esta câmara fornece a leitura em dose ou kerma no ar em relação ao comprimento (mGy.cm). Apresenta este formato para poder ser utilizada em simuladores dosimétricos de cabeça e abdômen nas práticas clínicas com o objetivo da determinação das doses que são recebidas pelos pacientes. A Figura 3.1 apresenta um esquema de uma câmara de ionização do tipo lápis.

Figure 3.1 Esquema de uma câmara de ionização do tipo lápis.

3.2.3. Câmara de Extrapolação

A câmara de extrapolação é uma câmara de ionização de placas paralelas que pode sofrer variação do seu volume sensível, ou seja, a massa de ar presente no interior da câmara pode mudar conforme a variação da distância entre o eletrodo coletor e a janela de entrada que são paralelas. Esta alteração do volume se dá por meio de um parafuso micrométrico.

Os materiais do eletrodo coletor e da janela de entrada devem ser adequados para detectar as cargas geradas com a aplicação da tensão. A janela de entrada geralmente é feita de uma folha fina (Mylar ou Hostaphan, ambos aluminizados), que apresenta uma boa resistência mecânica e deve auxiliar na minimização do espalhamento e da atenuação da radiação (ATTIX, 2004).

Este tipo de câmara de ionização também apresenta um anel de guarda em volta do eletrodo coletor; sua função é impedir a fuga da corrente de ionização, além de ser responsável por definir o volume sensível em que os íons gerados chegam ao eletrodo coletor.

A câmara de ionização pode ser utilizada para detecção das radiações beta e X de baixas energias e ela pode em princípio ser utilizada tanto como sistema padrão primário como secundário, para ambos os tipos de radiação. A Figura 3.2 mostra um esquema representativo de uma câmara de ionização de extrapolação.

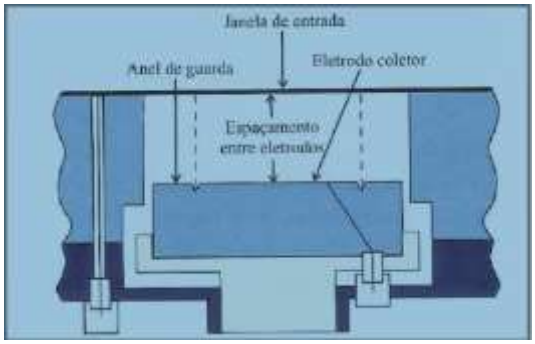

Figure 3.2 Esquema de uma câmara de extrapolação. Adaptação de (PRUITT et al, 1988).

3.3. Grandezas Dosimétricas

A seguir serão introduzidas as grandezas dosimétricas relevantes para o desenvolvimento deste trabalho.

3.3.1. Dose Absorvida

A dose absorvida (D) é dada pelo quociente da energia média ($d\bar{\varepsilon}$) cedida pela radiação ionizante à matéria de massa (dm). A grandeza dose absorvida pode ser utilizada para qualquer tipo de radiação (nêutrons, alfa, beta, gama, X, prótons) e em qualquer material. A Equação 3.1 apresenta a fórmula para o cálculo da dose absorvida (ICRU, 1998).

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \tag{3.1}$$

A unidade de dose absorvida no sistema internacional (SI) é dada em Joule por quilograma [$J.kg^{-1}$], porém esta grandeza apresenta uma unidade especial conhecida como Gray (Gy) [$1J.kg^{-1} = 1Gy$].

3.3.2. Kerma

A grandeza kerma é normalmente utilizada para as radiações X e gama em todos os meios, além de ser independente da complexidade do transporte da energia pelas partículas carregadas secundárias.

O kerma (K) é dado pelo quociente da soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas ionizantes carregadas eletricamente liberadas pelas partículas ionizantes sem carga (dE_{tr}) em um material de massa (dm). A Equação 3.2 apresenta a fórmula para o cálculo do kerma (ICRU, 1998).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \tag{3.2}$$

A unidade de kerma no sistema internacional (SI) é dada em joule por quilograma [$J.kg^{-1}$]; esta grandeza também apresenta uma unidade especial conhecida como Gray (Gy) [$1J.kg^{-1} = 1Gy$].

3.4. Fundamentos de Tomografia Computadorizada

A tomografia computadorizada é um exame diagnóstico que faz uso de radiação ionizante de forma que as imagens obtidas possam ser bi- ou tridimensionais. Esta imagem se dá pelas múltiplas projeções de uma certa região do corpo, devido às diversas irradiações em diferentes ângulos da região pretendida. A radiação é captada pelos detectores e estes transmitem a resposta a um computador que tem a responsabilidade de reconstruir a imagem.

3.4.1. Histórico

O desenvolvimento dos tomógrafos deu-se por etapas, também conhecidas como gerações. A primeira geração inclui o tomógrafo criado por Godfrey Hounsfield e Alan Cormack em 1979, e que lhes rendeu o Prêmio Nobel de Medicina. Neste sistema o tubo de raios X emitia um feixe colimado que era detectado por um par de detectores para cada fatia tomográfica; portanto eram necessárias 180 rotações (movimento de translação) ao passo de um grau (movimento de rotação). O tempo estimado de exposição era de 4,5 min para cada fatia e era possível somente realizar exames de crânio.

Na segunda geração, foram introduzidos movimentos de translação e rotação nos tomógrafos; porém o feixe de radiação era na forma de leque e também apresentava um conjunto de múltiplos detectores (5 a 30 detectores). A vantagem deste sistema era a velocidade devido ao aumento no número de detectores (10 a 90 s cada corte tomográfico). Portanto, a quantidade de movimentos lineares foram reduzidos e consequentemente os movimentos rotacionais puderam ser mais espessos. Em contraposição, aumentou-se a influência da radiação espalhada na imagem.

A terceira geração de tomógrafos veio da necessidade de reduzir ainda mais o tempo de varredura. Os movimentos a serem executados passaram a ser somente de rotação, levando à redução do tempo de varredura para 1 s. A forma pela qual os detectores se encontram também foi alterada, pois passaram a ser distribuídos curvilineamente de maneira a garantir que a distância fonte-detector fosse sempre constante e consequentemente facilitando a reconstrução da imagem. O feixe continuava sendo em forma de leque, porém começou a ser possível fazer colimação, diminuindo assim a influência da radiação espalhada. A

desvantagem dos tomógrafos com essa tecnologia se deu pelo aparecimento de artefatos do tipo anel, que podem ser minimizados durante o processo de reconstrução da imagem.

A quarta geração alterou sua configuração para rotatória/estacionária; sendo assim, a fonte de raios X (mais utilizado: feixe contínuo) realiza o movimento circular enquanto que os detectores passaram a ser fixos. Isso acarretou em um aumento significativo na quantidade de detectores presentes em um equipamento. Esses tomógrafos são capazes de produzir imagens em uma fração de segundos, além de proporcionarem diferentes espessuras de corte por meio de colimação automática. Devido a essa nova configuração, as imagens não apresentam mais artefatos de anel; houve uma melhoria significativa na qualidade da imagem e o tempo de exposição ficou menor.

Devido às tecnologias que foram introduzidas com o passar dos anos, os tomógrafos da primeira e da segunda gerações não são mais utilizados comercialmente, mas os de terceira e quarta gerações ainda são encontrados nos hospitais.

As melhorias e o desenvolvimento nos equipamentos não cessaram, de forma que se continua buscando melhorias na qualidade da imagem e redução na dose recebida pelos pacientes. Então, introduziu-se a técnica de tomografia computadorizada volumétrica (helicoidal), na qual o tubo de raios X faz o movimento de rotação enquanto o paciente é deslocado pela mesa no gantry. A vantagem desta técnica é a obtenção da imagem de uma região grande em um intervalo de respiração, reduzindo assim os artefatos causados pelo movimento do paciente; redução no tempo de varredura; e permitiu a reconstrução de imagem multiplanar, ou seja, mais precisa.

A última tecnologia que surgiu foi a dos tomógrafos de cortes múltiplos, ou seja, eles são capazes de formar a imagem de vários cortes realizados simultaneamente para cada rotação feita pelo tubo de raios X. Sendo assim, o tempo gasto para se realizar um exame é menor. Outra configuração acessível deste equipamento é o fato de se poder ter diferentes espessuras de corte em um mesmo exame (BUSHONG, 2010).

3.4.2. Principais Componentes de um Tomógrafo

A seguir será apresentado de forma sucinta o funcionamento de um tomógrafo. A Figura 3.3 mostra os componentes que integram o sistema todo, desde a irradiação até a obtenção da imagem.

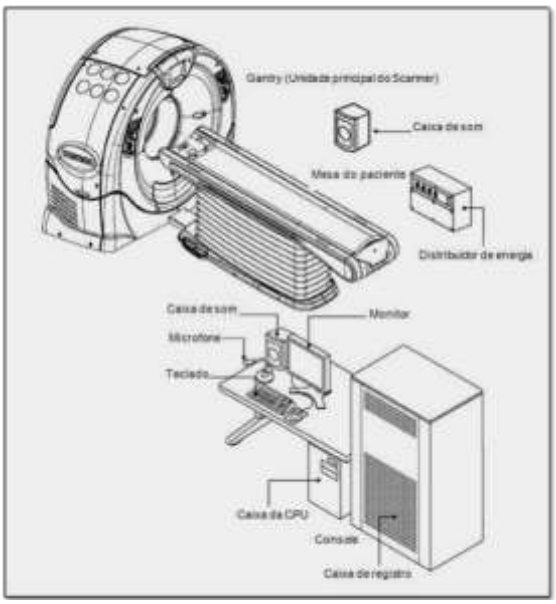

Figure 3.3 Componentes de um tomógrafo. Imagem adaptada (TOSHIBA, 2010).

O tomógrafo é dividido basicamente em dois sistemas: o de irradiação, onde o paciente é posicionado para a realização do exame; e o sistema de controle, onde ocorre a escolha da técnica (parâmetros) e a aquisição das imagens. O sistema de irradiação é composto pelo *gantry*, mesa e distribuidor de energia; a parte mais importante é o *gantry* onde se encontra o tubo de raios X, os detectores de radiação, os colimadores e os filtros. O sistema de controle é basicamente um microcomputador e um sistema de registro.

Um exame de TC se dá pelo posicionamento do paciente na mesa de exame; em seguida, o técnico determina a técnica a ser utilizada (a dose é determinada pela escolha da tensão, da corrente e do tempo de exposição). Finalmente, é iniciada a irradiação e as imagens geradas são reconstruídas no computador por meio de um *software* de tratamento e reconstrução.

O processo de irradiação de um tomógrafo é semelhante ao de uma radiografia convencional. O filamento de tungstênio (catodo) libera os elétrons que são acelerados até atingirem o anodo. Esta interação dos elétrons com o material do anodo libera energia na forma de raios X e calor. Os raios X produzidos são detectados pelos detectores no sistema de aquisição de dados; estes dados são transportados para o computador gerando uma imagem, que é reconstruída para a retirada de artefatos que foram gerados durante o processo.

3.4.3. Grandezas Dosimétricas para Tomografia Computadorizada

A distribuição de dose para tomografia computadorizada dá-se de uma maneira bem diferente quando comparada à de radiologia convencional. Isso se deve ao movimento do

tubo de raios X durante o procedimento. Portanto, a determinação da dose para exames convencionais não deve ser utilizada para TC. Então foram desenvolvidos alguns estudos para se determinar uma grandeza específica para tomografia.

O que impulsionou a determinação desta grandeza foi a utilização de uma câmara de ionização tipo lápis, pois a sua resposta é uniforme em todos os ângulos incidentes de radiação em torno do seu eixo, tornando possível a realização de medições em cortes tomográficos.

Como a tomografia computadorizada é composta por vários cortes tomográficos, determinou-se uma grandeza que fosse capaz de informar a dose média no corte central em relação a cortes múltiplos. Esta grandeza ficou conhecida como MSAD (*Multi Slice Average Dose*) e é definida pela Equação 3.3:

$$MSAD = \frac{1}{d} \int_{-\frac{d}{2}}^{+\frac{d}{2}} D_{N,d}(z)dz \tag{3.3}$$

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

Os estudos estenderam-se de forma a se determinar a dose para apenas um corte tomográfico, que ficou conhecida como Índice de Dose em Tomografia Computadorizada - CTDI (*Computed Tomography Dose Index*) e devido à sua simplicidade de obtenção, ela ficou mais conhecida para a determinação de dose em TC. A Equação 3.4 define o CTDI:

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z)dz \tag{3.4}$$

onde: D(z) é a dose absorvida na posição z; N é o número de cortes e T é a espessura do corte tomográfico (mm).

O CTDI pode ser determinado tanto no ar como dentro de um simulador de PMMA para cabeça e corpo. No simulador a grandeza apresenta a contribuição da radiação espalhada. Após outros estudos foi proposta a utilização do $CTDI_{100}$ que é a maneira que se encontrou para colocar o comprimento do volume sensível da câmara tipo lápis nos limites de integração da integral; portanto, os limites passaram a ser de -50 mm a +50 mm (LEITZ et. al, 1995; EUR,1997; FDA, 1997; NAGEL, 2000). Em seguida, foi proposto o CTDI ponderado ($CTDI_W$), que significa a dose média em um corte tomográfico dentro do simulador quando a câmara de ionização se encontra no centro e na periferia do simulador

com diferentes proporções (LEITZ et. al, 1995). Esta contribuição pode ser vista na Equação 3.5:

$$CTDI_W = \frac{1}{3}\, CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}\, CTDI_{100,p} \tag{3.5}$$

onde c e p se referem à posição onde se encontra a câmara de ionização no simulador (centro e periferia).

Com os avanços dos equipamentos e o surgimento dos tomógrafos helicoidais foi necessário estabelecer-se adequações às grandezas dosimétricas. Portanto, surgiu o CTDI volumétrico ($CTDI_{vol}$) que é dado pela Equação 3.6:

$$CTDI_{vol} = \frac{CDTI_w}{pitch} \tag{3.6}$$

onde o *pitch* é dado pela razão entre o deslocamento da mesa e a espessura do corte.

Além do surgimento do $CTDI_{vol}$ devido aos tomógrafos helicoidais, também foi estabelecido o produto kerma- comprimento ($P_{K,L}$) dado pela Equação 3.7; este considera cada série de aquisições helicoidais ($CTDI_{vol}$), a seção de varredura do paciente (l_j) e o produto do tempo de exposição pela corrente do tubo para uma aquisição axial (P_{It})

$$P_{K,L} = \sum n\, CTDI_{vol}\, l_j P_{It} \tag{3.7}$$

3.5. Calibração de Instrumentos

A calibração de instrumentos é muito importante quando se trata do uso de radiação ionizante, que pode ocasionar efeitos a curto e a longo prazos aos indivíduos que são submetidos a diagnóstico e tratamento, ou até mesmo aos acompanhantes de pacientes, e aos indivíduos ocupacionalmente expostos (trabalhadores). A calibração dá-se por meio de duas técnicas, sendo elas a de campos conhecidos e a da substituição.

3.5.1. Objetivos e Técnicas de Calibração

O objetivo da calibração é manter o controle de qualidade dos equipamentos que são utilizados nas medições de radiação. O processo de calibração também deve informar as características dos detectores e garantir que eles estejam funcionando adequadamente para os usuários; dessa forma, as medições poderão ser realizadas com uma melhor precisão (IAEA, 2000).

As técnicas de calibração são: de campos conhecidos e da substituição. Na técnica de campos conhecidos é desnecessário o uso de um sistema de referência para a realização da calibração do instrumento. Neste caso, os parâmetros do campo de radiação são determinados por uma fonte padrão ou pela medição prévia de um sistema padrão secundário. Para isto o instrumento a ser calibrado é posicionado no campo de radiação e então o valor obtido na medição é comparado ao valor que já foi determinado previamente da intensidade do feixe de radiação, em termos da grandeza desejada.

Na técnica de substituição, o instrumento de referência é posicionado no campo de radiação e então são tomadas as medições; em sequência este é substituído pelo equipamento que se tem interesse em calibrar e são realizadas medições com as condições de geometria e irradiação iguais; em seguida as respostas são comparadas e os fatores de calibração e correção são determinados. A técnica da substituição é usada quando as propriedades do campo de radiação são menos conhecidas, quando comparadas com a técnica de campos conhecidos (IAEA, 1994).

3.5.2. Comparação Interlaboratorial e Rastreabilidade

A calibração de instrumentos permite a ocorrência de uma comparação interlaboratorial, que nada mais é que a comparação do desempenho dos equipamentos que apresentam a mesma qualidade metrológica ou classificação. Portanto, a vantagem de se realizar intercomparações é o fato de ser possível determinar os coeficientes de calibração e ainda manter a mesma qualidade metrológica dos dosímetros e consequentemente garantir a qualidade das medições nos laboratórios de calibração.

A rastreabilidade é a forma como a medição de instrumento encontra-se relacionada com um sistema de referência; portanto, é possível observar a contribuição das incertezas no resultado da medição. Para a rastreabilidade é necessária a existência de uma cadeia para que todas as comparações assegurem o resultado da medição obtida e levem ao sistema padrão mais elevado de referência, que no caso é a um laboratório padrão primário.

3.5.3. Certificado de Calibração

Os certificados de calibração são emitidos pelos laboratórios credenciados para a realização da calibração dos instrumentos detectores de radiação; nestes documentos são apresentados os fatores de calibração e fatores de correção para as qualidades de radiação (radiodiagnóstico convencional, mamografia, tomografia computadorizada, radioterapia e

radioproteção) em que este instrumento é utilizado, assim como as suas incertezas e as condições ambientais (temperatura, pressão e umidade) em que a calibração foi realizada.

Todos os certificados devem apresentar informações básicas, como: título, nome e endereço do laboratório, identificação do certificado de calibração, identificação do detector a ser calibrado e o método utilizado, nome e endereço do cliente, data da realização da calibração, resultado da calibração (fator de calibração e de correção) na unidade do sistema internacional (SI), nome e assinatura da pessoa responsável pela emissão.

3.5.4. Calibração de Câmaras do Tipo Lápis

A calibração de câmaras de ionização do tipo lápis é realizada de forma diferente, devido ao seu formato (geometria) e às suas características. Portanto, existem alguns métodos que se diferenciam pelo volume de irradiação da câmara lápis; o mais recomendado é descrito no documento TRS 457 (IAEA, 2007), onde durante a calibração a câmara é irradiada parcialmente. Pelo método da substituição a câmara padrão é colocada a 1 m do foco do feixe de raio X, e 5 cm antes da câmara encontra-se um colimador com a abertura que delimita a irradiação da câmara. Após a obtenção das medições com o sistema de referência, a câmara que se deseja calibrar é colocada na mesma posição.

Para a determinação da taxa de kerma no ar (K_{ar}) são utilizados os fatores de calibração e correção fornecidos pelo certificado de calibração da câmara de ionização padrão e pelo valor da medição obtida por ela. A Equação 3.8 mostra como é obtida a taxa de kerma no ar.

$$K_{ar} = N_{KL} \cdot K_Q \cdot M \tag{3.8}$$

onde M é a leitura corrigida para as condições ambientais, N_{KL} é o coeficiente de calibração da câmara padrão e K_Q é o fator de correção para cada qualidade de radiação.

O fator de calibração para a câmara de ionização do tipo lápis sob calibração é dada pela Equação 3.9:

$$N_{KL} = \frac{K_{ar}}{M \cdot F_{T,P}} \tag{3.9}$$

onde K_{ar} é a taxa de kerma no ar obtida com a câmara padrão, $F_{T,P}$ é o fator de correção para as condições ambientais e M é a medição obtida com a câmara que está sendo calibrada. Depois da obtenção do fator de calibração é possível obter o fator de correção (K_Q) para cada qualidade de radiação utilizada como mostra a Equação 3.10.

$$K_Q = \frac{N_{KL}}{N_{KLref}} \tag{3.10}$$

A obtenção do fator de correção nada mais é do que a razão entre o fator de calibração da qualidade de radiação desejada (N_{KL}) e o fator de calibração da qualidade de radiação de referência (N_{KLref}).

Estes fatores não podem ser aplicados diretamente como estão no certificado de calibração na rotina hospitalar. Foi realizado um estudo no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI), que apresenta um guia de orientação de como aplicar os resultados apresentados no certificado de calibração fornecido pelo laboratório na rotina hospitalar (FONTES, 2016).

3.6. Testes Característicos para a Câmara de Extrapolação

Algumas características das câmaras de extrapolação podem ser determinadas, testadas, analisadas e estudadas individualmente, que são: profundidade nula real e área efetiva e curva de extrapolação.

3.6.1. Profundidade Nula Real e Área Efetiva

A profundidade nula real determina a distância mínima necessária para que os eletrodos da câmara de extrapolação não entrem em contato, pois esse encontro entre eles pode acarretar em dano à janela de entrada. Este estudo deve ser realizado para as tensões positiva e negativa aplicadas ao eletrômetro, em função da profundidade da câmara de ionização de forma a se manter o campo elétrico constante. Juntamente com a determinação desta distância, faz-se necessária também a obtenção da área efetiva, para a determinação do volume sensível da câmara de extrapolação.

3.6.2. Curva de Extrapolação

A curva de extrapolação é a característica principal da resposta da câmara de extrapolação, que permite uma avaliação da variação da corrente de ionização medida quando a profundidade da câmara de ionização sofre uma alteração. Por meio desta curva pode-se obter a taxa de dose absorvida no ar a uma dada distância da fonte de radiação.

3.7. Caracterização da Resposta das Câmaras de Ionização

As câmaras de ionização devem ser submetidas aos testes de caracterização com o objetivo de analisar o seu funcionamento (ou seja, realizando o procedimento de controle de

qualidade) e quais variações e desvios estão sendo medidos com a câmara em diferentes condições ambientais. Neste trabalho, as câmaras devem obedecer às recomendações da norma IEC 61267 (IEC, 2005).

Os testes de caracterização das câmaras de ionização podem ser realizados utilizando uma fonte de controle de $^{90}Sr + ^{90}Y$. Os testes de estabilidade a curto e médio prazos, corrente de fuga e tempo de estabilização; ou utilizando o equipamento de raios X nas qualidades de radiação desejadas; estes testes são: curva de saturação, efeito de polaridade, eficiência de coleção de íons, linearidade da resposta, dependência angular, dependência energética e variação da resposta com a distância fonte-detector.

3.7.1. Estabilidade a Curto e Médio Prazos

O teste de estabilidade avalia a constância da resposta da câmara de ionização quando esta é submetida a uma fonte de radiação (fonte de controle) em um arranjo experimental que possa ser reprodutível para a realização das medições todas as vezes. O teste de estabilidade pode ser dividido em: estabilidade a curto prazo (teste de repetitividade) e a médio prazo (teste de reprodutibilidade). A repetitividade deve apresentar uma concordância nos resultados das medições sucessivas de um mesmo mensurando quando as condições de medição são iguais, enquanto que a reprodutibilidade deve apresentar uma concordância nos resultados das medições de um mesmo mensurando tomadas em dias ou horários diferentes, mas em condições geométricas idênticas.

A norma IEC 61267 (IEC, 2005) estabelece que, para o teste de estabilidade a curto prazo, para as câmaras de ionização, o desvio padrão não deve ultrapassar ± 1 %, enquanto que para a estabilidade a médio prazo o limite recomendável é de ± 2 %.

3.7.2. Corrente de Fuga

O teste de corrente de fuga avalia a contribuição de algum sinal externo que possa surgir da montagem do arranjo experimental (detector, cabos, conexões e eletrômetro), que não seja produzido pela ionização no volume sensível da câmara de ionização durante a medição.

Neste teste, a corrente de fuga, antes e após a irradiação, não deve ultrapassar o limite de ± 5 % quando comparada à corrente de ionização medida durante o período de irradiação da câmara de ionização (IEC, 2005).

3.7.3. Tempo de Estabilização

A função deste teste é a obtenção da informação do tempo necessário para que a resposta da câmara de ionização apresente um desempenho que permaneça dentro de um desvio especificado do seu valor final estável, após a aplicação da tensão de operação na câmara de ionização. Para este teste, a norma IEC 61267 (IEC, 2005) recomenda que a resposta das correntes de ionização, obtidas em 15 min e 60 min, quando comparadas, encontrem-se dentro do limite de ± 2 %. Para a determinação do tempo de estabilização é possível utilizar tanto a fonte de controle como o equipamento de raios X.

3.7.4. Curva de Saturação

A curva de saturação determina a tensão na qual a câmara de ionização deve ser utilizada, pois esta tensão precisa ser capaz de coletar todos os íons primários que são gerados pela ionização do ar no volume sensível da câmara de ionização. Para este teste não existe um limite estabelecido pela norma IEC 61267, a sua avaliação se dá pelo estudo da curva obtida para ambas as polaridades aplicadas à tensão da câmara e o momento adequado é decidido a partir da tensão em que a curva se mantém constante (ou seja, ocorreu a saturação).

3.7.5. Efeito de Polaridade

Este teste tem por objetivo quantificar a variação da corrente de ionização obtida quando se muda a polaridade da tensão que é aplicada à câmara de ionização. Essas variações são devidas às forças eletrolíticas, eletromotrizes térmicas ou de contato no circuito responsável pela medição (BOAG, 1987). A norma IEC 61267 (IEC, 2005) recomenda que para este teste a razão da variação entre as polaridades positivas e negativas não ultrapasse o limite de ± 1 %.

3.7.6. Eficiência de Coleção de Íons

A eficiência de coleção de íons é dada pela razão entre a corrente de ionização medida com a câmara de ionização em certas condições e a corrente de saturação ideal. Esta razão deve-se encontrar dentro do limite recomendado pela norma de ± 95 % (IEC, 2005). A eficiência de coleção de íons (ECI) é dada pela Equação 3.11.

$$ECI = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (M_1/M_2)} \tag{3.11}$$

onde V_1 e V_2 são as tensões aplicadas e M_1 e M_2 são os valores das medições obtidas para as determinadas tensões.

3.7.7. Linearidade da Resposta

O teste de linearidade da resposta deve avaliar a relação entre a taxa de kerma no ar em função da variação da corrente do tubo de raios X; o comportamento desta curva deve ser linear para a câmara de ionização. Portanto, o ideal é que o resultado obtido apresente um fator de correlação (R^2) próximo de 1,000.

3.7.8. Dependência Angular

A dependência angular tem por objetivo avaliar a resposta da câmara de ionização nos diferentes ângulos de incidência da radiação. Esta preocupação em relação à dependência angular deve-se à geometria e aos erros de posicionamento em que as câmaras de ionização podem ser submetidas durante a montagem do arranjo experimental. Segundo a recomendação da norma IEC 61267 (IEC, 2005), a dependência angular não deve ultrapassar o limite de ± 3 %.

3.7.9. Dependência Energética

O teste de dependência energética consiste na resposta da câmara de ionização quando esta é submetida a feixes de radiação com energias diferentes. Portanto, faz-se necessária a calibração da câmara nos feixes padrões de radiação. Sendo assim, a dependência energética de cada câmara é determinada observando-se os coeficientes de calibração obtidos para cada energia e pelo coeficiente de correção determinado em relação à qualidade de radiação de referência. A dependência energética não deve exceder o limite recomendável de ± 5 %, em relação à qualidade de radiação de referência à qual a câmara de ionização foi submetida.

3.7.10. Variação da Resposta com a Distância Fonte-Detector

A variação da resposta com a distância fonte-detector nada mais é do que a avaliação da validade da lei do inverso do quadrado da distância entre a câmara de extrapolação e a fonte emissora de radiação. Este estudo proporciona um mapeamento do campo de radiação.

3.8. Determinação do Fator de Correção das Medições para as Condições Ambientais de Referência

Como as câmaras de ionização são equipamentos usados para a realização das medições em condições ambientais, e as câmaras não são seladas, ou seja, estão em contato direto com as condições do ambiente, torna-se necessário corrigir as leituras obtidas.

Considerando-se este fato, é preciso corrigir os valores das medições para as condições ambientais de referência de temperatura e pressão. Esta correção é obtida pela Equação 3.12 (IAEA, 2007):

$$k_{T,P} = \frac{273{,}2+T}{273{,}2+T_0}\left(\frac{P_0}{P}\right) \tag{3.12}$$

onde T_0 e P_0 se referem à temperatura e à pressão de referência ($P_0 = 101{,}3\ kPa$ e $T_0 = 20\ °C$), e T e P se referem à temperatura e à pressão durante as medições com a câmara de ionização. No caso do uso completo do conjunto (câmara e eletrômetro) da Radcal a temperatura de referência T_0 deve ser 22 ºC.

3.9. Fatores de Correção

Para o estabelecimento de um sistema padrão primário é necessária a determinação da taxa de kerma no ar absoluta; para que isto possa ocorrer é preciso se determinar alguns fatores de correção, que deverão ser aplicados à resposta obtida pela câmara de extrapolação, são eles: espalhamento e fluorescência e recombinação iônica. Alguns destes fatores também podem ser obtidos experimentalmente.

3.9.1. Espalhamento e Fluorescência

Este fator de correção de espalhamento e fluorescência é importante devido à possibilidade de fótons espalhados ou provenientes do efeito de fluorescência do argônio no ar alcancem o volume sensível da câmara de ionização. As cargas que não são geradas pela interação do feixe primário no volume sensível não devem ser consideradas para a obtenção da taxa de kerma no ar.

3.9.2. Recombinação Iônica

O fator de recombinação iônica é proveniente da eficiência de coleção de íons, uma vez que a curva de saturação foi obtida e já se tem conhecimento da tensão aplicada onde todas as cargas são coletadas. Entretanto, ainda assim pode ocorrer a recombinação e a difusão de íons

(BOAG, 1987); então se espera que a contribuição deste fator seja inferior a 0,1 % da resposta da câmara de extrapolação (BURNS & BÜERMANN, 2009).

3.10. Monte Carlo

No método de Monte Carlo são gerados números aleatórios e estes são usados para funções de densidade e probabilidade que estão associadas ao transporte, à geração e à interação da radiação com a matéria (HARRISON, 2010). Esta simulação apresenta uma alta precisão em estimar as grandezas de interesse difíceis de serem obtidas experimentalmente.

O código que será utilizado neste trabalho será o MCNP5, por ele ser versátil e permitir uma maior facilidade na construção da geometria e fontes. Ele é considerado de uso mais fácil quando comparado aos demais códigos; ele é escrito em Fortran 90 e utiliza o banco de dados do National Institute of Standards and Technology, EUA (NIST) para as funções de amostragem. Para a realização da simulação com a utilização do MCNP5 é necessário fornecer os parâmetros de entrada (arranjo experimental, geometria, materiais, densidades dos meios e as características da fonte de radiação) e o número de histórias desejadas para a realização da simulação.

Para a simulação de um experimento utilizando este método há a produção e o acompanhamento de uma grande quantidade de partículas que são definidas inicialmente e os objetos de estudo são simulados através de superfícies de um sistema cartesiano. Também é muito importante que os materiais sejam definidos com suas determinadas densidades e composição química. São estas características do experimento que determinarão se os resultados e as incertezas se encontram dentro dos limites aceitáveis para os testes que são realizados, e consequentemente quanto maior a complexidade, maiores serão os tempos computacionais (FONSECA et al., 2015).

Sabe-se que o método de Monte Carlo é utilizado para as determinações quantitativa e qualitativa de diversas grandezas dosimétricas. Para este estudo deseja-se obter a distribuição de dose, que é dado pela deposição da energia na superfície de interesse por meio das partículas geradas, no caso em que as medições são difíceis ou impossíveis de se obter experimentalmente.

3.10.1. Composição dos Dados de Entrada

Os dados de entrada são divididos em alguns blocos, sendo elas: bloco de células, bloco de superfícies e finalmente pelo bloco de definição de fontes, que inclui os materiais utilizados, o que se deseja obter e os parâmetros gerais da simulação.

Para que seja possível escrever o bloco de células é importante que os materiais e o bloco de superfícies já estejam determinados, pois para cada célula deste bloco é atribuído um material e a união, a intersecção ou o complemento das superfícies.

O bloco de superfícies dá-se por meio das geometrias escolhidas no plano cartesiano tridimensional para a representação do componente que se deseja determinar. Sendo assim, o próprio código já disponibiliza uma tabela com as geometrias que podem ser utilizadas durante a montagem do seu arquivo de dados para a simulação.

No último bloco são acrescentados os materiais que são utilizados; o próprio código tem uma tabela com as características de vários materiais para as diferentes fontes de radiação. Neste bloco também são introduzidas as características das fontes, como o tipo de radiação, a sua distribuição espacial e a energia. Para este estudo, foram introduzidos os espectros de radiação para as três qualidades de radiação para tomografia computadorizada. Estes espectros foram obtidos em um programa chamado *Speckcalc* (POLUDNIOWSKIL et al, 2009). Finalmente, é introduzido o que se deseja obter (deposição da energia): os parâmetros gerais da simulação e o número de histórias desejadas.

4. Materiais e Métodos

Neste trabalho foram utilizados câmaras de ionização, sistemas de radiação e equipamentos auxiliares. Esse trabalho foi realizado utilizando a infraestrutura das seguintes instituições de pesquisa Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI/CMR/IPEN) e National Physical Laboratory (NPL), Teddington, Reino Unido.

4.1. Sistemas de Radiação

A seguir serão apresentados os sistemas de radiação utilizados no desenvolvimento deste trabalho separadamente por instituição.

4.1.1. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN)

- Equipamento de raios X, marca Pantak/Seifert, modelo ISOVOLT 160HS, que opera entre 5 kV e 160 kV, utilizado para calibração de detectores de radiação;
- Fonte de controle de ^{90}Sr + ^{90}Y, Physikalisch-Technische Werkstätten (PTW), com atividade nominal de 33 MBq (1994), utilizada para os testes de estabilidade da resposta e outros testes da câmara de extrapolação.

O sistema de radiação Pantak/Seifert apresenta qualidades de radiação padronizadas estabelecidas em: radioterapia, radiodiagnóstico convencional, mamografia, tomografia computadorizada e radioproteção, de acordo com as recomendações nacionais e internacionais. Neste trabalho foram utilizadas as qualidades de radiação X para tomografia computadorizada, estabelecidas no LCI (DIAS, 2010), baseadas na publicação IEC 61267 (IEC, 2005). Suas características são apresentadas na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 Características dos feixes padronizados de radiação X para tomografia computadorizada no IPEN (IEC, 2005).

Qualidade de Radiação	Tensão do Tubo (kV)	Corrente no Tubo (mA)	Filtração Adicional (mm)	Camada Semirredutora (mmAl)	Taxa de Kerma no Ar (mGy/min)
RQT 8	100	10	3,2 Al + 0,3 Cu	6,9	22,0
RQT 9†	120	10	3,5 Al + 0,35 Cu	8,4	34,0
RQT 10	150	10	4,2 Al + 0,35 Cu	10,1	57,0

† Qualidade de referência do LCI

Para o estabelecimento destas qualidades fez-se uso de câmaras de ionização padrão secundário com rastreabilidade ao Laboratório Padrão Primário Alemão Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB).

4.1.2. National Physical Laboratory (NPL)

- Equipamento de raios X, marca Comet, modelo MXR-321, que opera até 320 kV, utilizado para calibração de detectores de radiação;

Para a realização dos experimentos no NPL foram utilizadas as qualidades de radiação estabelecidas para tomografia computadorizada; as características desses feixes foram estabelecidas conforme as recomendações internacionais da IEC 61267 (IEC, 2005) e são apresentadas na Tabela 4.2.

Tabela 4.2 Características dos feixes padronizados de radiação X para tomografia computadorizada no NPL (IEC, 2005).

Qualidade de Radiação	Tensão do Tubo (kV)	Corrente no Tubo (mA)	Filtração (mm de Cu)	Camada Semirredutora (mmAl)	Taxa de Kerma no Ar (mGy/min)
RQT 8	100	10	0,20	6,9	22,7
RQT 9†	120	10	0,25	8,4	31,5
RQT 10	150	10	0,30	10,1	48,1

† Qualidade de referência do NPL

Para o estabelecimento destas qualidades fez-se uso de câmaras de ar livre padrão primário do National Physical Laboratory (NPL).

4.2. Sistemas de Medição

Os sistemas de medição que foram utilizados neste trabalho são:

- Câmara de ionização padrão secundário tipo lápis, Radcal, modelo RC3CT, com comprimento de volume sensível de 10 cm e volume de 3 cm^3; denominada P_{IPEN}. Foi calibrada no laboratório Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) (nº do Certificado 5889/ 14/07/2009).
- Câmara de ionização de ar livre padrão primário, utilizada no intervalo de energia do feixe de radiação do laboratório de 40 kV a 300 kV; denominada P_{NPL}.
- Câmara de extrapolação, desenvolvida no LCI por Dias (1996), com eletrodo coletor de grafite de 30 mm de diâmetro e janela de entrada Mylar aluminizado com densidade superficial de 0,84 mg/cm², denominada C1;
- Câmara de extrapolação, desenvolvida no LCI por Dias (1996), mas modificada neste trabalho, com eletrodo coletor de alumínio de 30 mm de diâmetro e janela de entrada Mylar aluminizado com densidade superficial de 0,84 mg/cm², denominada C2.

- Câmara de ionização tipo lápis, desenvolvida por Castro (2016), com comprimento de volume sensível de 10 cm e volume de 3,50 cm^3; denominada C3.
- Câmara de ionização tipo lápis, desenvolvida por Castro (2016), com comprimento de volume sensível de 30 cm e volume de 10,5 cm^3; denominada C4.

A câmara de extrapolação C2 é a câmara de extrapolação C1 modificada, onde o eletrodo coletor e o anel de guarda que eram de grafite foram substituídos por alumínio.

As câmaras de ionização testadas nas instituições citadas foram acopladas aos eletrômetros Unidos E da PTW e em alguns casos ao eletrômetro Keithley (modelo 6517A), no IPEN e no NPL. E todas as medições que foram realizadas com as câmaras de ionização foram obtidas na função carga do eletrômetro.

4.3. Sistemas Auxiliares

Os sistemas auxiliares utilizados para o desenvolvimento deste trabalho foram:

- Termômetro, higrômetro e barômetro, para o monitoramento das condições ambientais (temperatura, umidade e pressão atmosférica) dos laboratórios onde foram realizadas as medições com as câmaras de ionização;
- Sistemas de ar condicionado e desumidificadores de ambiente.

4.4. Estimativa das Incertezas

Para a estimativa das incertezas das medições deste trabalho utilizou-se as definições de incerteza do tipo A e do tipo B fornecidas pela ABNT (INMETRO, 2008).

Como os resultados experimentais são provenientes de várias medições sob a mesma condição ambiental, os valores médios e os desvios padrões foram determinados. A Equação 4.1 apresenta a fórmula para o cálculo da média aritmética.

$$\bar{X} = \frac{1}{N} \sum_{1}^{N} x_i \tag{4.1}$$

onde

x_i são os valores obtidos;

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

Os desvios padrões serão calculados pela Equação 4.2:

$$\delta_{\bar{X}} = \sqrt{\frac{1}{N(N-1)}} \sum_{i=1}^{N} (X_i - \bar{X})^2 \tag{4.2}$$

Para alguns experimentos foi necessária a determinação da incerteza combinada, pois são resultados que dependem de cálculos anteriores. Para a determinação desta incerteza, foi utilizada a recomendação da norma INMETRO (2008), da lei de propagação das incertezas, que pode ser observada na Equação 4.3:

$$\sigma_k = \sqrt{\sum_i \left(\frac{\partial_k}{\partial_{x_i}} \sigma_{x_i}\right)^2} \tag{4.3}$$

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

Para os resultados obtidos nesse trabalho foram utilizadas as incertezas combinadas expandidas, considerando-se as incertezas do tipo A e do tipo B, com um fator de abrangência k igual a 2. A Tabela 4.3 apresenta quais foram os componentes utilizados para a determinação das incertezas deste trabalho e se estas são do tipo A ou tipo B.

Tabela 4.3 Componentes das incertezas consideradas que foram utilizadas para o cálculo das incertezas de cada medição realizada neste trabalho.

Componentes da Incerteza	**Tipo A**	**Tipo B**
Fator de Calibração do Padrão		X
Fator de Calibração do Eletrômetro		X
Resolução do Eletrômetro		X
Corrente de Fuga	X	
Energia por Par de Íons		X
Fração de Energia Perdida por Espalhamento		X
Densidade do ar seco		X
Umidade Ambiental	X	
Temperatura Ambiental	X	
Pressão Ambiental	X	
Volume Coletor		X
Repetibilidade da Resposta	X	

5. Resultados: Caracterização das Câmaras de Extrapolação

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (São Paulo – Brasil) e no National Physical Laboratory (Teddington – UK) para os testes de caracterização realizados para ambas as câmaras de extrapolação que foram desenvolvidas no IPEN.

As câmaras de extrapolação foram submetidas aos seguintes testes de caracterização: tempo de estabilização, corrente de fuga, estabilidade a curto e médio prazos, curva de saturação, efeito de polaridade, eficiência de coleção de íons, linearidade da resposta, dependência angular, dependência energética e variação da resposta com a distância fonte-detector. Além disto, também foram determinadas duas características das câmaras, sendo elas: profundidade nula real e curva de extrapolação. A Figura 5.1 apresenta o arranjo experimental para as câmaras de extrapolação utilizando a fonte de controle de estrôncio e o tubo de raios X, e para a execução das medições no IPEN. Na Figura 5.2 é mostrado o arranjo experimental utilizado no NPL para a utilização da câmara de extrapolação no feixe de raios X, nas qualidades de tomografia computadorizada.

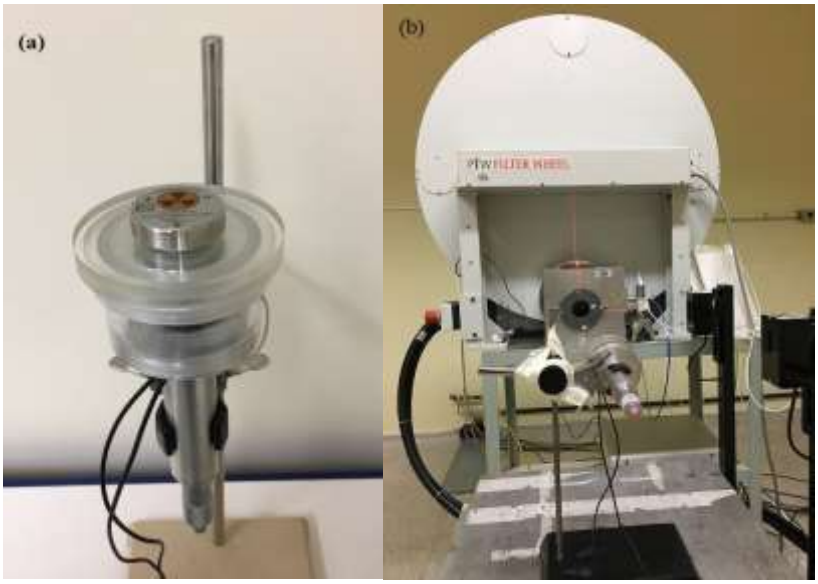

Figura 5.1 Arranjo experimental do posicionamento da câmara de extrapolação: (a) com a fonte de controle de estrôncio, (b) no feixe de raios X, do LCI/IPEN.

Como é possível ver pelas imagens, para a utilização da fonte de controle é necessário colocar um suporte de PMMA para apoiar a fonte para que ela fique em contato com a janela de entrada da câmara de extrapolação e consequentemente do volume sensível da câmara. Este suporte garante também que a janela não seja danificada, pois ela é muito fina (espessura de 8,0 μm) e frágil. Entretanto, para a utilização das câmaras de extrapolação no feixe de

raios X, é necessário que o detector seja posicionado a 1 m do foco do tubo; este posicionamento dá-se pelo auxílio dos sistemas de lasers presentes na sala.

Durante o estágio no laboratório do NPL foi possível observar algumas diferenças na infraestrutura dos seus laboratórios em relação aos do IPEN e na metodologia utilizada para a realização das medições. Quanto à infraestrutura no NPL, o tubo de raios X fica em um laboratório enquanto que o arranjo experimental para a realização das medições fica em outro laboratório; estes são conectados de forma a não interferirem no feixe de raios X. A Figura 5.2 apresenta estes dois laboratórios.

Figura 5.2 Arranjo experimental no NPL, onde se tem duas salas lado a lado, sendo: (a) laboratório com o arranjo experimental das medições com a câmara de extrapolação, (b) laboratório do sistema de raios X.

Para a utilização das câmaras de extrapolação no feixe de raios X no NPL, foi necessário posicionar a câmara a 1 m do foco do tubo de raios X e ao lado da câmara de ar livre do laboratório; o posicionamento foi realizado com o auxílio dos equipamentos de apoio, que mostram a distância do tubo, e com uma lupa de aumento para a centralização da câmara no feixe.

Para a realização das medições no NPL, e consequentemente a escolha dos parâmetros a serem utilizados para cada medição foi feita de maneira diferente: a escolha da tensão do tubo (kV) e da corrente do tubo (mA) não é digital e sim analógico. O NPL é um laboratório padrão primário e é utilizada uma tabela com os valores corrigidos que devem ser aplicados quando se quer utilizar uma dada tensão com uma corrente. A Tabela 5.1 mostra os valores corrigidos que devem ser aplicados e que foram utilizados no desenvolvimento deste trabalho.

Tabela 5.1 Tensão do tubo corrigida para as correntes do tubo disponíveis no laboratório do NPL.

Tensão Desejada (kV)	Tensão Indicada (kV)			
	1 mA	**5 mA**	**10 mA**	**15 mA**
100	102,47	101,60	101,44	101,06
120	122,88	122,20	121,86	121,59
150	153,71	153,46	152,91	152,35

Como mostra a Tabela 5.1, quando se deseja utilizar uma tensão de 100 kV com uma corrente de 10 mA, era necessária uma tensão de 101,44 kV. A medição da tensão correta era feita utilizando-se um eletrômetro Keithley, e em seguida este valor era conferido em um *software* no computador. Assim como para a tensão do tubo a corrente do tubo, também era colocada de forma se visualizar o valor no eletrômetro Keithley, porém para este parâmetro não existe correção; então, o ideal é tentar colocar-se o valor no eletrômetro da forma mais precisa possível.

Inicialmente serão apresentados os testes realizados utilizando a fonte de controle de estrôncio (estes só foram realizados no IPEN), em seguida foram determinadas as características das câmaras de extrapolação e os testes de caracterização nos feixes de raios X para as três qualidades de radiação de TC, no IPEN e no NPL.

5.1. Corrente de Fuga

Para o teste de corrente de fuga, o seguinte procedimento foi adotado: espera-se estabilizar a câmara de extrapolação pelo período de 1 h para em seguida dar-se início às medições. Foram realizadas medições ao longo de 1 h, durante três momentos diferentes (a cada 20 min), sendo estes: antes, durante e após a irradiação da câmara de extrapolação utilizando o arranjo experimental já apresentado no IPEN. A profundidade da câmara adotada para este teste foi de 1,0 mm e a tensão aplicada ao eletrômetro foi de 100 V.

Para este teste de caracterização, a corrente de fuga antes e após a irradiação não deve ultrapassar o limite de ± 5% quando comparada à corrente de ionização durante o período de irradiação da câmara de ionização (IEC, 1997). A Tabela 5.2 mostra os maiores valores obtidos de corrente de fuga para cada câmara de extrapolação, nos casos de pré-irradiação e pós-irradiação para a fonte de controle de estrôncio no IPEN.

Tabela 5.2 Teste de corrente de fuga das câmaras de extrapolação no IPEN.

Câmara de Extrapolação	Pré-Irradiação (%)	Pós-Irradiação (%)
C1	3,04	2,60
C2	2,28	0,45

Como é possível observar na Tabela 5.2, os valores obtidos para o teste de corrente de fuga estão dentro dos limites recomendados internacionalmente.

5.2. Teste de Estabilidade a Curto e Médio Prazos

Os testes de estabilidade a curto e médio prazos foram realizados para ambas as câmaras de extrapolação com o arranjo que já foi apresentado no IPEN. As câmaras foram estabilizadas inicialmente durante 1 h. Em seguida, a fonte foi posicionada sobre a câmara e após 15 min de estabilização, iniciou-se uma sequência de dez medições consecutivas, cada uma delas de 1 min. A profundidade adotada para este teste foi de 1,0 mm e a tensão aplicada ao eletrômetro foi de 100 V. Essas medições foram obtidas em carga (nC) e as condições ambientais monitoradas (temperatura, umidade relativa e pressão atmosférica) foram utilizadas para o cálculo do fator de correção para as condições ambientais de referência.

Para o teste de estabilidade a curto prazo para câmaras de ionização, o desvio padrão não deve ultrapassar ± 1 %, enquanto que para a estabilidade a médio prazo o limite recomendável é de ± 2 % segundo a norma IEC 61674 (IEC, 1997).

O maior valor obtido para a estabilidade a curto prazo para a câmara C1 foi de 0,04 % e para a câmara C2 foi de 0,03 %, estando estes dentro dos limites aceitáveis internacionalmente.

Os resultados obtidos para os testes de estabilidade a médio prazo estão apresentados na Figura 5.3 para ambas as câmaras de extrapolação estudadas. A resposta obtida foi normalizada para o valor médio das dez primeiras medições obtidas para cada uma delas.

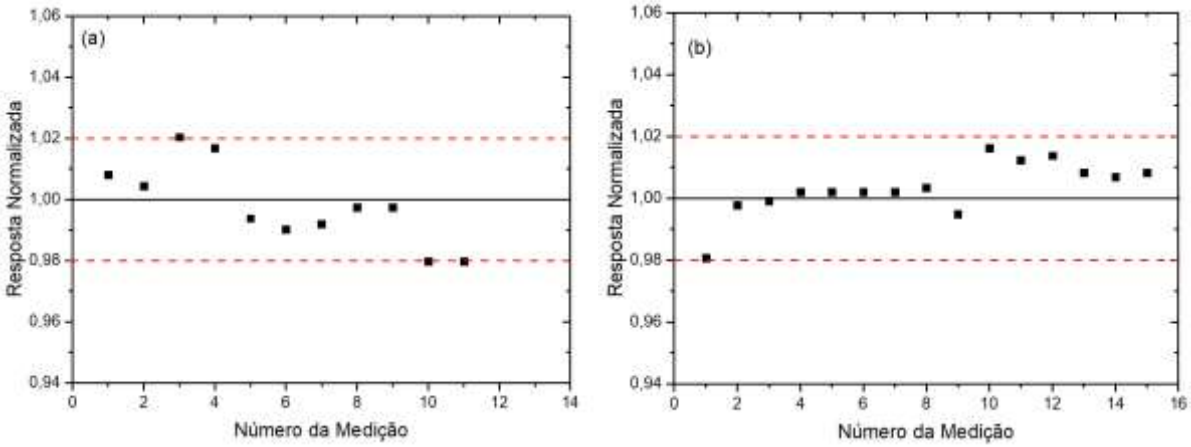

Figura 5.3 Teste de estabilidade para as câmaras de extrapolação: (a) C1; (b) C2, no IPEN. A incerteza máxima das medições foi de 0,04 % (C1), não visível nos gráficos.

Os resultados obtidos encontram-se dentro do limite recomendado, comprovando assim que as câmaras de extrapolação encontram-se estáveis e que podem ser utilizados nos demais testes de caracterização.

5.3. Tempo de Estabilização

No teste do tempo de estabilização no IPEN, as câmaras de extrapolação foram polarizadas durante 1 h; em seguida posicionou-se a fonte de controle no suporte por 15 min. Então, realizou-se dez medições consecutivas de carga (nC), sendo cada uma em 1 min para cada intervalo de tempo, sendo eles:15 min, 30 min, 45 min e 60 min. A profundidade adotada para este teste foi de 1,0 mm e a tensão aplicada ao eletrômetro foi de 100 V.

A análise do teste deu-se pela comparação entre as correntes de ionização obtidas em 15 min e 60 min; as diferenças entre os valores de corrente foram determinadas em porcentagem, e devem obedecer ao limite de ± 2 % (IEC, 1997). A Tabela 5.3 apresenta os valores obtidos para as câmaras de extrapolação.

Tabela 5.3 Teste do tempo de estabilização para as câmaras de extrapolação utilizando a fonte de controle de estrôncio no IPEN. O símbolo Δ representa a diferença entre os valores de corrente de ionização medidas em 15 min e 60 min.

Câmaras de Extrapolação	**Δ (%)**
C1	0,02
C2	0,41

Como pode ser visto na Tabela 5.3, os resultados obtidos encontram-se dentro do limite recomendado pela norma IEC 61674 (IEC, 1997).

Para a câmara C2 decidiu-se por obter o tempo de estabilização utilizando o equipamento de raios X nas qualidades de radiação estabelecidas para tomografia computadorizada tanto no IPEN como no NPL. Estes resultados encontram-se nas Tabelas 5.4 e 5.5.

Tabela 5.4 Teste do tempo de estabilização para a câmara de extrapolação C2 no feixe de raios X no IPEN. O símbolo Δ representa a diferença entre os valores de corrente de ionização que foram medidas em 15 min e 60 min.

Qualidade de Radiação	**Δ (%)**
RQT 8	0,51
RQT 9	0,04
RQT 10	0,01

Tabela 5.5 Teste do tempo de estabilização para a câmara de extrapolação C2 no feixe de raios X no NPL. O símbolo Δ representa a diferença entre os valores de corrente de ionização que foram medidas em 15 min e 60 min.

Qualidade de Radiação	**Δ (%)**
RQT 8	0,19
RQT 9	0,31
RQT 10	0,07

Assim como o resultado obtido para a câmara C2 utilizando a fonte de controle, os resultados obtidos para o feixe de raios X encontram-se dentro do limite recomendado pela norma de ± 2 % para ambos os laboratórios (IPEN e NPL).

5.4. Profundidade Nula Real

A profundidade nula real é a distância mínima entre a janela de entrada e o eletrodo coletor da câmara de extrapolação; para a realização deste estudo a câmara de extrapolação foi posicionada como descrito nos arranjos para ambos os laboratórios, e foram coletadas dez medições de carga em diferentes profundidades da câmara em ambas as polaridades para as três qualidades de radiação de feixes padronizados de raios X para TC.

A profundidade nula real foi determinada para ambas as câmaras de extrapolação (C1 e C2) no IPEN e a para a câmara C2 no NPL; o que diferencia estas câmaras, como visto no Capítulo 4, de Materiais e Métodos, é o material do eletrodo coletor: na C1 é de grafite e na

C2 é de alumínio. A princípio, quando a câmara C1 foi testada não se tinha o conhecimento de que deveria se manter um campo elétrico constante para a realização das medições. Mais tarde, depois de mais estudos e com mais conhecimento sobre este tipo de detector foi que se tomou conhecimento sobre o campo elétrico. Então, para a câmara C2 serão apresentados os resultados obtidos para o campo elétrico constante de 100 V/mm.

Para a obtenção da profundidade nula real foram realizadas medições para a polaridade positiva e negativa do eletrômetro quando a profundidade e a tensão aplicada no eletrômetro foram alteradas (somente para a câmara C2). A Tabela 5.6 mostra a profundidade e a tensão que foram aplicadas para cada medição com a câmara C2 para ambos os laboratórios (IPEN e NPL), pois para a câmara C1 somente foi variada a profundidade, e a tensão aplicada foi constante de 100 V.

Tabela 5.6 Condições de realização das medições para a profundidade da câmara e da tensão aplicada ao eletrômetro para a câmara de extrapolação C2 em ambos os laboratórios.

Profundidade da Câmara (mm)	**Tensão Aplicada (V)**
1,00	100
1,50	150
2,00	200
2,50	250

A profundidade nula real obtida será apresentada a seguir para ambas as câmaras de extrapolação C1 e C2 nas três qualidades de radiação para TC no IPEN, e para a câmara C2 no NPL. As Figuras 5.4 a 5.6 apresentam os resultados obtidos. A forma de avaliação deu-se por meio do ajuste linear obtido para cada curva em cada qualidade de radiação para as polaridades positiva e negativa.

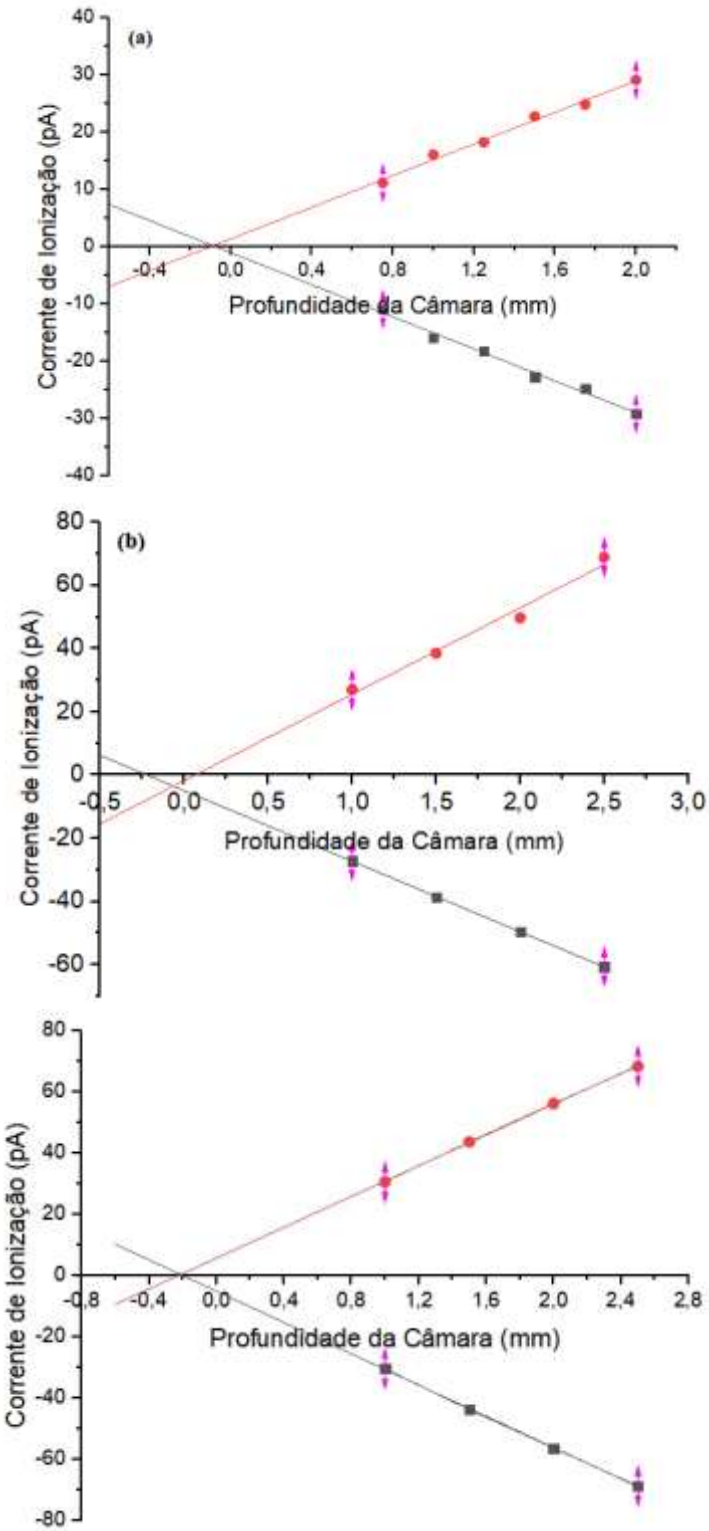

Figura 5.4 Profundidade nula real para a qualidade de radiação RQT 8 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras de extrapolação: (a) C1, (b) C2 no IPEN e (c) C2 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,06%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear.

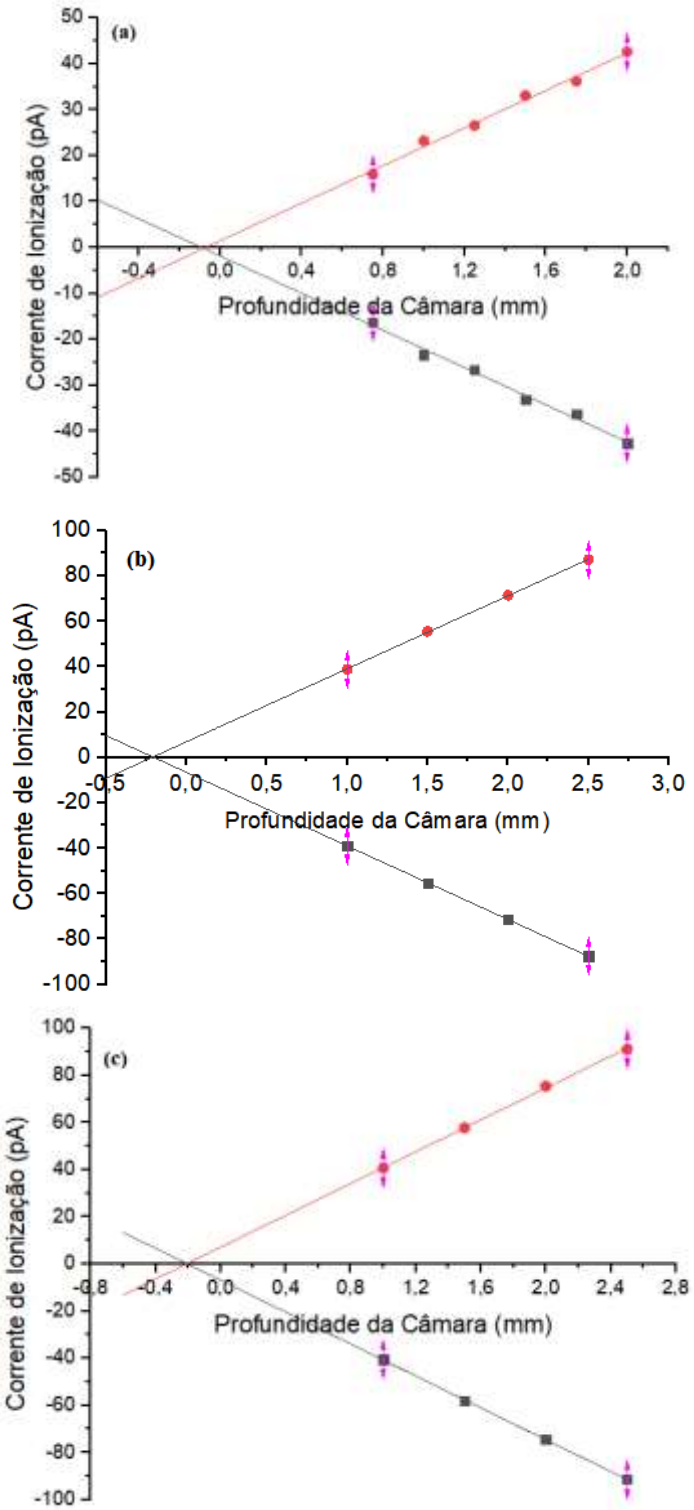

Figura 5.5 Profundidade nula real para a qualidade de radiação RQT 9 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras de extrapolação: (a) C1, (b) C2 no IPEN e (c) C2 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,06%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear.

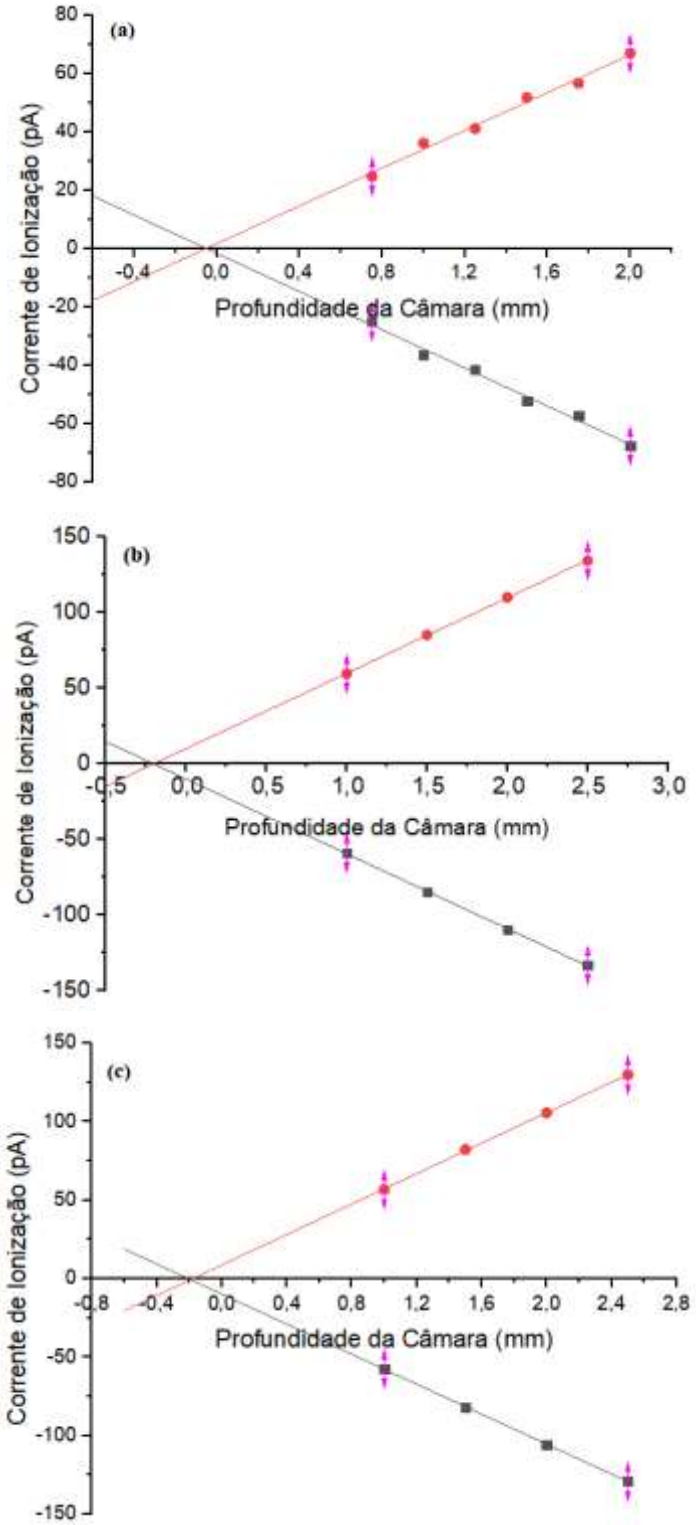

Figura 5.6 Profundidade nula real para a qualidade de radiação RQT 10 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras de extrapolação: (a) C1, (b) C2 no IPEN e (c) C2 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,06%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear.

Os gráficos apresentam a profundidade nula real obtida para cada qualidade de radiação para tomografia computadorizada para ambas as câmaras de extrapolação nos dois laboratórios. Como é possível observar pelas figuras acima, a câmara C2, com o eletrodo coletor de alumínio, apresenta correntes de ionização maiores. A Tabela 5.7 apresenta os coeficientes de correlação (R^2) obtidos para as polaridades positivas e negativas para cada qualidade de radiação para ambas as câmaras de extrapolação nas três qualidades de radiação para TC em ambos os laboratórios.

Tabela 5.7 Coeficientes de correlação obtidos para ambas as polaridades aplicadas, para as três qualidades de radiação para TC para as câmaras de extrapolação nos dois laboratórios.

Qualidade de Radiação	Polaridade Positiva	Polaridade Negativa
C1 (IPEN)		
RQT 8	0,9871	0,9861
RQT 9	0,9872	0,9872
RQT 10	0,9869	0,9875
C2 (IPEN)		
RQT 8	0,9711	0,9999
RQT 9	0,9995	0,9999
RQT 10	0,9998	0,9993
C2 (NPL)		
RQT 8	0,9997	0,9995
RQT 9	0,9990	0,9997
RQT 10	0,9996	0,9999

Como pode ser visto na Tabela 5.7, os coeficientes de correlação obtidos estão melhores para a câmara de extrapolação C2 (eletrodo de alumínio), lembrando que para esta câmara o campo elétrico foi mantido constante. Portanto, pode-se observar que a maneira de utilização da câmara interfere na resposta obtida. A Tabela 5.8 mostra os valores obtidos para a profundidade nula real para cada qualidade em que as câmaras foram testadas quando se utilizou o programa *Origin 9.0*.

Como os valores determinados para a profundidade foram negativos é necessário somar estes em cada qualidade com a profundidade utilizada para se ter a profundidade nula real da câmara. Sendo assim, a Tabela 5.9 apresenta a profundidade correta em que a câmara C2 deve ser utilizada para a tensão aplicada mantendo o campo elétrico constante em ambos os laboratórios (IPEN e NPL). Para a câmara C1, a profundidade foi aplicada, porém a tensão foi mantida fixa em 100 V devido à falta de conhecimento no início de como se devia utilizar a câmara.

Tabela 5.8 Profundidade nula real para as três qualidades de radiação para TC, utilizando o programa *Origin 9.0* para as câmaras de extrapolação nos dois laboratórios.

Qualidade de Radiação	Profundidade Nula Real (mm)
C1 (IPEN)	
RQT 8	(-0,09 ± 0,06)
RQT 9	(-0,08 ± 0,06)
RQT 10	(-0,05 ± 0,06)
C2 (IPEN)	
RQT 8	(-0,07 ± 0,06)
RQT 9	(-0,21 ± 0,06)
RQT 10	(-0,20 ± 0,06)
C2 (NPL)	
RQT 8	(-0,215 ± 0,012)
RQT 9	(-0,209 ± 0,012)
RQT 10	(-0,193 ± 0,012)

Tabela 5.9 Profundidade correta a ser utilizada para as qualidades de radiação de tomografia computadorizada para manter o campo elétrico constante de 100 V/mm para a câmara C2 no IPEN e no NPL.

Qualidade de Radiação	Tensão Aplicada (V)	Profundidade da Câmara (mm) IPEN	Profundidade da Câmara (mm) NPL
RQT 8	100	1,07	1,22
	150	1,57	1,72
	200	2,07	2,22
	250	2,57	2,72
RQT 9	100	1,21	1,21
	150	1,71	1,71
	200	2,21	2,21
	250	2,71	2,71
RQT 10	100	1,20	1,19
	150	1,70	1,69
	200	2,20	2,19
	250	2,70	2,69

Portanto, a Tabela 5.9 mostra os valores das profundidades que foram adotadas durante o desenvolvimento da obtenção dos demais testes de caracterização e das características da câmara de extrapolação.

5.5. Curva de Extrapolação

Para as curvas de extrapolação foram realizadas dez medições consecutivas de 30 s para cada profundidade da câmara de extrapolação nas duas polaridades de tensão aplicadas ao eletrômetro, estas medições foram corrigidas para as condições de referência de temperatura e pressão atmosférica. As Figuras 5.7 a 5.9 mostram as curvas de extrapolação obtidas para cada qualidade de radiação de TC para as duas câmaras de extrapolação testadas no LCI/IPEN e para a câmara C2 testada no NPL.

A avaliação desta característica deu-se pelo módulo da média das medições obtidas para cada profundidade nas duas polaridades; após a determinação destes valores é necessário gerar uma curva e então é determinado o coeficiente de correlação (R^2). Portanto, espera-se que este valor seja o mais próximo possível de 1,000, e com isso será possível concluir que a profundidade que foi determinada anteriormente com a tensão aplicada está correta. Estes valores podem ser vistos na Tabela 5.10. Por meio destas curvas obtidas, também será possível determinar os fatores de calibração para cada qualidade de radiação de TC fazendo uso da taxa de kerma no ar e os coeficientes angulares obtidos para cada reta; estes valores são apresentados na Tabela 5.11.

Como é possível observar pelos gráficos, as respostas da câmara C2 foram melhores que para C1, isso se deve à forma de utilização da câmara de extrapolação e também é um sinal que para feixes de raios X o eletrodo coletor de alumínio pode ser mais o adequado.

Tabela 5.10 Coeficientes de correlação obtidos para as curvas de extrapolação para as três qualidades de radiação para TC em ambos os laboratórios.

Qualidade de Radiação	**R^2**
C1 (IPEN)	
RQT 8	0,9871
RQT 9	0,9872
RQT 10	0,9869
C2 (IPEN)	
RQT 8	0,9997
RQT 9	0,9998
RQT 10	0,9998
C2 (NPL)	
RQT 8	0,9997
RQT 9	0,9998
RQT 10	0,9998

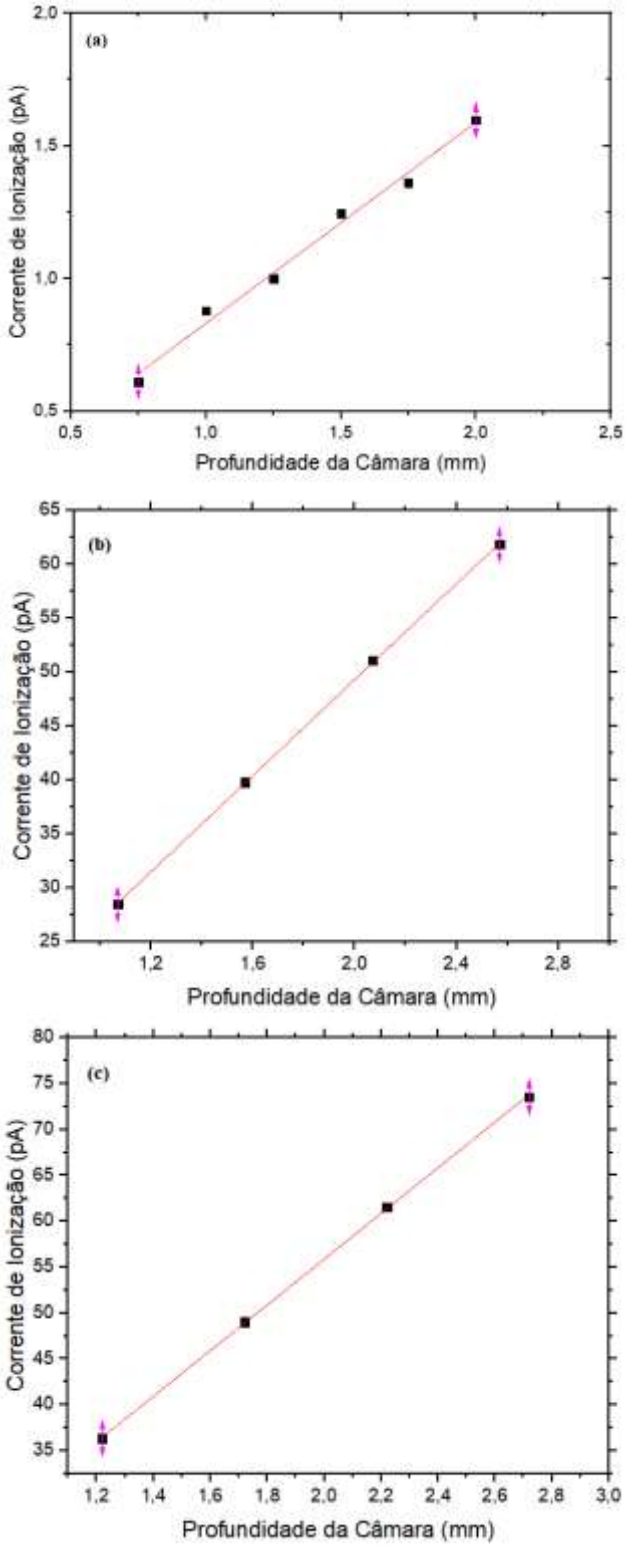

Figura 5.7 Curvas de extrapolação para a qualidade de radiação RQT 8 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras de extrapolação (a) C1 e (b) C2 no IPEN e (c) C2 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,05%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear.

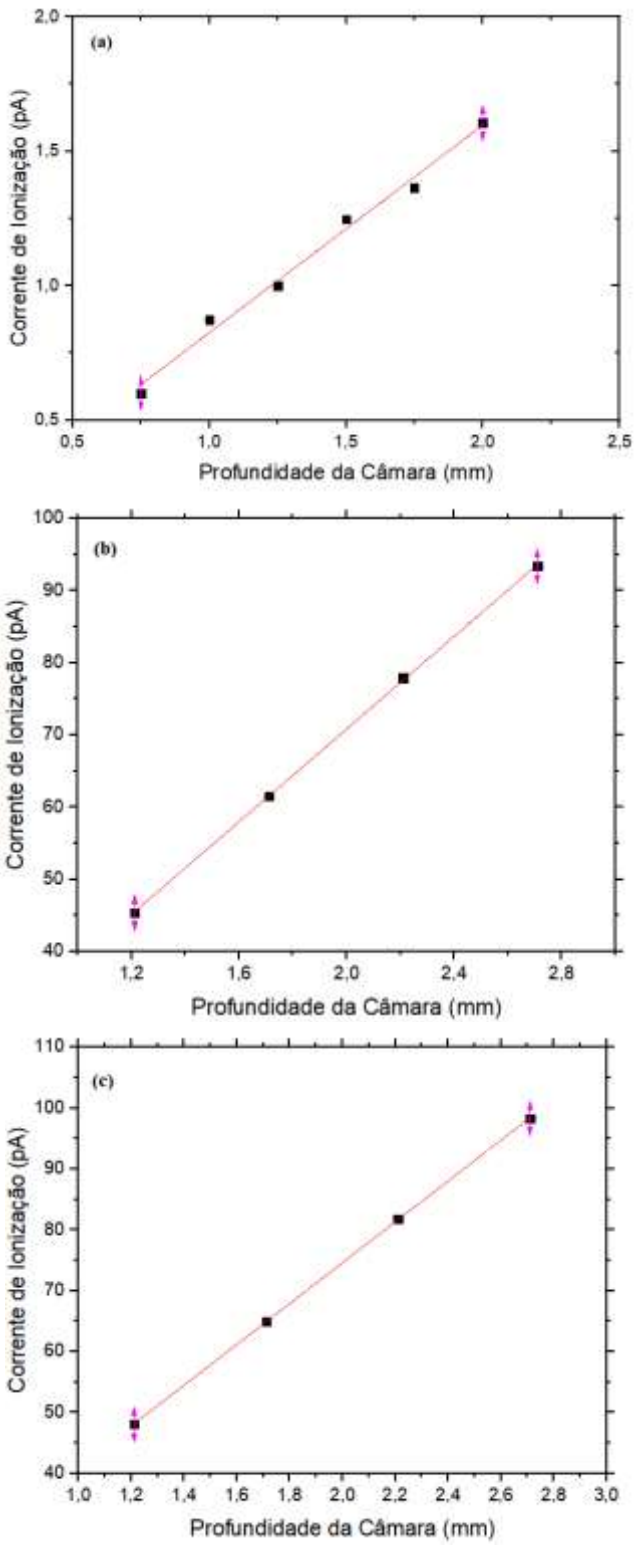

Figura 5.8 Curvas de extrapolação para a qualidade de radiação RQT 9 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras de extrapolação (a) C1 e (b) C2 no IPEN e (c) C2 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,07%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear.

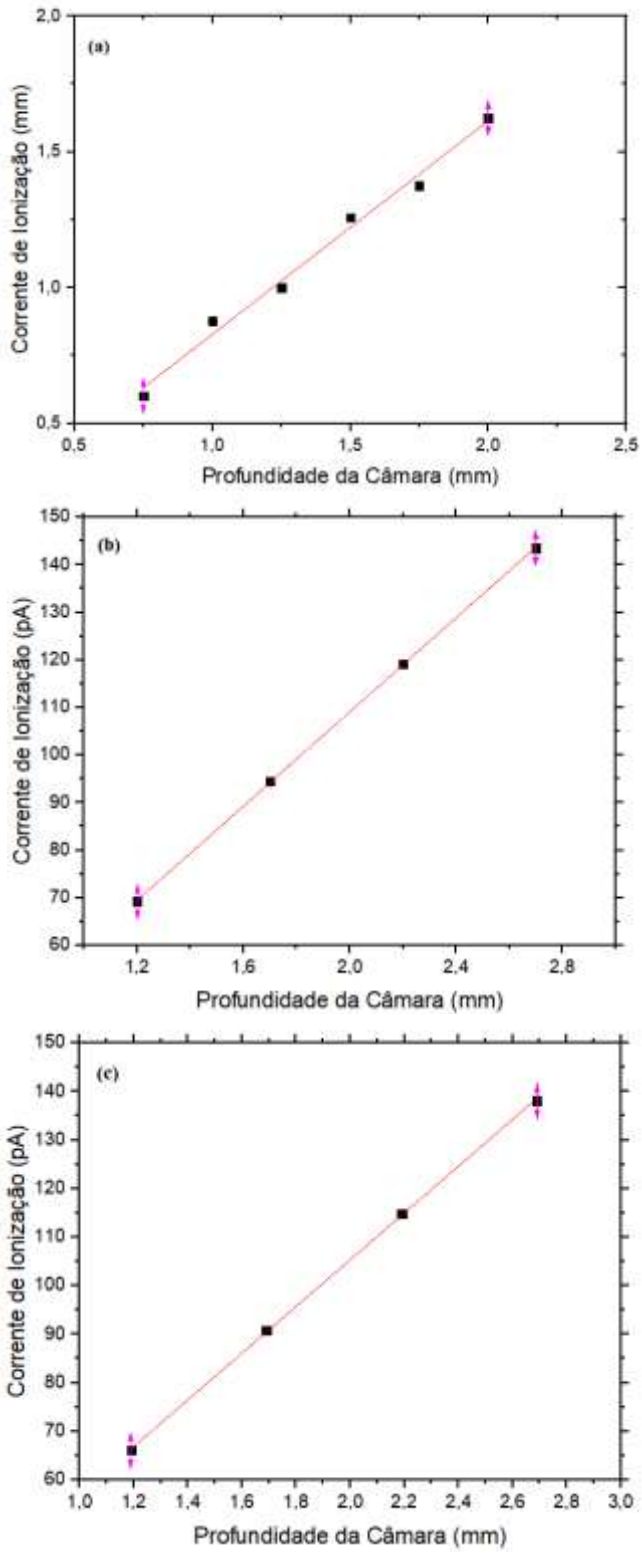

Figura 5.9 Curvas de extrapolação para a qualidade de radiação RQT 10 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras de extrapolação (a) C1 e (b) C2 no IPEN e (c) C2 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,07%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear.

Como é possível observar, a Tabela 5.10 confirma o que já se via pelos gráficos, os resultados obtidos para a câmara C2 foram bem melhores comparados à C1 nos dois laboratórios em que ela foi utilizada. Com isto, pode-se concluir que o uso da câmara com o material do eletrodo coletor interfere na resposta do detector, ou seja, o eletrodo coletor de alumínio comporta-se melhor para feixes de raios X. Quanto ao uso do campo elétrico não constante para a câmara C1, pode-se observar a sua interferência na reposta da câmara de extrapolação. Na Tabela 5.11 são apresentados os valores obtidos para os fatores de calibração para a câmara de extrapolação C2 em ambos os laboratórios.

Tabela 5.11 Fator de calibração obtido pela razão da taxa de kerma no ar com os coeficientes angulares da curva de extrapolação para a câmara C2 em ambos os laboratórios nas três qualidades de radiação de TC.

Qualidade de Radiação	Coeficiente Angular (pA/mm)	Taxa de Kerma no Ar (mGy/min)	Fator de Calibração (mGy mm/ pA min)
C2 (IPEN)			
RQT 8	22,29 ± 0,19	22,50 ± 0,03	1,009
RQT 9	32,08 ± 0,26	34,30 ± 0,03	1,069
RQT 10	49,51 ± 0,30	56,50 ± 0,03	1,141
C2 (NPL)			
RQT 8	24,88 ± 0,20	22,63 ± 0,01	0,909
RQT 9	33,54 ± 0,10	32,12 ± 0,01	0,958
RQT 10	48,16 ± 0,49	49,21 ± 0,01	1,021

Pode-se observar que foi possível obter o fator de calibração para cada qualidade de radiação de tomografia computadorizada nos dois laboratórios (LCI/IPEN e NPL), tomando-se a razão entre a taxa de kerma no ar e o coeficiente angular de cada curva, para a câmara C2.

5.6. Variação da Resposta com a Distância Fonte-Detector

Este teste permite a avaliação da corrente de ionização medida quando a câmara de extrapolação sofre um afastamento do tubo de raios X. O intuito é de se observar o comportamento da resposta da câmara de extrapolação em relação à lei do inverso do quadrado da distância.

Foram realizadas dez medições de 30 s cada, variando a distância entre a câmara e o tubo de raios X; a profundidade da câmara foi mantida fixa para cada qualidade de radiação para a tensão aplicada de 100 V. As Figuras 5.10 a 5.12 apresentam as curvas obtidas para a variação da resposta com a distância fonte-detector, mostrando o comportamento

exponencial. Quando a escala logarítmica foi usada, para se obter uma reta, foi avaliado o ajuste de reta para ambas as câmaras de extrapolação (C1 e C2), testadas no IPEN, e para a câmara C2 que foi testada também no NPL.

A Tabela 5.12 apresenta os valores obtidos para os coeficientes de correlação (R^2) para as três qualidades de radiação de tomografia computadorizada para ambas as câmaras de extrapolação na determinação da variação da resposta com a distância fonte-detector nos dois laboratórios. Esperava-se que os ajustes obtidos, quando se aplicasse a escala logarítmica em um dos eixos (y) do gráfico, se encontrassem os mais próximos possíveis de 1,000.

Para este estudo, porém, sabe-se que é normal os valores se distanciarem, uma vez que à medida que a câmara vai se afastando do feixe a intensidade se reduz significativamente, e o campo de radiação vai se tornando desconhecido (em relação ao seu espectro), uma vez que medições não são realizadas nessas distâncias rotineiramente.

Tabela 5.12 Coeficientes de correlação obtidos para a variação da resposta com a distância fonte-detector para ambas as câmaras de extrapolação (C1 e C2) nas três qualidades de radiação para tomografia computadorizada em ambos os laboratórios.

Qualidade de Radiação	**R^2**
C1 (IPEN)	
RQT 8	0,9498
RQT 9	0,9531
RQT 10	0,9509
C2 (IPEN)	
RQT 8	0,9939
RQT 9	0,9829
RQT 10	0,9947
C2 (NPL)	
RQT 8	0,9837
RQT 9	0,9828
RQT 10	0,9823

Como esperado, os valores obtidos para os coeficientes de correlação para a variação da corrente de ionização com a distância fonte-detector não são tão próximos de 1,000 quando comparados aos obtidos para os demais testes que requeriam este tipo de análise. Isso se deve à distância da câmara ao tubo de raios X e ao campo de radiação não ser conhecido nestas distâncias. Além disso, não se pode esquecer de considerar as incertezas associadas à movimentação da câmara.

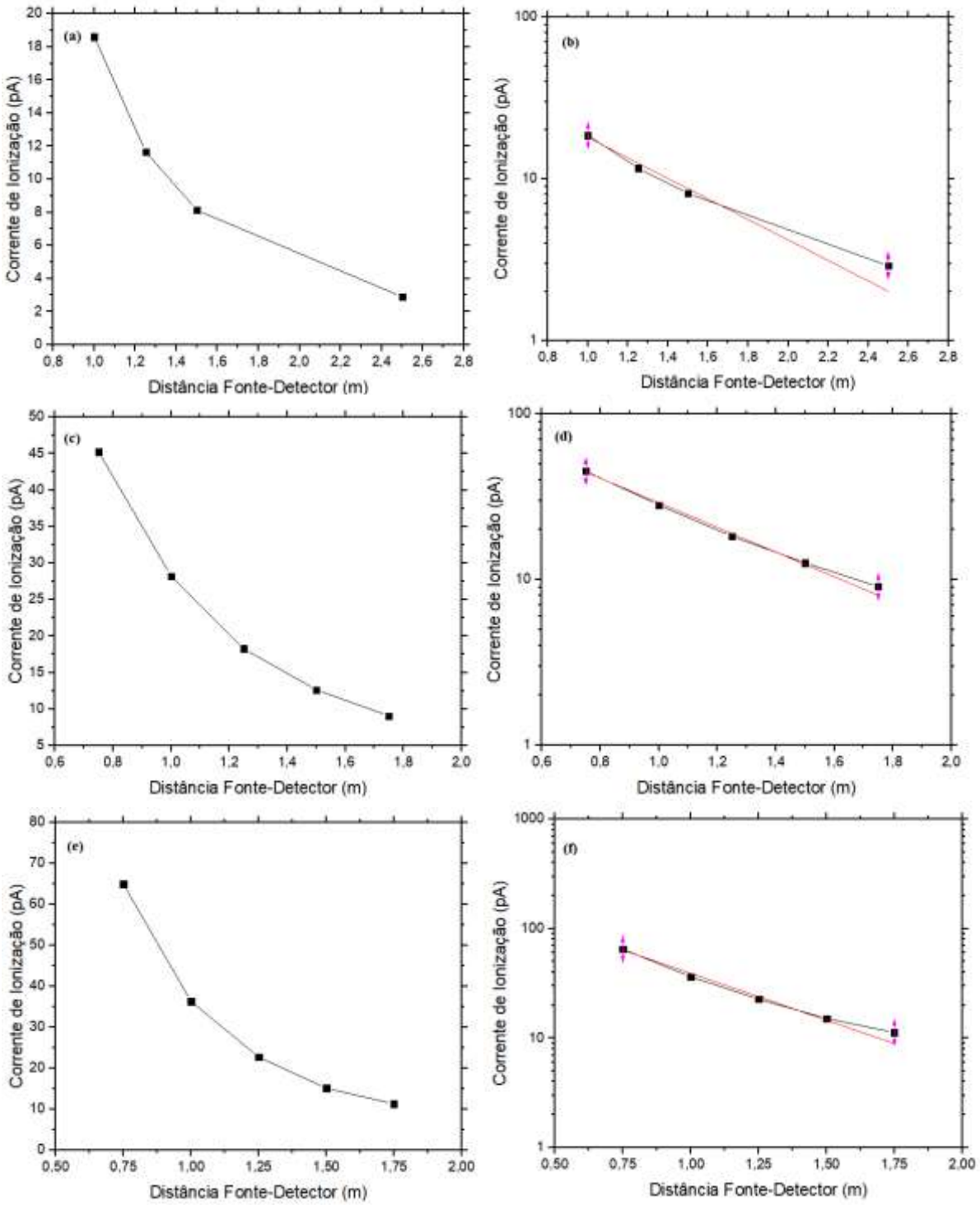

Figura 5.10 Variação da resposta com a distância fonte-detector para a qualidade de radiação RQT 8 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para ambas as câmaras de extrapolação C1 no IPEN (a) Exponencial, (b) Ajuste; e C2 no IPEN (c) Exponencial, (d) Ajuste; e C2 no NPL (e) Exponencial, (f) Ajuste. A incerteza máxima das medições foi de 0,06%, não visível nos gráficos. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear.

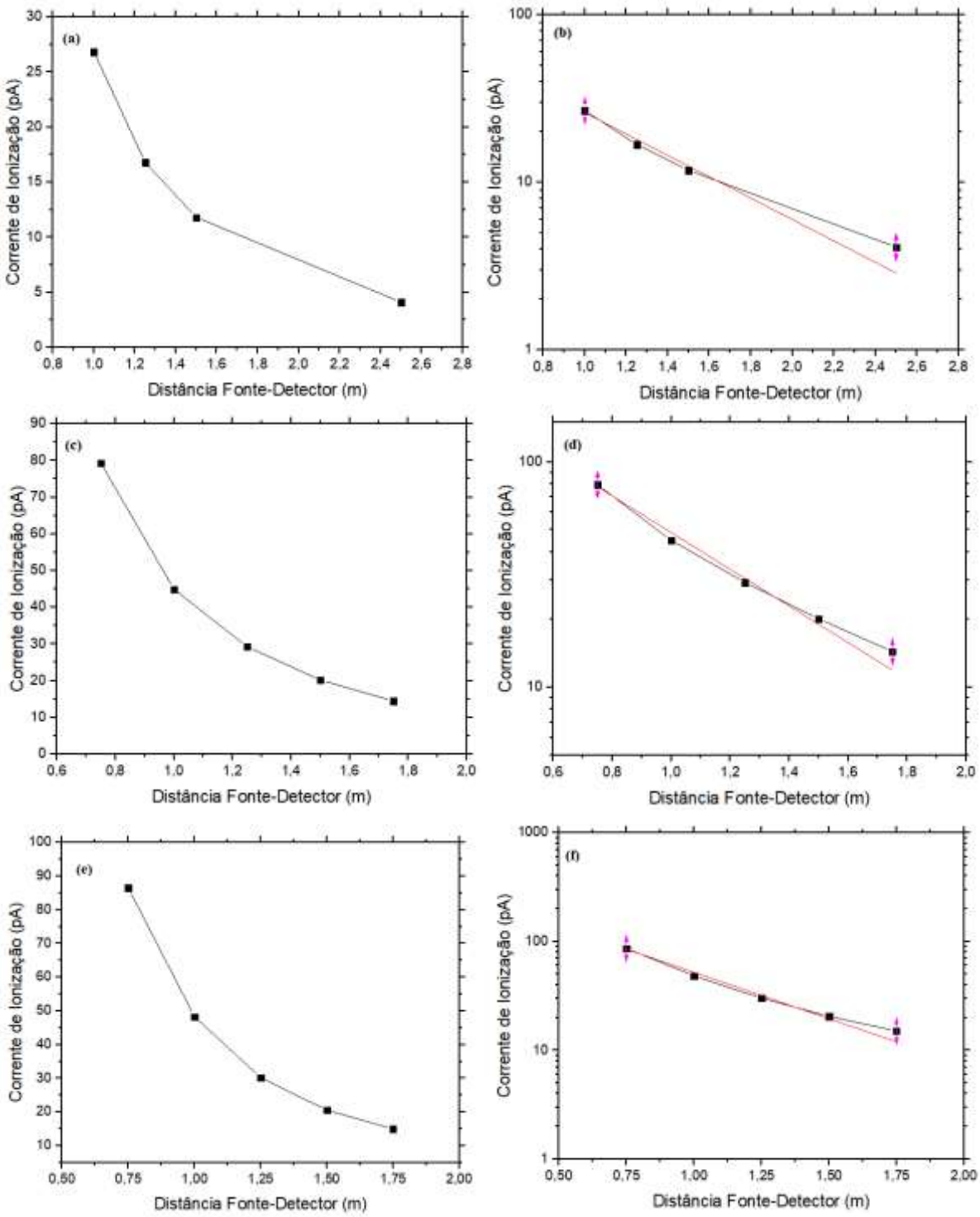

Figura 5.11 Variação da resposta com a distância fonte-detector para a qualidade de radiação RQT 9 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para ambas as câmaras de extrapolação C1 no IPEN (a) Exponencial, (b) Ajuste; e C2 no IPEN (c) Exponencial, (d) Ajuste e C2 no NPL (e) Exponencial, (f) Ajuste. A incerteza máxima das medições foi de 0,06%, não visível nos gráficos. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear.

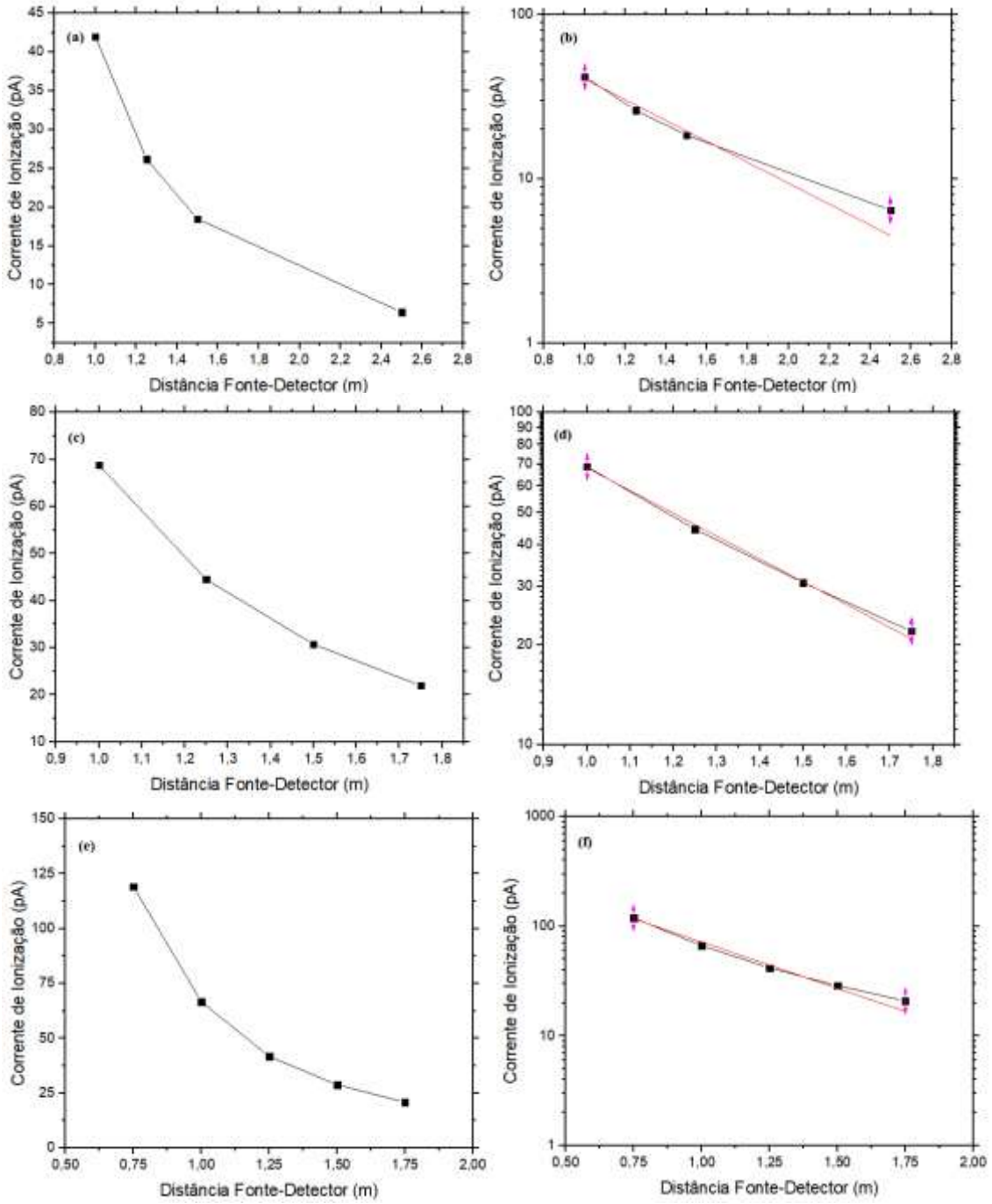

Figura 5.12 Variação da resposta com a distância fonte-detector para a qualidade de radiação RQT 10 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para ambas as câmaras de extrapolação C1 no IPEN (a) Exponencial, (b) Ajuste; e C2 no IPEN (c) Exponencial, (d) Ajuste e C2 no NPL (e) Exponencial, (f) Ajuste. A incerteza máxima das medições foi de 0,06%, não visível nos gráficos. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear. Para a câmara C2 no LCI/IPEN ocorreu um problema nas medições na distância fonte-detector de 0,75 m, portanto foram desconsideradas.

Na Tabela 5.13 é apresentado o desvio máximo obtido para a aplicação da lei do inverso do quadrado da distância para a câmara C2 em todas as qualidades de radiação para TC nos dois laboratórios. Estes valores mostram o motivo pelo qual os ajustes de reta obtidos para quando foi aplicada a escala logarítmica não são iguais a 1,000.

Tabela 5.13 Desvios máximos obtidos para a aplicação da lei do inverso do quadrado da distância para a câmara C2 nos dois laboratórios (LCI/IPEN e NPL).

Qualidade de Radiação	Desvio (%)
C2 (IPEN)	
RQT 8	2,70
RQT 9	3,68
RQT 10	6,48
C2 (NPL)	
RQT 8	8,06
RQT 9	5,48
RQT 10	4,73

Na Tabela 5.13, são apresentados os maiores desvios obtidos no LCI/IPEN e no NPL em todas as qualidades de TC. No LCI/IPEN os desvios máximos foram obtidos à distância de 1,25 m do foco do tubo de raio X, enquanto que para o NPL a distância que apresentou os maiores desvios foi a de 1,50 m. Os maiores desvios ocorreram à mesma distância em todas as qualidades para o mesmo laboratório, mostrando então que as maiores incertezas se devem ao deslocamento da câmara de extrapolação para estas posições.

5.7. Dependência Angular

O teste de dependência angular foi realizado com as câmaras de extrapolação C1 e C2, utilizando as qualidades de radiação dos feixes padronizados de radiação X para TC. Foram realizadas dez medições de 30 s para cada ângulo de incidência de radiação a 1 m do foco do tubo de raios X, variando-se o ângulo de - 8º a + 8º. Este teste somente foi realizado no LCI/IPEN, devido à disponibilidade de tempo e porque a estrutura necessária não estava disponível no NPL.

Decidiu-se por variar pequenos ângulos para esta câmara, pois ângulos grandes não fariam sentido, uma vez que o volume sensível não seria irradiado, enquanto que para os ângulos pequenos a intenção é avaliar como um mal posicionamento pode interferir na resposta das câmaras.

Para este teste a recomendação dada pela norma IEC 61674 (IEC, 1997) é de que a dependência angular não deve exceder o limite de ± 3 %. Para analisar os resultados obtidos

fez-se uma normalização para a posição do ângulo de 0 º. As Figuras 5.13 a 5.15 apresentam os resultados obtidos para as duas câmaras de extrapolação (C1 e C2) nas três qualidades de radiação de tomografia computadorizada estabelecidas no LCI/IPEN.

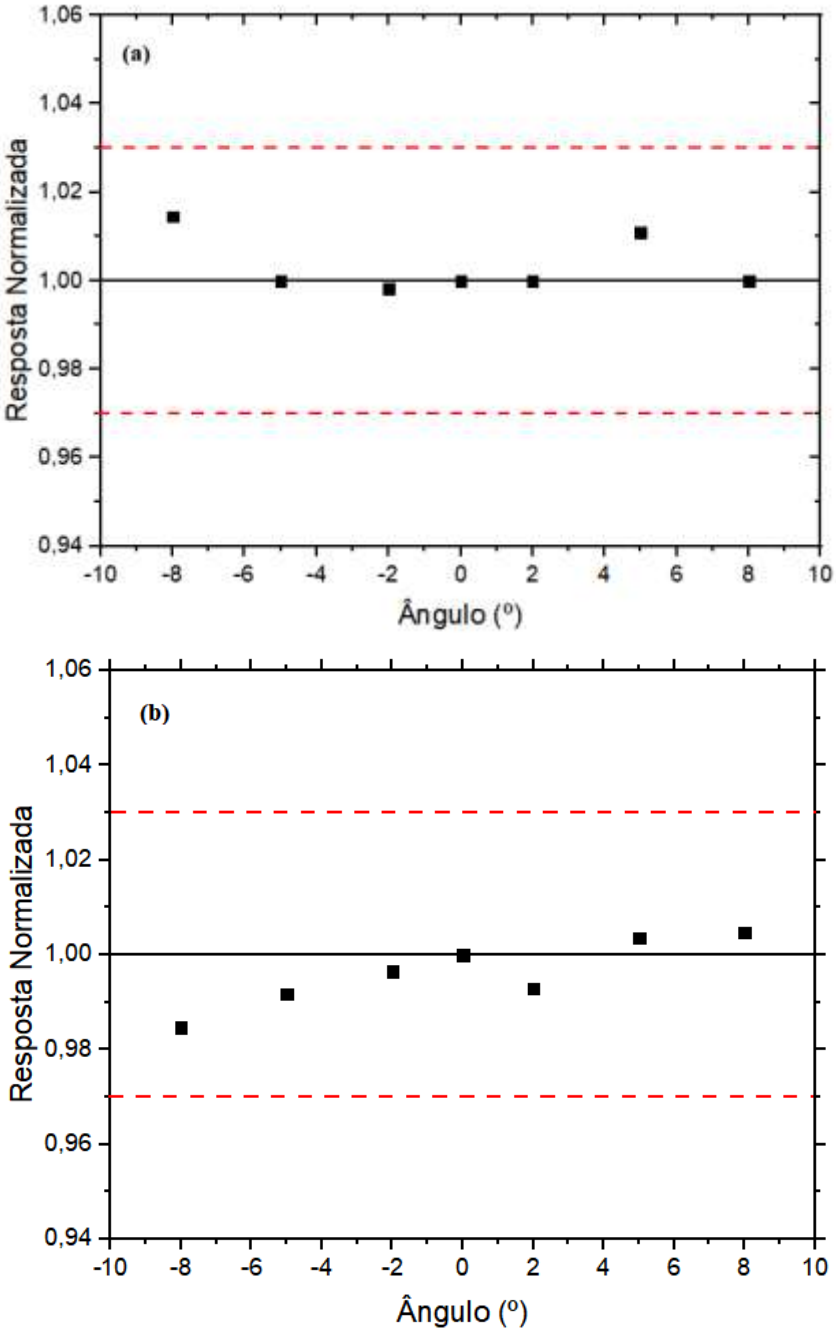

Figura 5.13 Dependência angular da resposta das câmaras de extrapolação para a qualidade de radiação RQT 8 dos feixes padronizados de radiação X para TC no LCI/IPEN, para as câmaras de extrapolação (a) C1 e (b) C2. A incerteza máxima das medições foi de 0,04%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1.

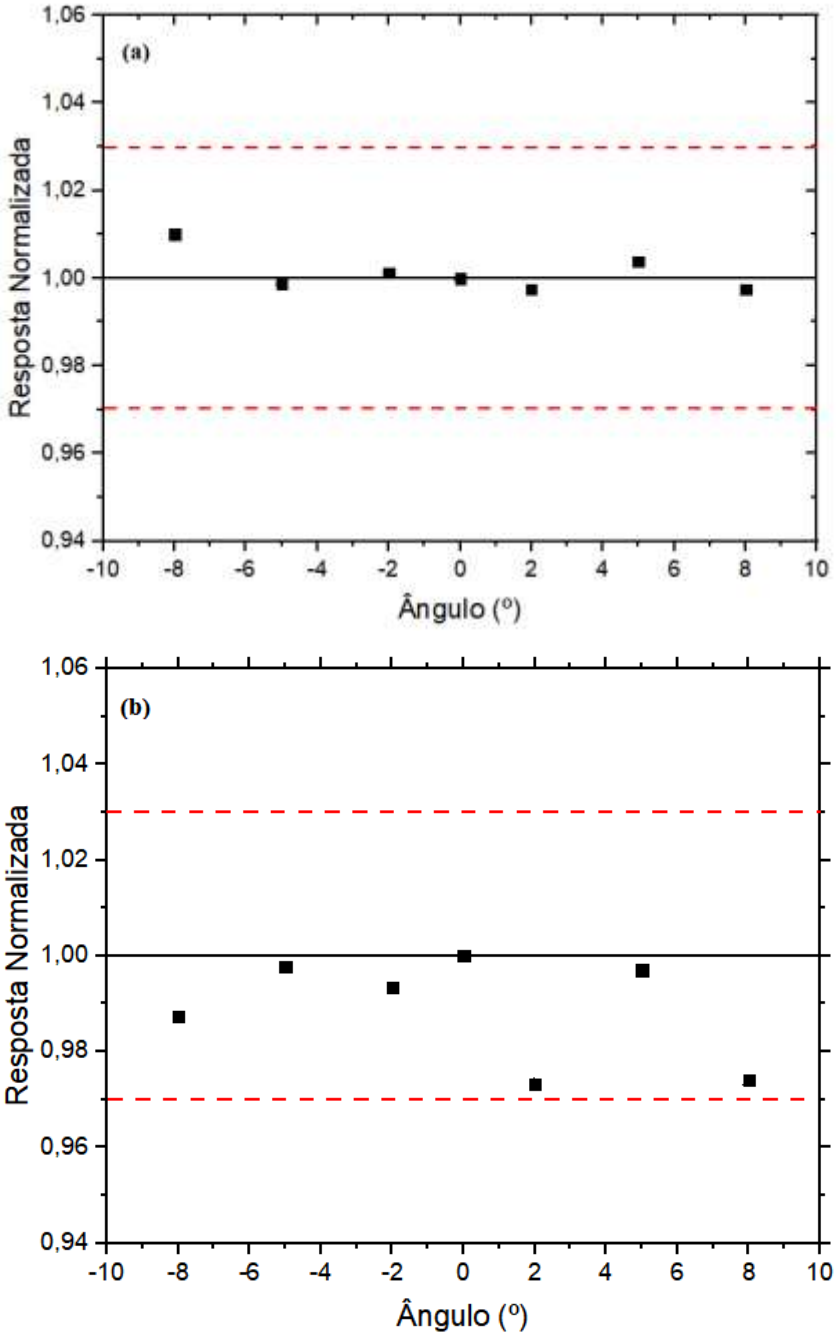

Figura 5.14 Dependência angular da resposta das câmaras de extrapolação para a qualidade de radiação RQT 9 dos feixes padronizados de radiação X para TC no LCI/IPEN, para as câmaras de extrapolação (a) C1 e (b) C2. A incerteza máxima das medições foi de 0,03%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1.

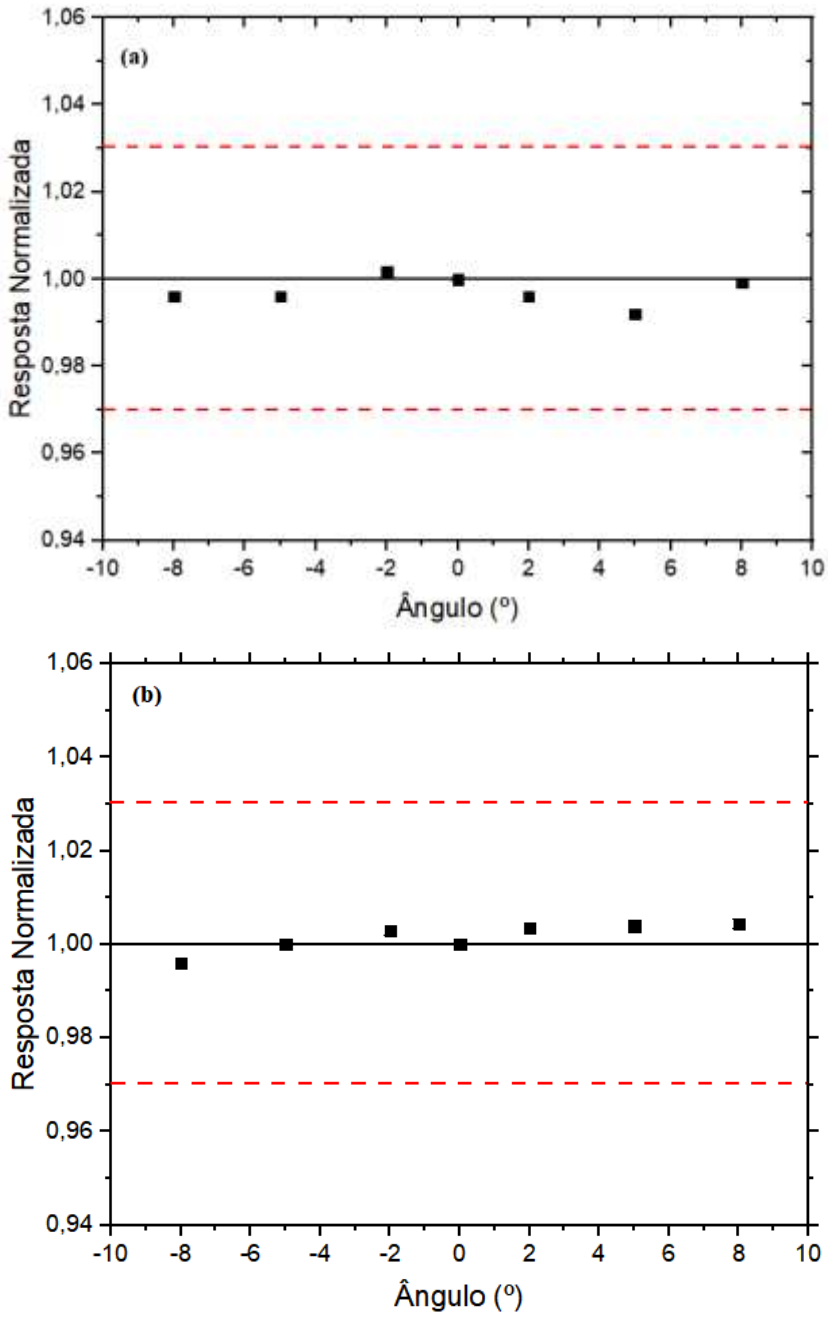

Figura 5.15 Dependência angular da resposta das câmaras de extrapolação para a qualidade de radiação RQT 10 dos feixes padronizados de radiação X para TC no LCI/IPEN, para as câmaras de extrapolação (a) C1 e (b) C2. A incerteza máxima das medições foi de 0,05%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1.

Como é possível observar nos gráficos, os resultados obtidos encontram-se dentro do limite recomendado internacionalmente pela norma IEC 61674 (IEC, 1997). Portanto, como

visto para a qualidade RQT 9, com pequenos ângulos de alteração no posicionamento, o maior desvio foi de 2,6 %.

5.8. Curva de Saturação, Efeito de Polaridade, Eficiência de Coleção de Íons

Os testes de curva de saturação, efeito de polaridade e eficiência de coleção de íons foram realizados para as duas câmaras de extrapolação (C1 e C2) nas três qualidades dos feixes padronizados de radiação X para TC no LCI/IPEN e para a câmara C2 no NPL. Os resultados dos testes de efeito de polaridade e de eficiência de coleção de íons foram obtidos por meio dos dados utilizados para a construção das curvas de saturação.

As curvas de saturação foram obtidas por meio da tomada de dez medições consecutivas a cada 30 s para cada tensão aplicada. Para a câmara C1 a variação da tensão foi de 25 V a 100 V, enquanto que para a câmara C2 o intervalo de variação foi de 50 V a 250 V. As Figuras 5.16 a 5.18 mostram as curvas obtidas para todas as qualidades de radiação X para ambas as câmaras de extrapolação.

O intuito das curvas de saturação é analisar a resposta das câmaras quando o campo elétrico não é mantido constante e determinar a corrente de saturação, ou seja, a uma dada tensão aplicada à câmara, a corrente de ionização obtida será praticamente constante e este comportamento deve ocorrer para ambas as polaridades (positiva e negativa).

A análise da curva de saturação se dá apenas pela observação dos gráficos obtidos; o ideal é que para ambas as polaridades aplicadas (positiva e negativa) as correntes de saturação sejam praticamente iguais. Estes valores serão confirmados com o efeito de polaridade e este deve respeitar o limite de ± 1,00 % (0,99 a 1,01) recomendado pela norma IEC 61674. A eficiência de coleção de íons também deve respeitar o limite recomendado pela mesma norma de ± 95 % (IEC, 1997). Os resultados do efeito de polaridade são apresentados nas Tabelas 5.14 a 5.16.

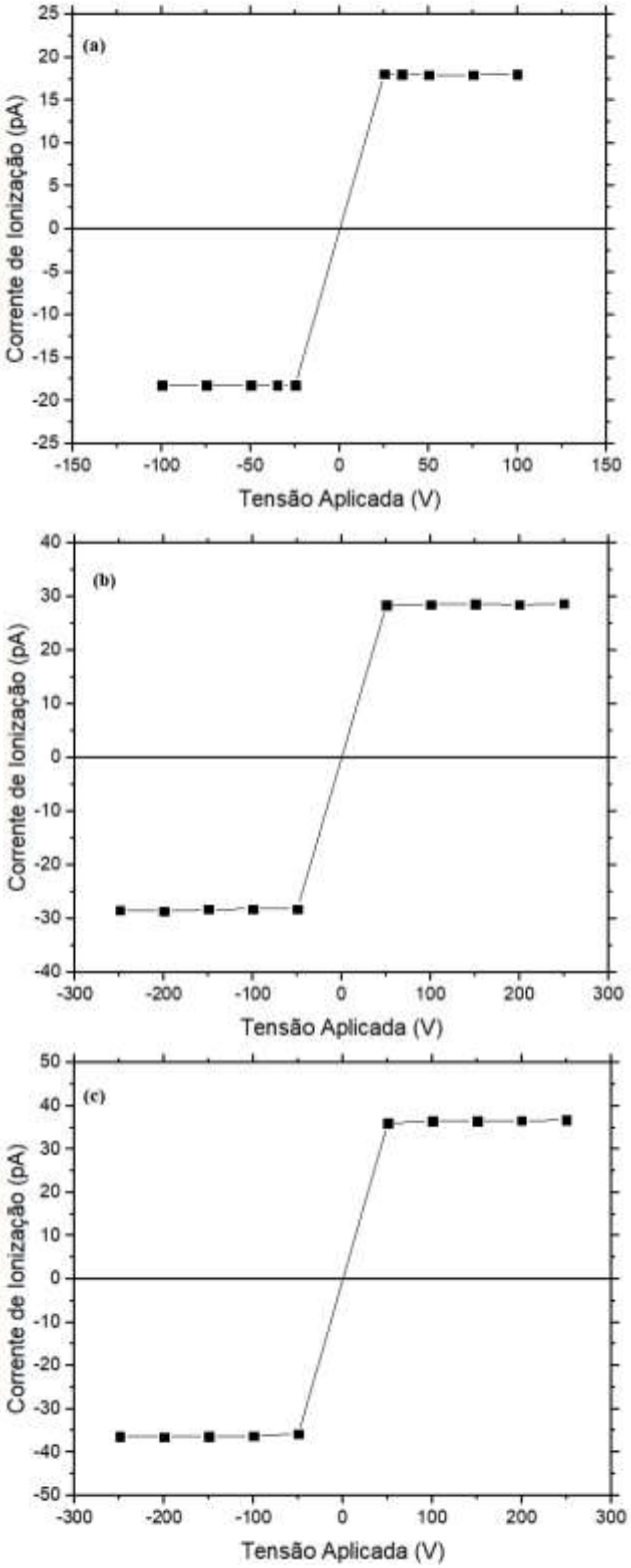

Figura 5.16 Curvas de saturação para a qualidade de radiação RQT 8 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras de extrapolação (a) C1 e (b) C2 no IPEN e (c) C2 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,07%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1.

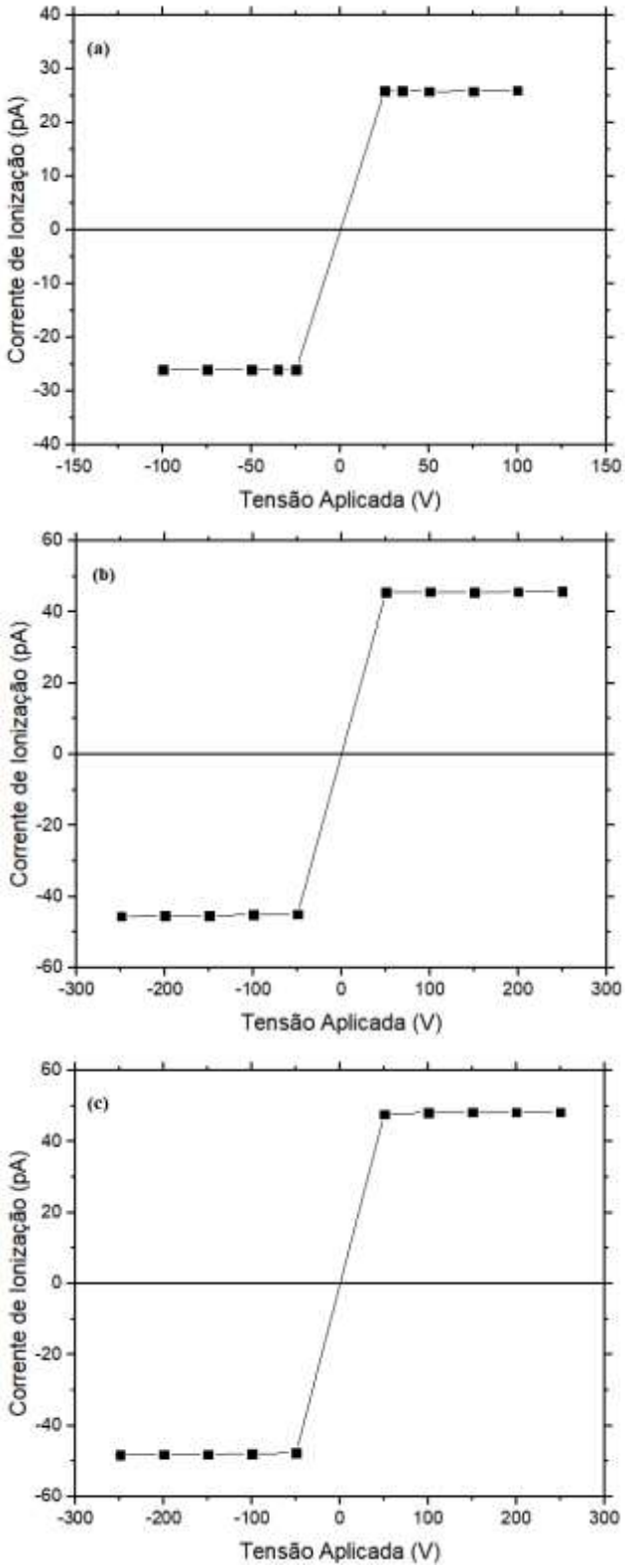

Figura 5.17 Curvas de saturação para a qualidade de radiação RQT 9 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras de extrapolação (a) C1 e (b) C2 no IPEN e (c) C2 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,07%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1.

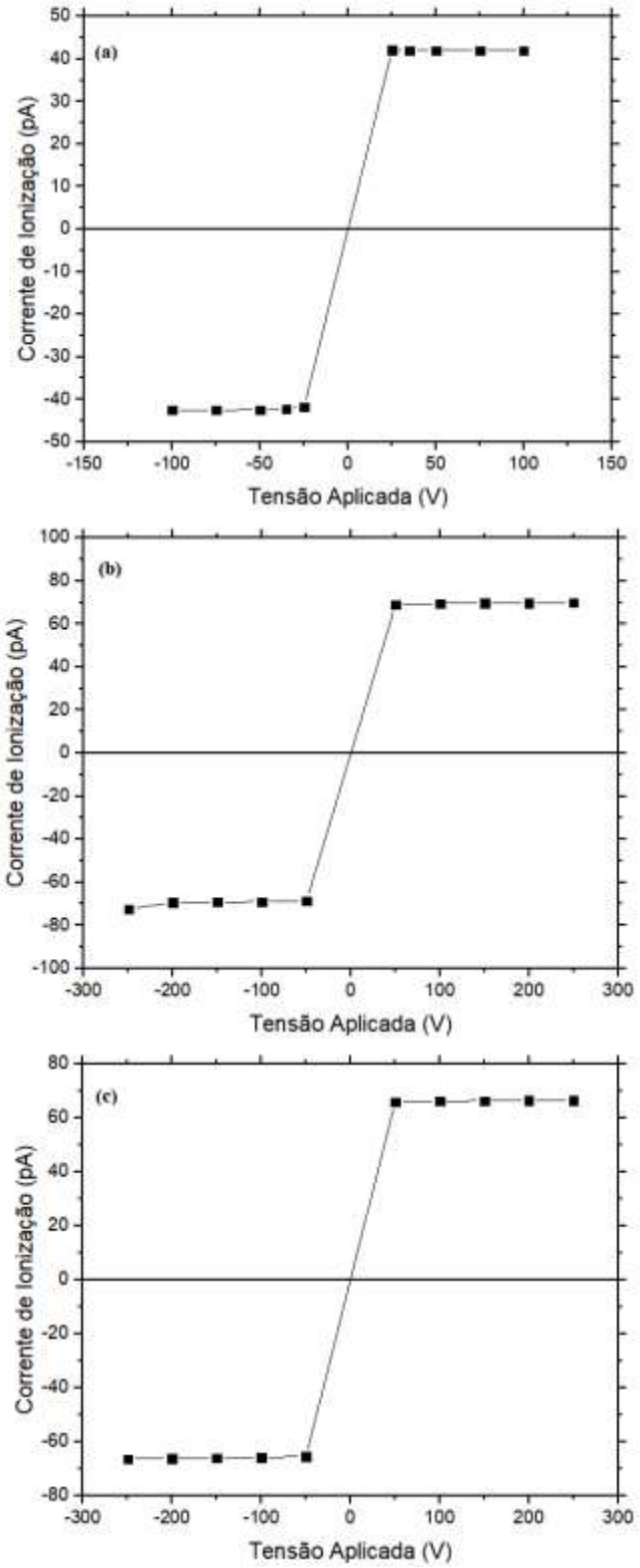

Figura 5.18 Curvas de saturação para a qualidade de radiação RQT 10 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras de extrapolação (a) C1 e (b) C2 no IPEN e (c) C2 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,07%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1.

Como é possível observar nos gráficos, para ambas as polaridades, a corrente de ionização é similar, conforme confirmado nas Tabelas 5.14 a 5.16, onde são apresentados os resultados obtidos para o efeito de polaridade, dado pela razão entre os valores obtidos para ambas as polaridades.

Tabela 5.14 Efeito de polaridade (%) para a câmara de extrapolação C1 em todas as qualidades dos feixes padronizados de radiação X para TC no LCI/IPEN.

Tensão Aplicada (V)	Qualidade de Radiação		
	RQT 8	RQT 9	RQT 10
25	0,996	0,996	1,010
35	0,993	0,997	1,006
50	0,987	0,995	1,006
75	0,989	0,996	1,004
100	0,993	1,000	1,003

Tabela 5.15 Efeito de polaridade (%) para a câmara de extrapolação C2 em todas as qualidades dos feixes padronizados de radiação X para TC no LCI/IPEN.

Tensão Aplicada (V)	Qualidade de Radiação		
	RQT 8	RQT 9	RQT 10
50	1,009	1,013	1,007
100	1,014	1,013	1,009
150	1,014	1,005	1,009
200	0,997	1,010	1,004
250	1,009	1,007	0,999

Tabela 5.16 Efeito de polaridade (%) para a câmara de extrapolação C2 em todas as qualidades dos feixes padronizados de radiação X para TC no NPL.

Tensão Aplicada (V)	Qualidade de Radiação		
	RQT 8	RQT 9	RQT 10
50	1,006	1,003	1,010
100	1,007	1,005	1,006
150	1,004	1,003	1,006
200	1,005	1,005	1,004
250	1,010	1,002	1,003

Os resultados obtidos para o efeito de polaridade das duas câmaras de extrapolação que foram testadas no LCI/IPEN, assim como para a câmara C2 que foi testada no NPL, encontram-se dentro do limite estabelecido pela norma (IEC, 1997). Na Tabela 5.17 tem-se a eficiência de coleção de íons obtida para as duas câmaras de extrapolação testadas em ambos os laboratórios.

Tabela 5.17 Eficiência de coleção de íons para as câmaras de extrapolação (%) nas qualidades dos feixes padronizados de radiação X para TC em ambos os laboratórios.

Qualidade de Radiação	Eficiência de Coleção de Íons (%)
C1 (IPEN)	
RQT 8	99,51
RQT 9	99,31
RQT 10	99,89
C2 (IPEN)	
RQT 8	99,84
RQT 9	99,96
RQT 10	99,80
C2 (NPL)	
RQT 8	99,63
RQT 9	99,45
RQT 10	99,53

Como pode ser visto na Tabela 5.17, os resultados obtidos para o teste de eficiência de coleção de íons encontram-se dentro do limite recomendado pela norma IEC 61674 (IEC, 1997).

5.9. Linearidade da Resposta

O teste de linearidade da resposta foi realizado para as câmaras de extrapolação (C1 e C2) deste trabalho em todas as qualidades TC do LCI/IPEN e para a câmara C2 no NPL também nas três qualidades de radiação (RQT 8, RQT 9 e RQT 10). Foram realizadas dez medições de 30 s de diferentes taxas de kerma no ar quando a corrente do tubo variou de 2 mA a 20 mA no LCI/IPEN e de 1 mA a 15 mA no NPL.

As Figuras 5.19 a 5.21 mostram o comportamento das respostas obtidas; o ajuste linear também foi obtido para cada qualidade de radiação para as duas câmaras de extrapolação em ambos os laboratórios, com o intuito de analisar se as respostas das câmaras são lineares com o aumento da corrente do tubo de raios X.

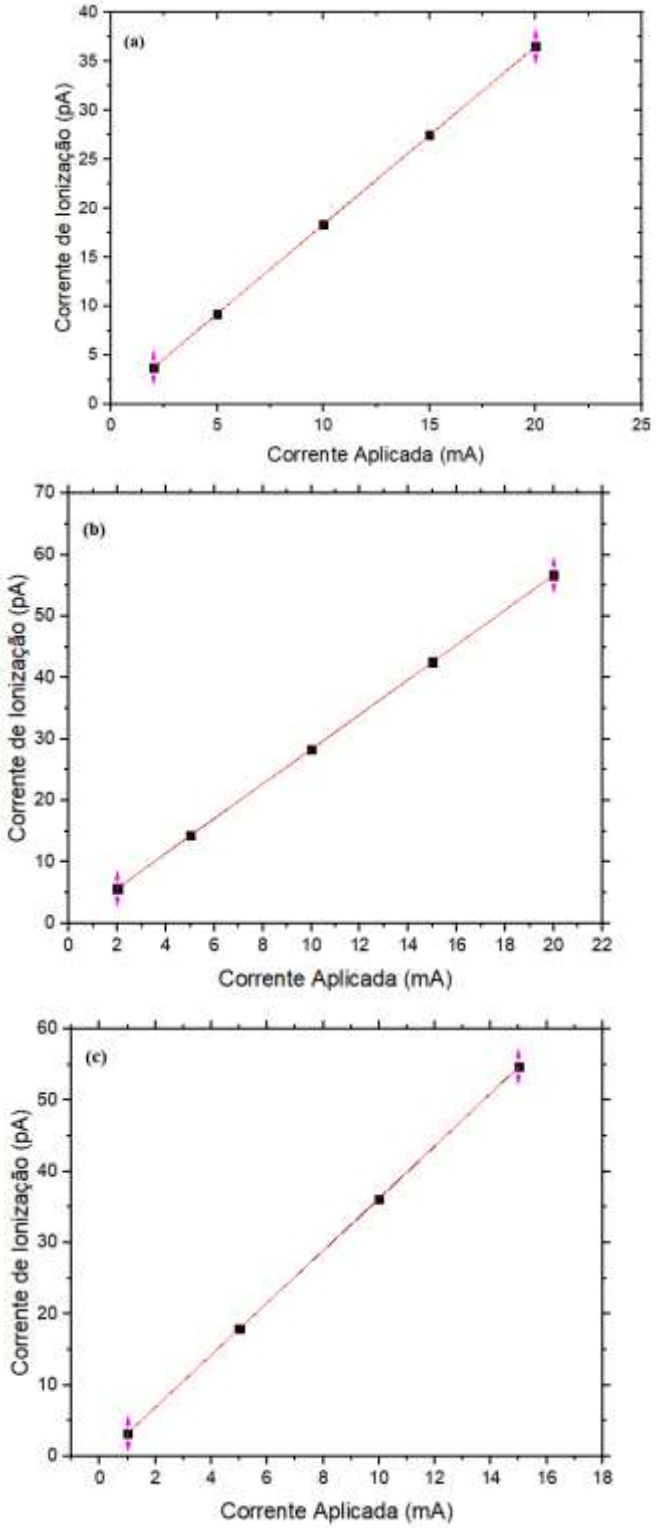

Figura 5.19 Linearidade da resposta para a qualidade de radiação RQT 8 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras de extrapolação (a) C1 e (b) C2 no IPEN e (c) C2 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,06%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear.

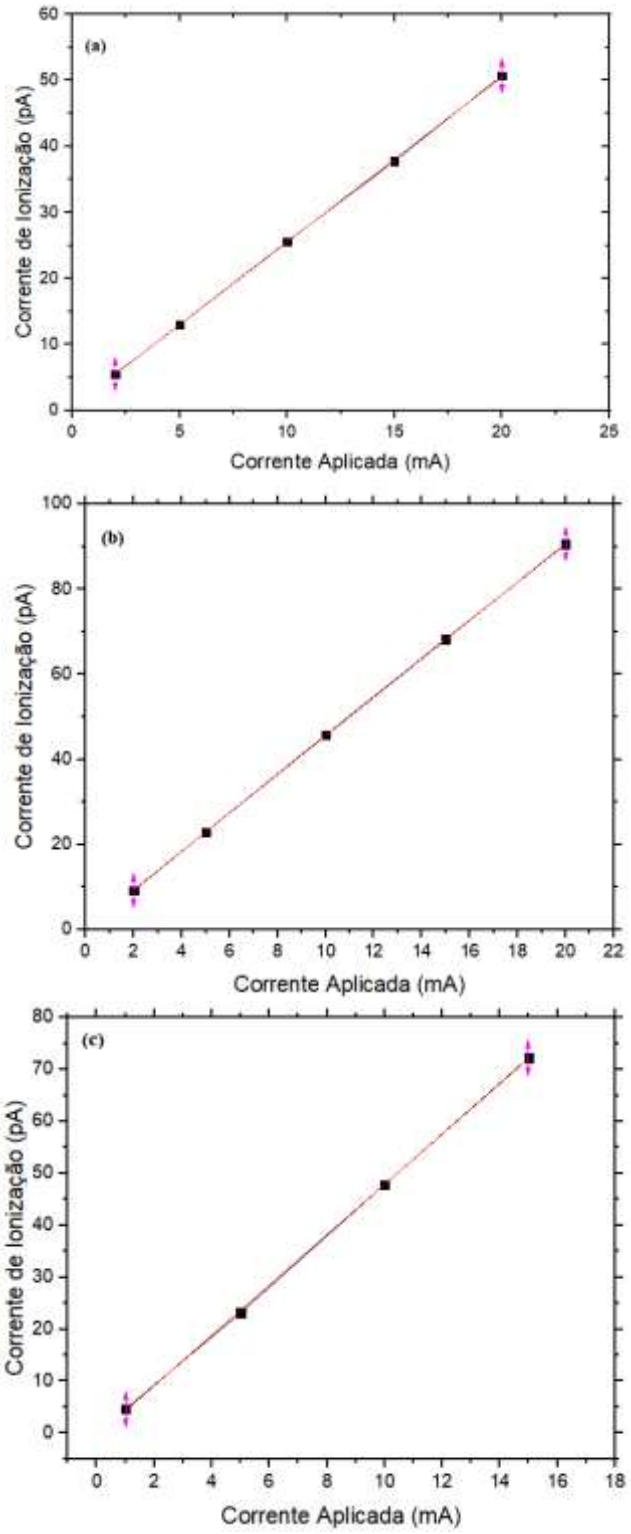

Figura 5.20 Linearidade da resposta para a qualidade de radiação RQT 9 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras de extrapolação (a) C1 e (b) C2 no IPEN e (c) C2 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,06%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear.

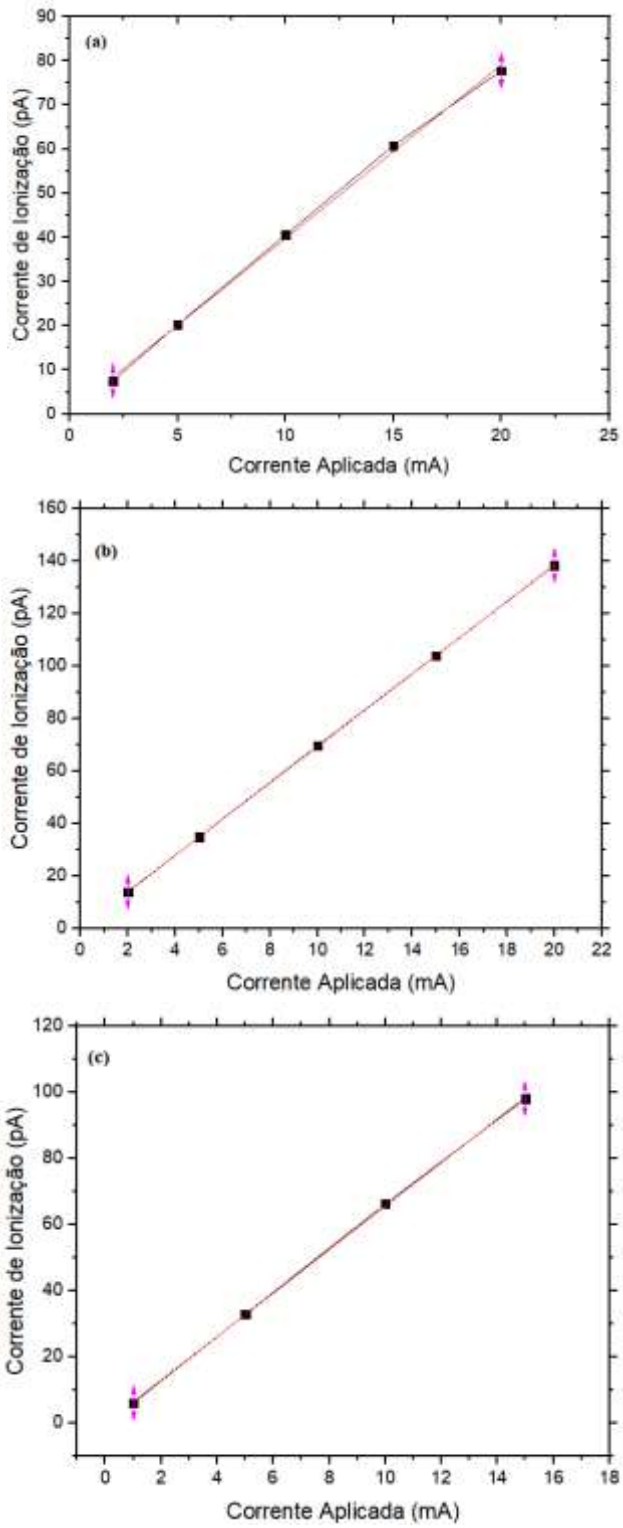

Figura 5.21 Linearidade da resposta para a qualidade de radiação RQT 10 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras de extrapolação (a) C1 e (b) C2 no IPEN e (c) C2 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,06%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C1. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear.

Na Tabela 5.18 são mostrados os coeficientes de correlação (R^2) obtidos para a linearidade da resposta das câmaras de extrapolação (C1 e C2) para as qualidades padronizadas de tomografia computadorizada no IPEN e para a câmara C2 no NPL.

Tabela 5.18 Coeficientes de correlação obtidos para a linearidade da resposta para ambas as câmaras de extrapolação nas três qualidades de radiação de tomografia computadorizada para ambos os laboratórios.

Qualidade de Radiação	R^2
C1 (IPEN)	
RQT 8	0,9999
RQT 9	0,9999
RQT 10	0,9980
C2 (IPEN)	
RQT 8	0,9999
RQT 9	0,9999
RQT 10	0,9999
C2 (NPL)	
RQT 8	0,9999
RQT 9	0,9998
RQT 10	0,9998

Pode-se observar que a resposta das duas câmaras de extrapolação para a linearidade da resposta está excelente, uma vez que os coeficientes de correlação obtidos são bem próximos de 1,000, como se espera.

5.10. Calibração e Dependência Energética da Câmara de Extrapolação C2

A câmara de extrapolação C2 foi calibrada nos feixes de radiação de tomografia computadorizada em ambos os laboratórios LCI/IPEN e NPL. A metodologia utilizada neste procedimento foi a técnica de substituição. Portanto, no LCI/IPEN fez-se uso da câmara de ionização tipo lápis P_{IPEN} (Radcal, RC3CT), padrão secundário, para as qualidades de radiação de tomografia computadorizada, enquanto que no NPL foi utilizada uma câmara de ar livre P_{NPL}, padrão primário, no intervalo de energia dos feixes de radiação do laboratório de 40 kV a 300 kV.

Durante a calibração da câmara C2 foi possível obter-se os fatores de calibração para as qualidades de radiação (RQT 8, RQT 9 e RQT 10) e, ao se normalizar estes fatores de calibração em relação à qualidade de referência (RQT 9), foram obtidos os fatores de correção.

Por meio dos fatores de correção obtidos nos dois laboratórios foi possível obter-se a dependência energética da resposta da câmara de extrapolação nos feixes padronizados de TC. A dependência energética não deve exceder o limite estabelecido de ± 5 % em relação à qualidade de referência (IEC, 1997).

A Tabela 5.19 apresenta os fatores de correção para as qualidades de radiação presentes no certificado de calibração da câmara P_{IPEN}; o fator de calibração desta câmara é 9,157 x 10^7 Gy cm/C para a qualidade de radiação RQT 9.

Tabela 5.19 Fatores de correção para as qualidades de radiação de tomografia computadorizada da câmara padrão secundário (P_{IPEN}) do LCI/IPEN.

Qualidade de Radiação	Fator de Correção
RQT 8	0,997
RQT 9	1,000
RQT 10	1,005

Os dados apresentados no certificado de calibração permitiu a calibração da câmara de extrapolação C2; a Tabela 5.20 mostra os fatores de calibração, os fatores de correção e a dependência energética para as qualidades de radiação de TC para a câmara C2 no LCI/IPEN.

Tabela 5.20 Fatores de calibração, fatores de correção e a dependência energética para as qualidades de radiação de TC da câmara de extrapolação C2 no LCI/IPEN.

Qualidade de Radiação	Fator de Calibração (10^7Gy/C)	Fator de Correção	Dependência Energética (%)
RQT 8	1,32 ± 0,06	1,038	3,8
RQT 9	1,27 ± 0,06	1,000	--
RQT 10	1,39 ± 0,06	1,093	9,3

Como é possível observar pela Tabela 5.20, o resultado obtido para a dependência energética na qualidade de radiação RQT 10 encontra-se fora do limite recomendado pela norma IEC 61674 (IEC, 1997).

Na calibração da câmara de extrapolação C2 no NPL, fez-se uso da câmara de ar livre, padrão primário. Esta calibração deu-se pelo método da substituição assim como no LCI/IPEN, a diferença é que no NPL foi utilizado um *software* para a obtenção dos fatores de calibração e correção, sendo necessária a realização dos cálculos somente para a determinação da dependência energética. A Tabela 5.21 apresenta os fatores de calibração, os fatores de correção e a dependência energética obtida para as qualidades de TC no NPL.

Tabela 5.21 Fatores de correção para as qualidades de radiação de TC da câmara de extrapolação C2 no NPL.

Qualidade de Radiação	Fator de Calibração (10^7Gy/C)	Fator de Correção	Dependência Energética (%)
RQT 8	1,17 ± 0,01	0,973	2,7
RQT 9	1,21 ± 0,01	1,000	--
RQT 10	1,34 ± 0,01	1,113	11,3

Na Tabela 5.21, o resultado obtido para a dependência energética na qualidade de radiação RQT 10 não se encontra dentro do limite recomendado pela norma IEC 61674 (IEC, 1997) assim como no LCI/IPEN. Portanto, pode-se concluir a necessidade de ampliar o estudo para a determinação da taxa de kerma no ar e consequentemente a determinação de fatores de correção por meio de simulação de Monte Carlo.

A seguir, na Tabela 5.22 são apresentadas as incertezas que contribuíram para a determinação da incerteza expandida final para os fatores de calibração da câmara de extrapolação C2 no LCI/IPEN e no NPL. A incerteza combinada é a contribuição da incerteza das medições com as incertezas da escala dos equipamentos utilizados durante a medição e a incerteza do fator de calibração do sistema padrão; a incerteza expandida foi determinada para o fator k = 2.

Tabela 5.22 Incertezas associadas aos fatores de calibração para a câmara C2 nas qualidades de radiação de TC no LCI/IPEN e no NPL.

Incertezas Contribuintes dos Fatores de Calibração	IPEN (Gy/C)	NPL (Gy/C)
Incerteza da Medição	RQT 8: 0,005 RQT 9: 0,001 RQT 10: 0,007	RQT 8: 0,002 RQT 9: 0,002 RQT 10: 0,001
Incerteza dos Equipamentos de Medição	0,006	0,001
Incerteza do Fator de Calibração do Sistema Padrão	0,030	0,006
Incerteza Combinada	0,031	0,006
Incerteza Expandida (k =2)	0,062 (6,2 %)	0,012 (1,2 %)

No Capítulo 8 “Resultados: Determinação da Taxa de Kerma no Ar” são apresentadas a taxa de kerma no ar obtida utilizando os fatores de correção obtidos no Capítulo 7 “Resultados: Simulação de Monte Carlo e Determinação dos Fatores de Correção” para a câmara de extrapolação C2 no LCI/IPEN.

6. Resultados: Caracterização das Câmaras Tipo Lápis

Para a caracterização das câmaras de ionização do tipo lápis C3 e C4 foram realizados alguns testes, sendo eles: tempo de estabilização, curva de saturação, efeito de polaridade, eficiência de coleção de íons, linearidade da resposta e dependência energética. Todos estes testes foram realizados nos feixes de raios X, nos quais a câmara de ionização foi posicionada a 1 m de distância do foco do feixe de raios X. Entre a câmara e o equipamento de raios X encontra-se um colimador, com uma abertura de 5 cm x 2 cm; como recomendado na norma TRS 457 (IAEA, 2007) a uma distância de 95 cm do foco do feixe de raios X. O arranjo para a realização destes testes no LCI/IPEN pode ser visto na Figura 6.1 e na Figura 6.2 para o arranjo experimental montado no NPL.

Figura 6.1 Arranjo experimental completo e evidenciando a posição da câmara de ionização do tipo lápis, no LCI/IPEN.

Figura 6.2 Arranjo experimental utilizado para as câmaras do tipo lápis em dois ângulos de visualização diferentes (anterior e posterior) no NPL.

6.1. Tempo de Estabilização

O teste do tempo de estabilização foi realizado de forma que as câmaras de ionização do tipo lápis foram polarizadas durante o período de 1 h no arranjo montado. Então, foram realizadas cinco medições consecutivas de carga (pC), cada uma em 30 s para cada intervalo de tempo, sendo eles:15 min, 30 min, 45 min e 60 min. Para as câmaras do tipo lápis, neste trabalho optou-se por realizar este teste nos feixes de raios X nas três qualidades de radiação de tomografia computadorizadas estabelecidas no LCI/IPEN e no NPL.

A análise deste teste se dá pela comparação entre as correntes de ionização obtidas em 15 min e 60 min; e a diferenças entre os valores de corrente obtidas foram determinadas em porcentagem, e devem obedecer ao limite recomendado de ± 2 % (IEC, 1997). A Tabela 6.1 mostra os valores obtidos para as duas câmaras de ionização nas três qualidades de radiação nos dois laboratórios.

Tabela 6.1 Teste do tempo de estabilização para as câmaras de ionização do tipo lápis (C3 e C4) nas qualidades de radiação de TC nos dois laboratórios (LCI/IPEN e NPL).

Qualidade de Radiação	**IPEN Δ (%)**	**NPL Δ (%)**
C3		
RQT 8	0,02	0,11
RQT 9	0,09	0,23
RQT 10	0,29	0,16
C4		
RQT 8	0,01	0,10
RQT 9	0,18	0,78
RQT 10	0,02	0,21

Δ: Diferença entre os valores de corrente de ionização medidos em 15 min e 60 min.

Como pode ser visto na Tabela 6.1, os resultados obtidos para as duas câmaras de ionização do tipo lápis encontram-se dentro dos limites recomendados pela norma IEC 61674 (IEC, 1997) tanto no LCI/IPEN como no NPL.

6.2. Curva de Saturação, Efeito de Polaridade, Eficiência de Coleção de Íons

Os testes de curva de saturação, efeito de polaridade e eficiência de coleção de íons foram realizados para as duas câmaras de ionização do tipo lápis (C3 e C4) nas três qualidades de radiação X para TC estabelecidas no LCI/IPEN e no NPL. A determinação do

efeito de polaridade e da eficiência de coleção de íons dá-se por meio dos dados obtidos para a construção das curvas de saturação em cada qualidade de radiação.

Cada curva de saturação foi obtida por meio da tomada de cinco medições consecutivas a cada 30 s para cada tensão aplicada, variando de -400 V a +400 V. As curvas de saturação das câmaras de ionização para cada qualidade de radiação são mostradas nas Figuras 6.3 a 6.5. A forma de análise para a curva de saturação dá-se apenas pela observação dos gráficos obtidos; o ideal é que para ambas as polaridades aplicadas (positiva e negativa) as correntes de saturação sejam praticamente iguais.

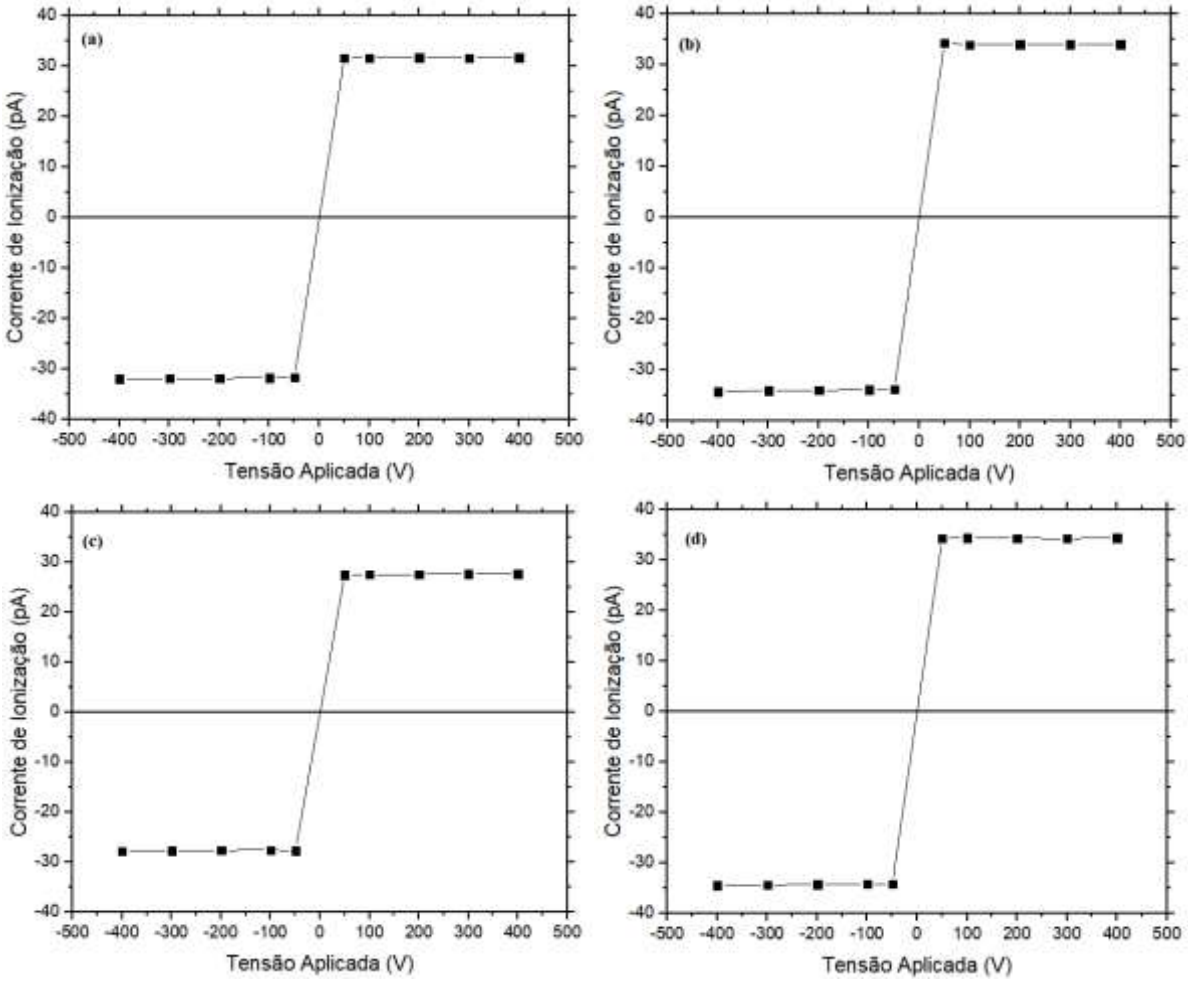

Figura 6.3 Curvas de saturação das câmaras tipo lápis para a qualidade de radiação RQT 8, para as câmaras: (a) C3 e (b) C4 no LCI/IPEN, e (c) C3 e (d) C4 no NPL. A incerteza máxima das medições das figuras foi de 0,02 % (C3) no LCI/IPEN, não visível nos gráficos.

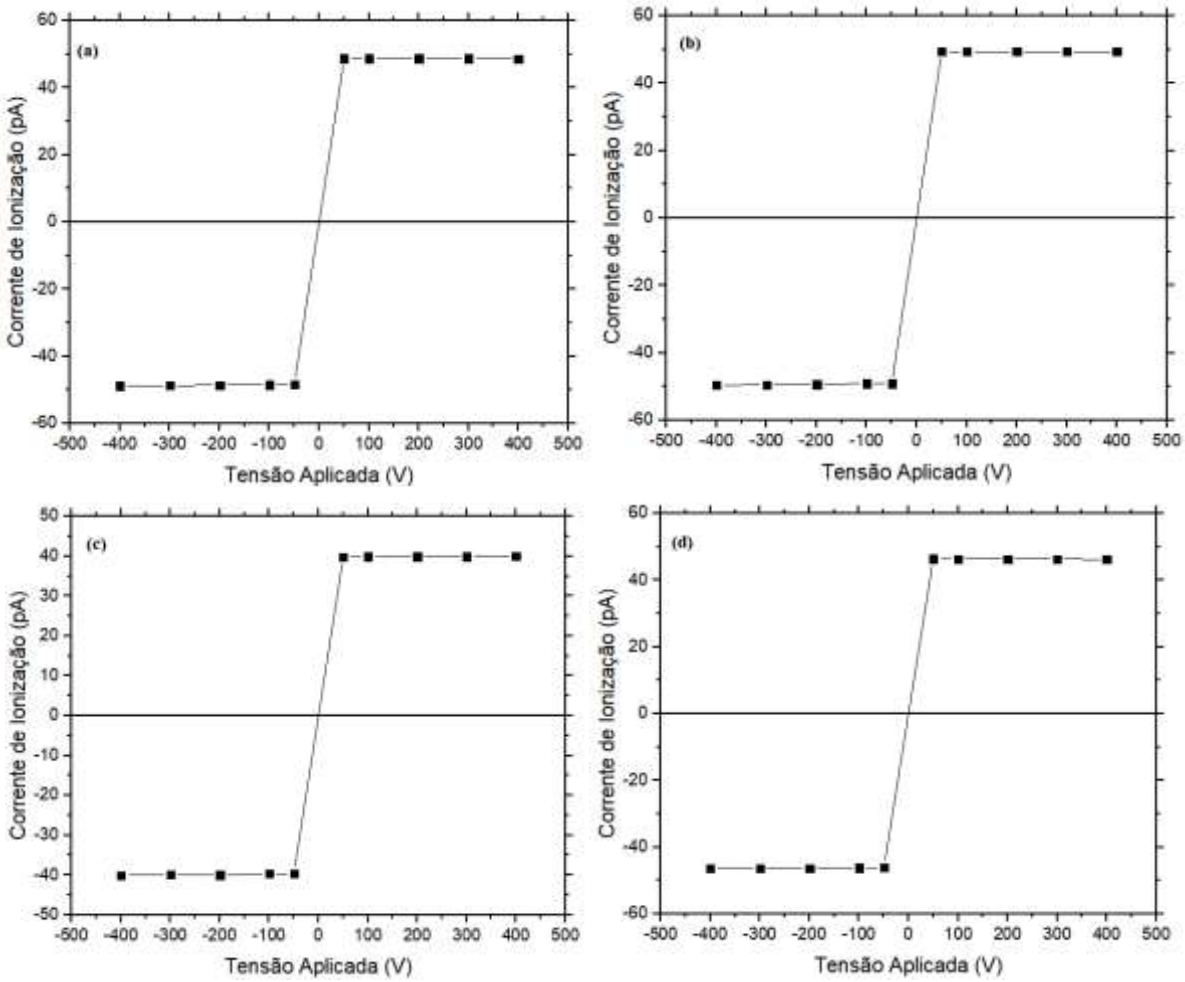

Figura 6.4 Curvas de saturação das câmaras tipo lápis para a qualidade de radiação RQT 9, para as câmaras: (a) C3 e (b) C4 no LCI/IPEN, e (c) C3 e (d) C4 no NPL. A incerteza máxima das medições das figuras foi de 0,03 % (C3) no LCI/IPEN, não visível nos gráficos.

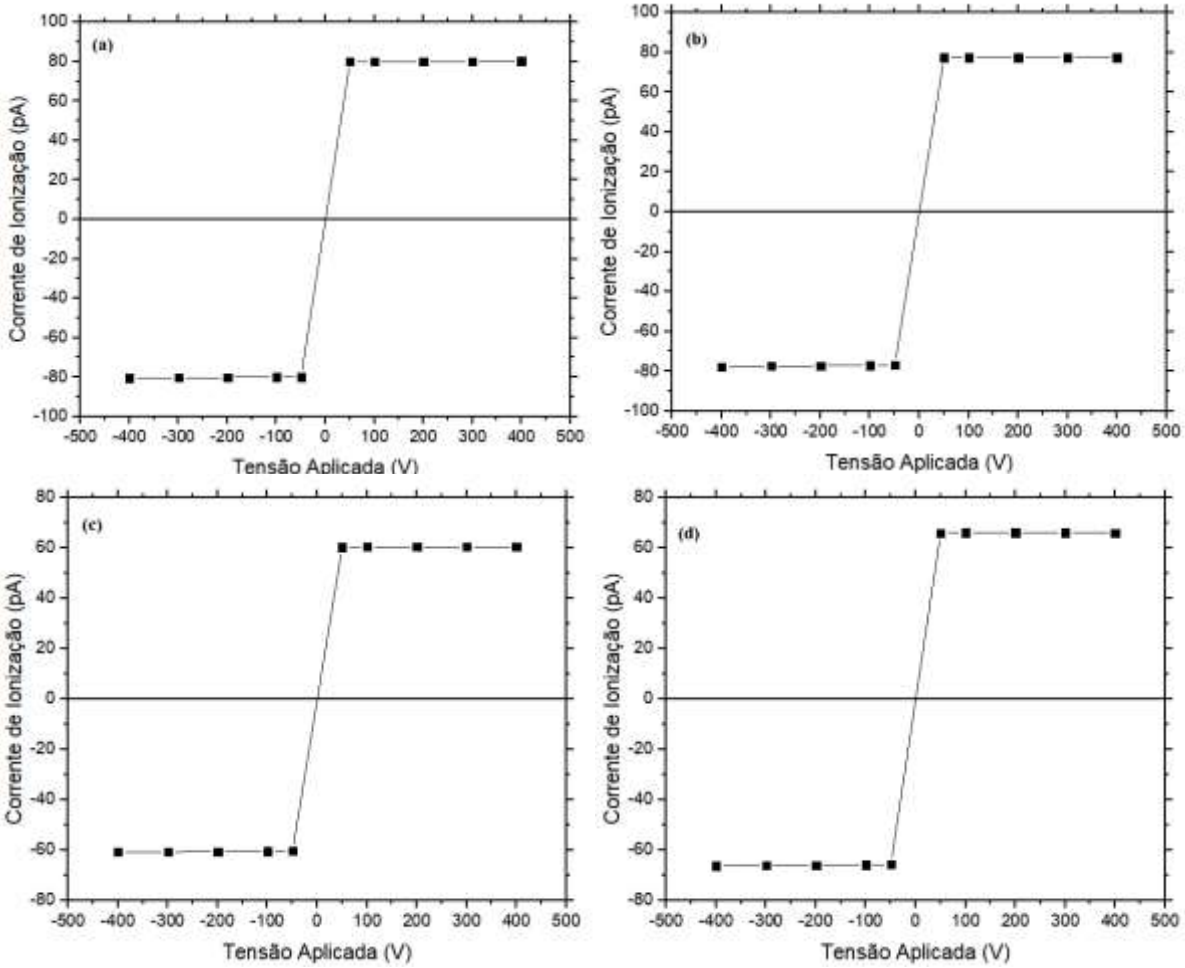

Figura 6.5 Curvas de saturação das câmaras tipo lápis para a qualidade de radiação RQT 10, para as câmaras: (a) C3 e (b) C4 no LCI/IPEN, e (c) C3 e (d) C4 no NPL. A incerteza máxima das medições das figuras foi de 0,05 % (C3) no LCI/IPEN, não visível nos gráficos.

Como se pode observar nas Figuras 6.3 a 6.5, ambas as câmaras (C3 e C4) se comportaram de maneira similar, ou seja, as correntes de ionização obtidas em ambas as polaridades nas três qualidades de radiação apresentaram valores bem próximos. Esta informação é confirmada pelo resultado obtido para o efeito de polaridade.

O efeito de polaridade é dado pela razão entre as correntes de ionização obtidas para as polaridades positiva e negativa, para cada tensão utilizada; os resultados devem ser inferiores ao limite recomendado internacionalmente (± 1,00 %), ou seja, os valores devem estar no intervalo de 0,99 a 1,01 (IEC, 1997). A Tabela 6.2 apresenta os resultados obtidos nos dois laboratórios.

Tabela 6.2 Efeito de polaridade (%) para as câmaras tipo lápis C3 e C4 nas qualidades dos feixes padronizados de radiação X para TC no LCI/IPEN e no NPL.

Tensão Aplicada (V)	IPEN					
	C3			C4		
	Qualidade de Radiação					
	RQT 8	RQT 9	RQT 10	RQT 8	RQT 9	RQT 10
50	0,999	1,007	1,000	1,005	1,007	1,006
100	0,997	1,005	1,000	1,003	1,005	1,004
200	0,996	1,003	1,000	1,000	1,002	1,003
300	0,994	1,000	0,998	1,000	1,000	1,000
400	0,994	0,997	0,999	0,993	0,997	0,996
Tensão Aplicada (V)	NPL					
	C3			C4		
	Qualidade de Radiação					
	RQT 8	RQT 9	RQT 10	RQT 8	RQT 9	RQT 10
50	0,993	1,007	0,999	1,004	1,008	1,005
100	1,000	1,006	1,002	1,006	1,005	1,004
200	0,999	1,000	1,000	1,002	1,001	1,002
300	0,998	1,001	0,998	0,998	1,000	0,999
400	0,996	0,999	0,998	0,998	0,996	0,997

Os resultados do teste de efeito de polaridade encontram-se dentro do limite recomendado internacionalmente; porém, independente destes resultados obtidos, o efeito de polaridade não gera interferência no funcionamento das câmaras para os demais testes, uma vez que elas são utilizadas sempre na mesma polaridade e com a mesma tensão aplicada.

A eficiência de coleção de íons foi obtida para as tensões V_1= + 200 e V_2= + 100 V para todas as qualidades de radiação. Os resultados máximos obtidos podem ser visualizados na Tabela 6.3 para as qualidades de radiação X padronizadas para tomografia computadorizada no LCI/IPEN, e a Tabela 6.4 para as qualidades de TC no NPL; e estes devem apresentar-se dentro do limite recomendado de ± 95 % (IEC, 1997).

Tabela 6.3 Eficiência de coleção de íons para as câmaras tipo lápis (%) nas qualidades dos feixes padronizados de radiação X para TC no LCI/IPEN.

Câmara de Ionização	Qualidade de Radiação		
	RQT 8	RQT 9	RQT 10
C3	98,99	99,00	98,99
C4	98,99	98,99	98,99

Tabela 6.4 Eficiência de coleção de íons para as câmaras do tipo lápis (%) em todas as qualidades dos feixes padronizados de radiação X para TC no NPL.

Câmara de Ionização	Qualidade de Radiação		
	RQT 8	**RQT 9**	**RQT 10**
C3	98,99	98,99	98,99
C4	99,00	99,90	99,99

Como pode ser visto nas Tabelas 6.3 e 6.4, os resultados que foram obtidos para o teste de eficiência de coleção de íons para as três qualidades de radiação X estabelecidas para cada laboratório encontram-se dentro dos limites recomendados pela norma IEC 61674 (IEC, 1997).

6.3. Linearidade da Resposta

O teste de linearidade da resposta foi realizado para as câmaras do tipo lápis nas qualidades para TC em ambos os laboratórios. Foram realizadas cinco medições de diferentes taxas de kerma no ar quando a corrente do tubo variou de 2 mA a 20 mA no LCI/IPEN e de 1 mA a 15 mA no NPL .

As Figuras 6.6 a 6.8 mostram o comportamento das respostas obtidas para ambas as câmaras de ionização; os ajustes lineares também foram obtidos para cada câmara e são apresentados na Tabela 6.5.

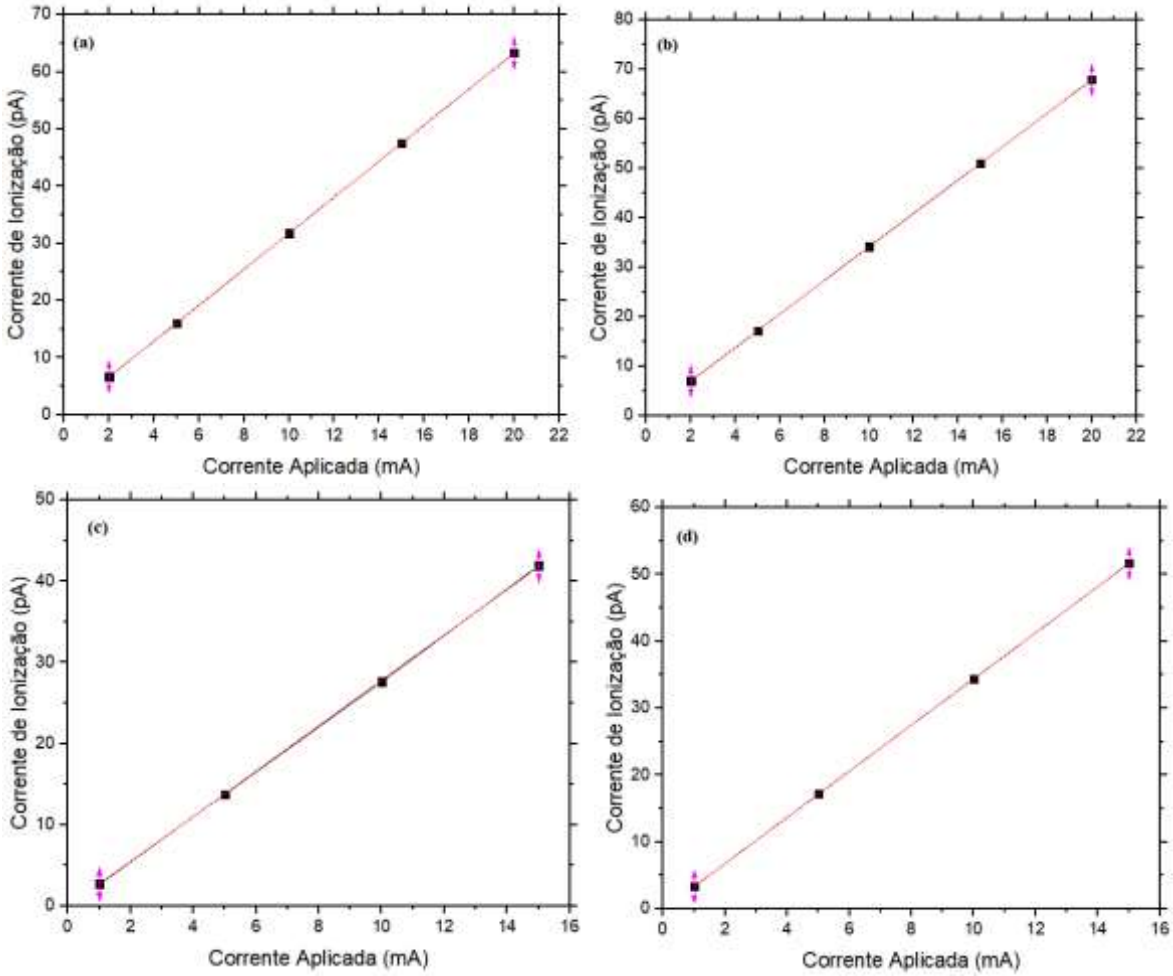

Figura 6.6 Linearidade da resposta para a qualidade de radiação RQT 8 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras tipo lápis (a) C3 e (b) C4 no LCI/IPEN e (c) C3 e (d) C4 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,05%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C3 no LCI/IPEN. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear.

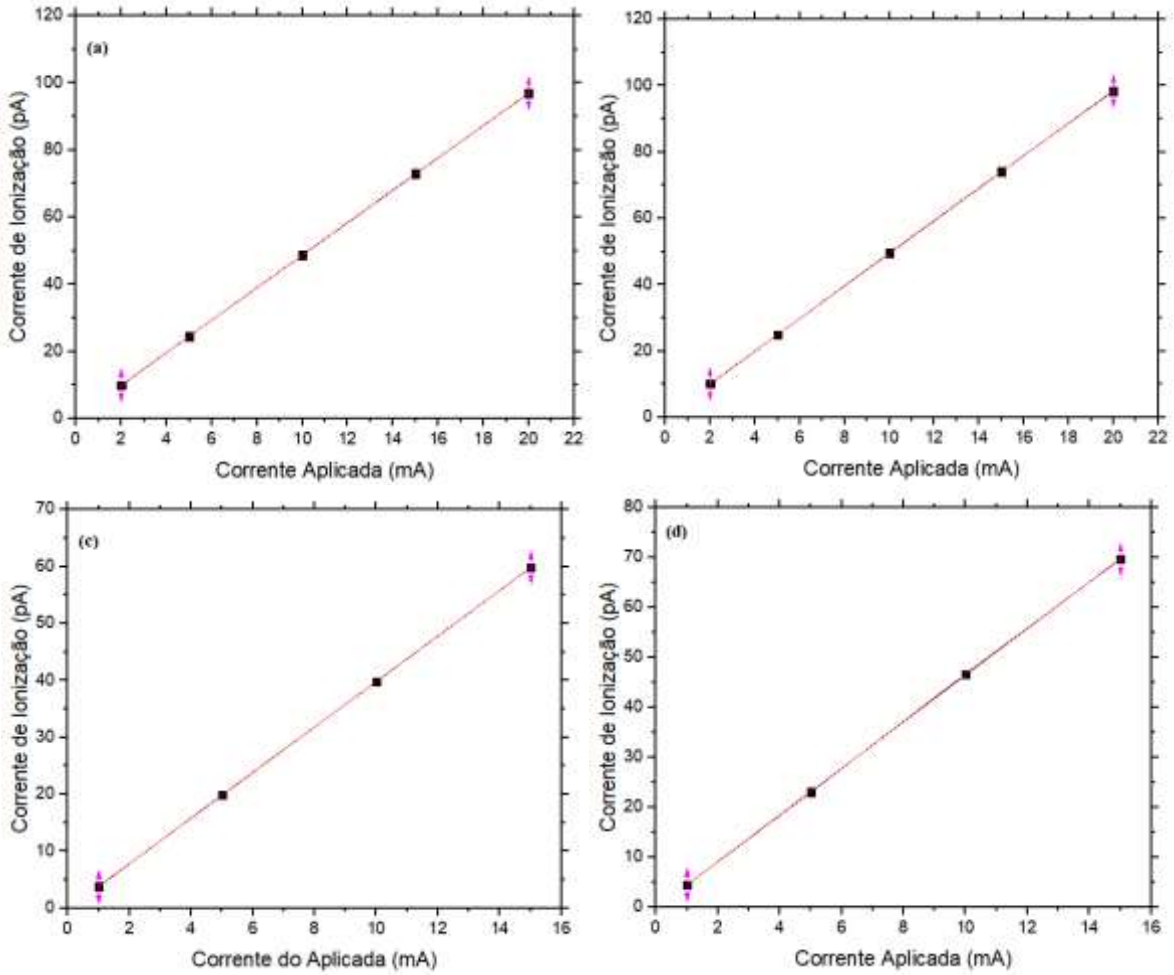

Figura 6.7 Linearidade da resposta para a qualidade de radiação RQT 9 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras tipo lápis (a) C3 e (b) C4 no LCI/IPEN e (c) C3 e (d) C4 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,06%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C3 no LCI/IPEN. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear.

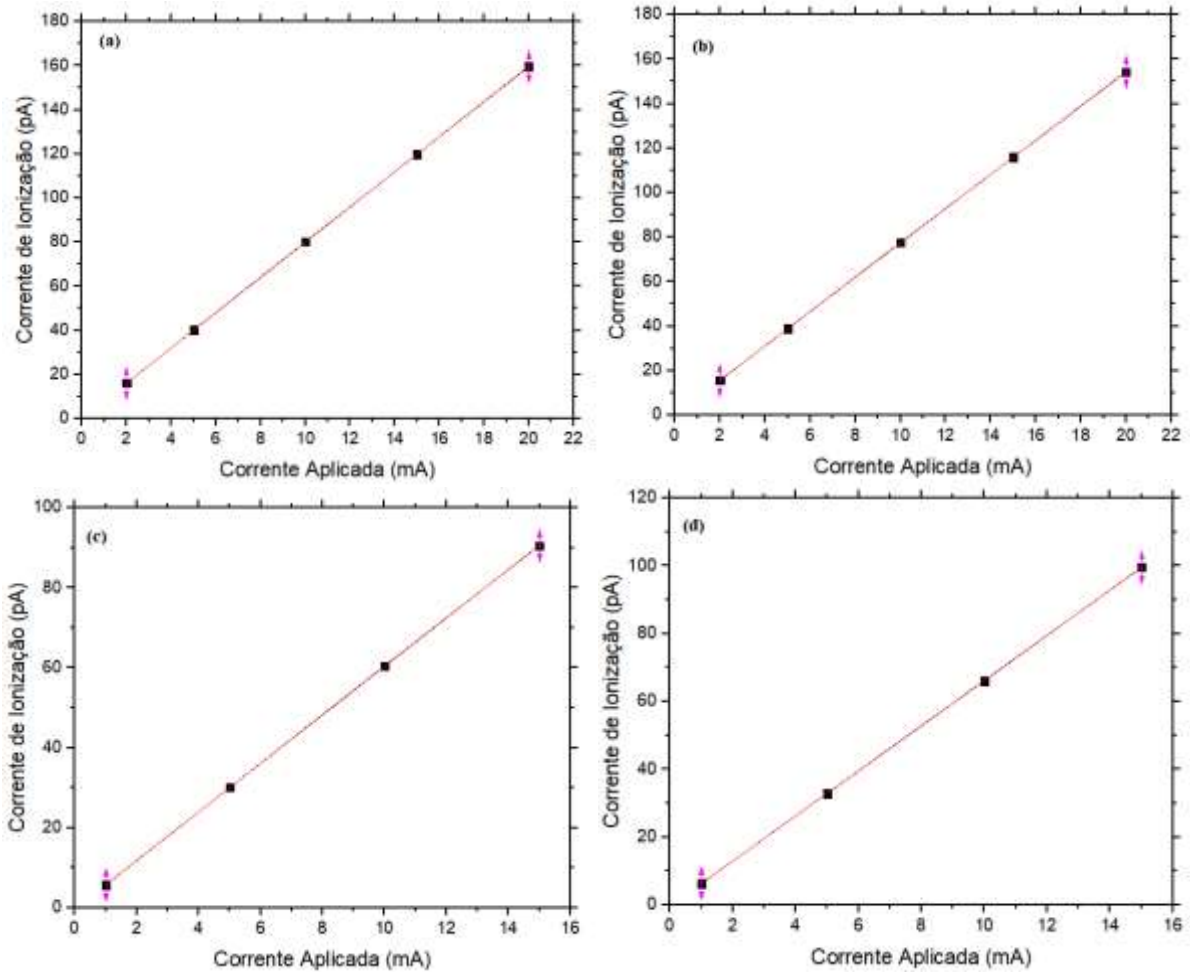

Figura 6.8 Linearidade da resposta para a qualidade de radiação RQT 10 dos feixes padronizados de radiação X para TC, para as câmaras tipo lápis (a) C3 e (b) C4 no LCI/IPEN e (c) C3 e (d) C4 no NPL. A incerteza máxima das medições foi de 0,04%, não visível no gráfico para a câmara de extrapolação C3 no LCI/IPEN. As setas no gráfico demarcam os pontos que o *software* O*rigin* utiliza para a realização do ajuste linear.

Pode-se observar pelas figuras que o coeficiente de correlação (R^2) está bem próximo das curvas obtidas para a linearidade da resposta; isto se confirma na Tabela 6.5.

Tabela 6.5 Coeficiente de correlação obtidos para a linearidade da resposta para ambas às câmaras tipo lápis (C3 e C4) nas três qualidades de radiação para TC no LCI/IPEN e no NPL.

Qualidade de Radiação	**R^2**			
	IPEN		**NPL**	
	C3	**C4**	**C3**	**C4**
RQT 8	1,0000	0,9999	0,9998	1,0000
RQT 9	0,9999	0,9999	0,9999	0,9999
RQT 10	0,9999	0,9999	0,9999	0,9999

Como visto na Tabela 6.5 a resposta das duas câmaras para a linearidade da resposta está excelente, a maior diferença percentual entre os valores obtidos foi de 0,01 %, como se esperava, em ambos os laboratórios em que elas foram testadas.

6.4. Calibração e Dependência Energética das Câmaras de Ionização do Tipo Lápis

As câmaras de ionização do tipo lápis C3 e C4 foram calibradas nos dois laboratórios pelo método da substituição, fazendo-se uso das câmaras padrão de cada instituição. No LCI/IPEN foi utilizada uma câmara do tipo lápis, padrão secundário, da marca Radcal, modelo RC3CT (P_{IPEN}), enquanto que no NPL foi utilizada uma câmara de ar livre, padrão primário (P_{NPL}). Como mostrado no Cápitulo 5 no item 5.10, "Calibração e Dependência Energética da Câmara de Extrapolação", foram utilizados o mesmo fator de calibração e fatores de correção para a calibração das câmaras no LCI/IPEN para a obtenção dos fatores de calibração e correção, assim como a dependência energética, e no NPL foi utilizado o mesmo *software* de calibração. As Tabelas 6.6 e 6.7 apresentam os fatores de calibração, os fatores de correção e a dependência energética para as duas câmaras do tipo lápis obtidos no LCI/IPEN.

Tabela 6.6 Fatores de calibração, fatores de correção e dependência energética para as qualidades de radiação de TC para a câmara de ionização do tipo lápis C3 no LCI/IPEN.

Qualidade de Radiação	Fator de Calibração (10^7 Gy/C)	Fator de Correção	Dependência Energética (%)
RQT 8	5,78 ± 0,06	0,990	1,0
RQT 9	5,84 ± 0,06	1,000	--
RQT 10	5,94 ± 0,06	1,017	1,7

Tabela 6.7 Fatores de calibração, fatores de correção e dependência energética para as qualidades de radiação de TC para a câmara de ionização do tipo lápis C4 no LCI/IPEN.

Qualidade de Radiação	Fator de Calibração (10^7 Gy/C)	Fator de Correção	Dependência Energética (%)
RQT 8	5,36 ± 0,06	0,938	6,2
RQT 9	5,71 ± 0,06	1,000	--
RQT 10	6,12 ± 0,06	1,072	7,2

Como é possível observar, a dependência energética obtida para a câmara de ionização do tipo lápis C3 no LCI/IPEN encontra-se dentro do limite recomendado pela norma IEC 61674 (IEC, 1997).

A seguir, nas Tabelas 6.8 e 6.9 são apresentados os resultados obtidos para os fatores de calibração, fatores de correção e a dependência energética para as câmaras C3 e C4 no NPL.

Tabela 6.8 Fatores de calibração, fatores de correção e dependência energética para as qualidades de radiação de TC para a câmara de ionização do tipo lápis C3 no NPL.

Qualidade de Radiação	**Fator de Calibração (10^7 Gy/C)**	**Fator de Correção**	**Dependência Energética (%)**
RQT 8	6,82 ± 0,01	1,016	1,6
RQT 9	6,71 ± 0,01	1,000	--
RQT 10	6,77 ± 0,01	1,009	0,9

Tabela 6.9 Fatores de calibração, fatores de correção e dependência energética para as qualidades de radiação de TC para a câmara de ionização do tipo lápis C4 no NPL.

Qualidade de Radiação	**Fator de Calibração (10^7 Gy/C)**	**Fator de Correção**	**Dependência Energética (%)**
RQT 8	5,36 ± 0,01	0,947	5,3
RQT 9	5,66 ± 0,01	1,000	--
RQT 10	6,06 ± 0,01	1,070	7,0

Os resultados obtidos para a dependência energética da câmara C3 no NPL nas três qualidades de radiação de tomografia computadorizada encontram-se dentro do limite recomendado pela norma IEC 61674 (IEC, 1997).

É possível observar que os resultados obtidos para a câmara C4 em ambos os laboratórios encontram-se fora do limite recomendado pela norma. Sabe-se que esta câmara apresenta um comprimento de volume sensível de 30 cm, então as extremidades dela que ficaram fora da região do colimador. No LCI/IPEN a extremidade que ficou fora da área do colimador não recebeu contribuição da radiação, pois na extremidade estas câmaras apresentam um material isolante. No NPL esta contribuição foi mais relevante, uma vez que se improvisou um colimador, usando quatro peças quadradas de chumbo presas a uma placa de acrílico de maneira que se obtivesse a abertura de 5 cm x 2 cm. Porém, a câmara C4 teve contribuição da radiação espalhada pelo acrílico uma vez que ele não estava todo coberto por chumbo.

A seguir, nas Tabelas 6.10 e 6.11 são apresentadas as incertezas que contribuíram para a determinação da incerteza expandida final para os fatores de calibração das câmaras de extrapolação C3 e C4 no LCI/IPEN e no NPL. A incerteza combinada é a contribuição da incerteza das medições, a incerteza dos equipamentos de medição e a incerteza do fator de calibração do sistema padrão, a incerteza expandida foi obtida para o fator k = 2.

Tabela 6.10 Incertezas associadas aos fatores de calibração para a câmara C3 nas qualidades de radiação de TC no LCI/IPEN e no NPL.

Incertezas Contribuintes dos Fatores de Calibração	**LCI/IPEN (Gy/C)**	**NPL (Gy/C)**
Incerteza da Medição	RQT 8: 0,001 RQT 9: 0,001 RQT 10: 0,002	RQT 8: 0,002 RQT 9: 0,002 RQT 10: 0,001
Incerteza dos Equipamentos de Medição	0,006	0,001
Incerteza do Fator de Calibração do Sistema Padrão	0,030	0,006
Incerteza Combinada	0,031	0,006
Incerteza Expandida (k =2)	0,062 (6,2 %)	0,012 (1,2 %)

Tabela 6.11 Incertezas associadas aos fatores de calibração para a câmara C4 nas qualidades de radiação de TC no LCI/IPEN e no NPL.

Incertezas Contribuintes dos Fatores de Calibração	**LCI/IPEN (Gy/C)**	**NPL (Gy/C)**
Incerteza da Medição	RQT 8: 0,001 RQT 9: 0,001 RQT 10: 0,001	RQT 8: 0,001 RQT 9: 0,001 RQT 10: 0,001
Incerteza dos Equipamentos de Medição	0,006	0,001
Incerteza do Fator de Calibração do Sistema Padrão	0,030	0,006
Incerteza Combinada	0,031	0,006
Incerteza Expandida (k =2)	0,062 (6,2 %)	0,012 (1,2 %)

7. Resultados: Simulação de Monte Carlo e Determinação dos Fatores de Correção

Neste capítulo serão apresentados os dados necessários para a realização da simulação utilizando o código de Monte Carlo (MCNP5), e os resultados que foram obtidos para o estudo da avaliação dos componentes da câmara de extrapolação, do material do eletrodo coletor e os fatores de correção (recombinação iônica e espalhamento e fluorescência). A simulação e a determinação dos fatores de correção ocorreram para os feixes estabelecidos de tomografia computadorizada no LCI/IPEN, e estes serão de grande valia para a obtenção da taxa de kerma no ar fazendo uso da câmara de extrapolação com eletrodo coletor de alumínio (C2).

Para todas as simulações realizadas neste trabalho utilizando o código MCNP5, foram simuladas 1 x 10^{12} histórias, com o intuito de se obter a energia depositada (função *tally* F8), considerando o feixe de raios X colimado.

7.1. Espectro de Energia da Fonte de Radiação

A obtenção dos espectros de radiação utilizados na composição dos dados de entrada (*input*) da simulação se deu por meio do programa *Spekcalc*. Portanto, foi necessária a inserção de alguns parâmetros no programa para geração de cada espectro de energia, ou seja, para cada qualidade de radiação utilizada para tomografia computadorizada, sendo eles: tensão do tubo, corrente do tubo, o ângulo de incidência do feixe de radiação e a filtração adicional utilizada para cada qualidade de radiação. A Figura 7.1 mostra os espectros obtidos no programa S*pekcalc* para as qualidades RQT 8, RQT 9 e RQT 10.

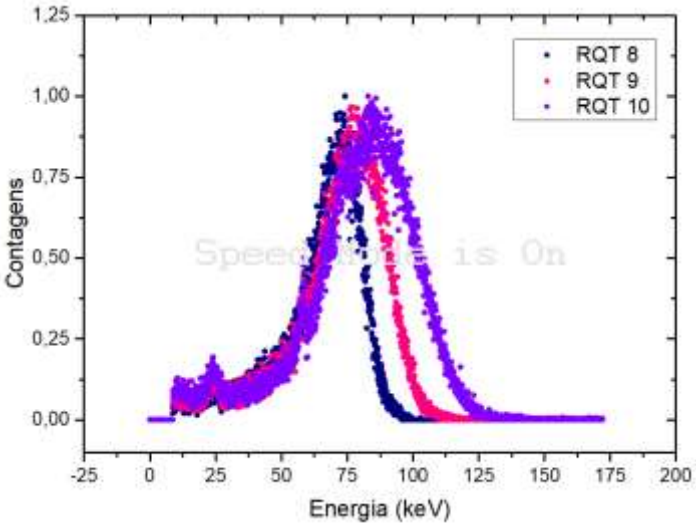

Figura 7.1 Espectros de radiação para os feixes estabelecidos de TC do LCI/IPEN.

Os espectros obtidos foram utilizados durante a montagem dos dados de entrada no código de Monte Carlo para a definição da fonte de radiação, desta maneira proporcionando que os resultados obtidos durante a simulação se encontrem o mais próximos possível do que realmente ocorre com a câmara de extrapolação durante as medições na prática. Os valores obtidos para os espectros conferem com os resultados de Santos em 2017 (SANTOS, 2017).

7.2. Geometria da Câmara de Extrapolação

A câmara de extrapolação desenvolvida por Dias (1996) foi simulada neste trabalho com as dimensões exatas de maneira a garantir que a determinação da taxa de kerma do ar e a avaliação dos componentes, assim como dos possíveis materiais do eletrodo coletor, sejam bem sucedidas e realísticas.

Na Figura 7.2 pode-se observar a secção transversal da câmara de extrapolação modelada pelo código Monte Carlo com seus componentes, enquanto que a Figura 7.3 mostra a secção transversal da mesma câmara com o material de cada componente. Estas imagens foram obtidas por meio do *software* de visualização chamado Vised X22S. Em seguida, são apresentadas na Tabela 7.1 as dimensões e as características de cada componente da câmara de extrapolação simulada.

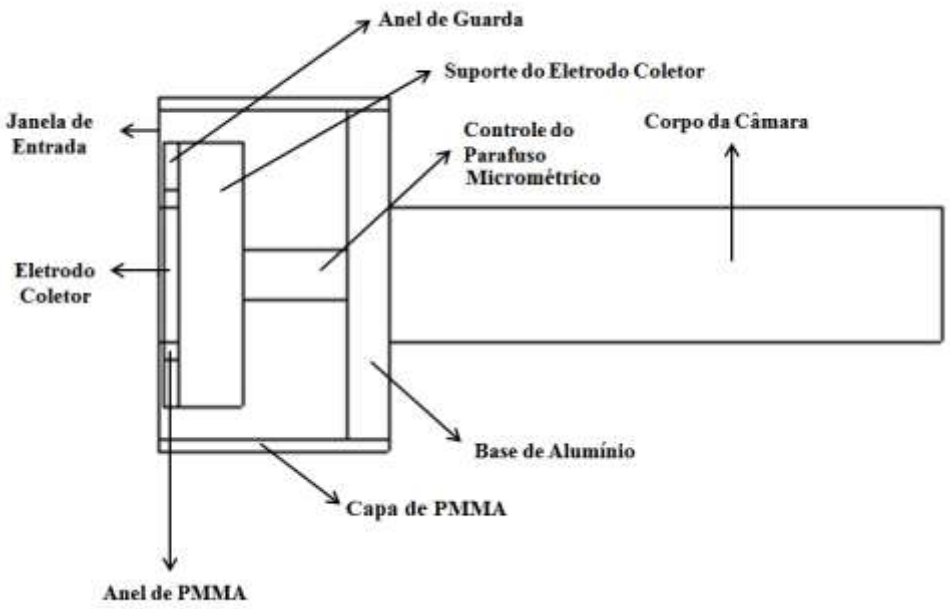

Figura 7.2 Secção transversal da câmara de extrapolação mostrando os componentes da câmara de extrapolação simulada.

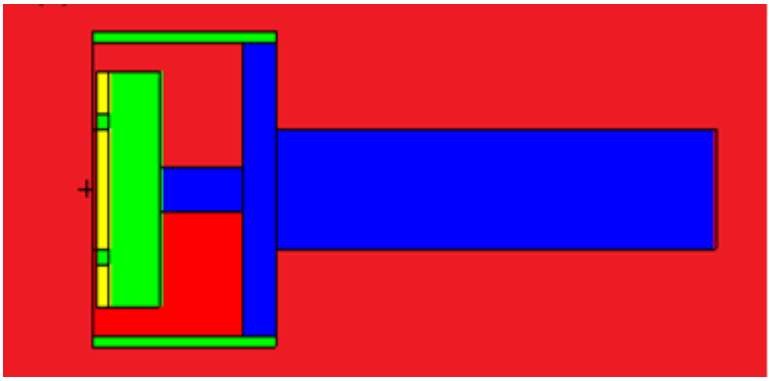

Figura 7.3 Secção transversal da câmara de extrapolação apresentando os materiais de cada componente, onde a cor vermelha representa o ar, verde é PMMA, amarelo é grafite e azul é alumínio.

Tabela 7.1 Dimensões da câmara de extrapolação.

Componente	**Material**	**Dimensão (mm)**	
		Comprimento	**Diâmetro**
Corpo da Câmara	Alumínio	126	31,0
Base de Alumínio	Alumínio	10,0	75,0
Controle do Parafuso	Alumínio	24,5	11,0
Suporte do Eletrodo Coletor	PMMA	14,5	60,0
Capa de PMMA	PMMA	40,0	Interno 150 Externo 160
Componente	**Material**	**Dimensão (mm)**	
		Espessura	**Diâmetro**
Eletrodo Coletor	Grafite e Alumínio	3,50	30,0
Anel de PMMA	PMMA	3,50	Interno 30,0 Externo 38,0
Anel de Guarda	Grafite e Alumínio	3,50	Interno 38,0 Externo 60,0
Janela de Entrada	Mylar Aluminizado	0,008	60,0

Para a simulação, os componentes da câmara de extrapolação foram divididos em dois grupos, além dos principais (eletrodo coletor, anel de guarda e anel de PMMA), sendo eles: componentes externos e internos, de modo a facilitar a simulação e a avaliação de cada grupo. Os componentes externos são: corpo da câmara e capa de PMMA; os componentes internos são: base de alumínio, controle do parafuso e suporte do eletrodo coletor.

7.2.1. Avaliação dos Componentes da Câmara de Extrapolação

Para a avaliação dos componentes da câmara de extrapolação foi necessária a determinação da influência de cada componente na resposta da câmara, dada pela razão entre os valores que foram obtidos quando o componente não é considerado (importância = 0) e quando ele é considerado (importância = 1) da câmara de extrapolação. A Tabela 7.2 apresenta os resultados obtidos para as três qualidades de radiação para os feixes estabelecidos de tomografia computadorizada, para a câmara de extrapolação C2.

Tabela 7.2 Influência obtida para cada componente da câmara de extrapolação C2.

Componente	Influência (%)		
	RQT 8	RQT 9	RQT 10
Eletrodo Coletor	44,3	44,3	44,3
Componentes Externos	12,0	12,5	12,25
Componentes Internos	3,09	3,18	6,45
Anel de PMMA	3,87	3,78	3,47
Anel de Guarda	2,37	2,28	2,17

Conforme mostrado na Tabela 7.2, a maior influência obtida foi de 44,3 % para o eletrodo coletor nas três qualidades de radiação; esta influência dá-se em grande parte pela radiação espalhada pelos componentes no volume sensível. Como mostrado por Neves et al. (2013), este valor pode chegar a 50 %, dependendo da energia da radiação incidente. Portanto, pode-se concluir que todos os resultados obtidos para os valores de influência de cada componente da câmara C2 são inferiores a 50 % como desejado (PERINI et al., 2013; NEVES et al., 2013).

7.2.2. Avaliação do Material do Eletrodo Coletor

A avaliação da mudança do material do eletrodo coletor deu-se da mesma maneira que a avaliação dos componentes da câmara de extrapolação, ou seja, pela razão entre os valores obtidos quando o componente não é considerado (importância = 0) e quando o componente é considerado (importância = 1). A Tabela 7.3 apresenta os resultados obtidos para os materiais testados para o eletrodo coletor com: grafite, alumínio, ferro e prata.

Tabela 7.3 Influência da resposta da câmara de extrapolação para diferentes materiais do eletrodo coletor.

Material do Eletrodo Coletor	Influência (%)		
	RQT 8	RQT 9	RQT 10
Grafite	24,2	25,3	25,9
Alumínio	44,3	44,3	44,3
Ferro	54,7	54,8	54,7
Prata	62,8	62,5	62,8

Pode-se observar na Tabela 7.3 que os únicos materiais que apresentam uma contribuição menor que 50 % são grafite e alumínio para as qualidades de radiação de TC. Portanto, a simulação prova que a alteração do material do eletrodo coletor de grafite para o alumínio não irá comprometer o bom funcionamento da câmara de extrapolação.

7.3. Fatores de Correção

A seguir serão apresentados os fatores de correção relevantes para este trabalho, obtidos experimentalmente (recombinação iônica) e por meio da simulação fazendo uso do código de Monte Carlo (espalhamento e fluorescência) para a câmara de extrapolação C2 nas qualidades de radiação de tomografia computadorizada nos feixes estabelecidos no LCI/IPEN, para a determinação da taxa de kerma no ar.

7.3.1. Recombinação Iônica

O fator de recombinação iônica (k_s) foi determinado experimentalmente para a câmara de extrapolação com eletrodo coletor de alumínio (C2) nos feixes estabelecidos de tomografia computadorizada no LCI/IPEN. Este resultado foi apresentado anteriormente no Capítulo 6 “Resultados: Caracterização das Câmaras de Extrapolação” na forma de porcentagem. A Tabela 7.4 mostra os fatores de recombinação iônica para a câmara de extrapolação C2.

Tabela 7.4 Fator de recombinação iônica para a câmara C2 nos feixes estabelecidos para TC no LCI/IPEN.

Qualidade de Radiação	Fator de Recombinação Iônica
RQT 8	0,998 ± 0,001
RQT 9	0,999 ± 0,001
RQT 10	0,998 ± 0,001

Como se pode observar, os resultados obtidos para os fatores de correção de recombinação iônica encontram-se perto de 1,000, sendo a maior diferença entre eles de 0,1 %. Estes valores serão utilizados posteriormente para a obtenção da taxa de kerma no ar para as qualidades de radiação de tomografia computadorizada, utilizando a câmara de extrapolação C2 no LCI/IPEN.

7.3.2. Espalhamento e Fluorescência

O fator de correção de espalhamento e fluorescência (k_{sc}) foi obtido por meio da simulação de Monte Carlo, utilizando um mecanismo do código de ligar e desligar partículas secundárias. Portanto, este fator é a razão entre a energia depositada quando as partículas secundárias foram desligadas (quando não contribuíram para a simulação, foram excluídas para a obtenção da energia depositada) e de quando elas se encontram ligadas (energia depositada na simulação de referência).

Os fatores de correção foram obtidos para a câmara de extrapolação C2 (eletrodo coletor de alumínio) nas três qualidades de radiação de tomografia computadorizada estabelecidas no LCI/IPEN e são apresentados na Tabela 7.5.

Tabela 7.5 Fator de correção de espalhamento e fluorescência para a câmara C2 nos feixes estabelecidos de TC no LCI/IPEN.

Qualidade de Radiação	Fator de Espalhamento e Fluorescência
RQT 8	0,999 ± 0,006
RQT 9	1,003 ± 0,007
RQT 10	1,002 ± 0,007

Os valores obtidos dos fatores de correção de espalhamento e fluorescência são bem próximos de 1,000 e a maior diferença entre eles é de apenas 0,4 %. Assim como o fator de recombinação iônica, estes fatores de espalhamento e fluorescência também serão considerados para a obtenção da taxa de kerma no ar para as qualidades de radiação de tomografia computadorizada, utilizando a câmara de extrapolação C2 no LCI/IPEN.

8. Resultados: Utilização e Aplicação da Câmara de Extrapolação C2

Neste capítulo será apresentada a metodologia adotada para a determinação da taxa de kema no ar em feixes de TC de laboratórios de calibração, utilizando a câmara de extrapolação C2, e sua aplicação na determinação dos fatores de calibração para as câmaras do tipo lápis utilizadas neste trabalho, sendo elas as câmaras C3, C4 e a câmara padrão secundário P_{IPEN}.

8.1. Determinação da Taxa de Kerma no Ar em Feixes de Tomografia Computadorizada de Laboratórios de Calibração

A determinação da taxa de kerma no ar de um material dá-se pela ionização que ocorre no gás no volume sensível e é apresentada pela Equação 8.1.

$$K_{ar} = \overline{W} \cdot S_m \cdot p \tag{8.1}$$

onde $\overline{W}$ é a energia média necessária para formação de um par de íons, S_m é a razão entre o poder de freamento do material e do gás, e p é o número de pares íons-elétrons por unidade de massa. Para o caso de detectores de radiação com volume sensível pequeno quando comparados ao intervalo de partículas carregadas ligadas à radiação, como no caso da câmara de extrapolação, sabe-se da existência da linearidade entre a distância intereletródica e a corrente de ionização medida, podendo-se assim determinar o gradiente B, mostrado na Equação 8.2.

$$B = \frac{\Delta_i}{\Delta_x} \tag{8.2}$$

onde Δ_i é a variação da corrente de ionização e Δ_x é a variação da distância entre os eletrodos coletores. O gradiente B é dependente do campo mensurando uma vez que a área efetiva não é alterada durante a medição; sendo assim, este gradiente B nada mais é do que o coeficiente angular obtido para a curva de extrapolação. Então a taxa de kerma no ar pode ser obtida pela Equação 8.3:

$$\dot{K}_{ar} = \frac{\overline{W}}{e} \cdot \frac{\Delta_i}{\Delta_x \cdot \rho \cdot A_{ef}} \cdot \prod_1^i k_i = \frac{W}{e} \cdot \frac{B}{\rho \cdot A_{ef}} \cdot \prod_1^i k_i \tag{8.3}$$

onde

$\overline{W}$ é a energia média para a formação de um par de íons;

e é a carga do elétron;

B é o coeficiente angular da curva de extrapolação;

ρ é a densidade do ar atmosférico;

A_{ef} é a área efetiva do eletrodo coletor de entrada (janela de entrada);

$\prod_1^i k_i$ é o produtório dos fatores de correção aplicados para a determinação da taxa de kerma no ar.

A Tabela 8.1 apresenta os valores das constantes utilizadas na Equação 8.3 para a determinação da taxa de kerma no ar para a câmara de extrapolação C2 no LCI/IPEN.

Tabela 8.1 Constantes utilizadas para a determinação da taxa de kerma no ar das qualidades de radiação de tomografia computadorizada estabelecidas no LCI/IPEN.

Constante	Descrição	Valor
$\bar{W}$	Energia média necessária para formar um par de íons	33,97 eV
e	Carga do elétron	$1{,}60 \times 10^{-19}$ C
ρ	Densidade do ar atmosférico *	1,2930 kg/m^3
A_{ef}	Área efetiva do eletrodo coletor de entrada	$2{,}83 \times 10^{-3}$ m^2

*Condições de referência: 20°C e 101,325 kPa.

A Tabela 8.2 mostra os valores do produtório dos fatores de correção em cada qualidade, lembrando que os fatores de correção utilizados neste trabalho foram os de recombinação iônica, e espalhamento e fluorescência. O fator de correção para as condições de referência para temperatura e pressão já foi aplicado em cada medição realizada.

Tabela 8.2 Valores dos produtórios para a determinação da taxa de kerma no ar das qualidades de radiação de tomografia computadorizada estabelecidas no LCI/IPEN.

Qualidade de Radiação	Fator de Correção Recombinação Iônica (k_s)	Fator de Correção Espalhamento e Fluorescência (k_{sc})	Produtório $\prod_1^i k_i$
RQT 8	0,998 ± 0,001	0,999 ± 0,006	0,999 ± 0,006
RQT 9	0,999 ± 0,001	1,003 ± 0,007	1,002 ± 0,007
RQT 10	0,998 ±0,001	1,002 ± 0,007	1,000 ± 0,007

Aplicando-se os dados fornecidos nas Tabelas 8.1 e 8.2 na Equação 8.3, juntamente com os valores obtidos para o gradiente B (coeficiente angular) da Tabela 5.11 para as

qualidades de radiação de tomografia computadorizada estabelecidas no LCI/IPEN, pode-se obter as taxas de kerma no ar para a câmara de extrapolação C2.

Na Tabela 8.3 são apresentadas as taxas de kerma no ar obtidas com a câmara de extrapolação C2, as taxas de kerma no ar obtidas com a câmara padrão secundário do laboratório (P_{IPEN}) e o desvio obtido entre elas.

Tabela 8.3 Taxas de kerma no ar obtidas utilizando a câmara de extrapolação C2 nos feixes padronizados de tomografia computadorizada no LCI/IPEN, e os desvios em relação às taxas determinadas utilizando a câmara padrão secundário (P_{IPEN}).

Qualidade de Radiação	**Taxa de Kerma no Ar Câmara de Extrapolação (mGy/min)**	**Taxa de Kerma no Ar Câmara Radcal (P_{IPEN}) (mGy/min)**	**Desvio (%)**
RQT 8	24,8 ± 0,4	22,5 ± 0,1	10,2
RQT 9	35,8 ± 0,5	34,4 ± 0,1	4,07
RQT 10	55,2 ± 0,6	56,5 ± 0,1	2,30

Como é possível observar, o maior desvio obtido foi de 10,2 % para a qualidade de radiação RQT 8. Quanto maior a energia do feixe, menor é o desvio obtido entre as duas taxas de kerma no ar.

Foi possível, portanto, estabelecer um sistema padrão primário para feixes de tomografia computadorizada de feixes de laboratórios de calibração de instrumentos, utilizando a câmara de extrapolação C2.

8.2. Calibração das Câmaras Tipo Lápis em Relação a Câmara de Extrapolação C2 Padrão Primário

As câmaras do tipo lápis estudadas (C3 e C4) e a câmara do tipo lápis padrão secundário (P_{IPEN}) do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN/CNEN foram calibradas pelo método da substituição em relação à câmara de extrapolação padrão.

Foram determinados os fatores de calibração por meio da Equação 3.9 e os fatores de correção para as qualidades de radiação de tomografia computadorizada pela Equação 3.10. As Tabelas 8.4 a 8.6 apresentam os fatores de calibração e os fatores de correção para cada câmara do tipo lápis utilizada neste trabalho. A Tabela 8.7 apresenta a diferença percentual entre os fatores de calibração da câmara tipo lápis padrão secundário do LCI/IPEN obtidos no PTB (certificado de calibração) e com a câmara de extrapolação C2.

Tabela 8.4 Fatores de calibração e fatores de correção para as qualidades de radiação de TC para a câmara de ionização do tipo lápis C3 no LCI/IPEN em relação à câmara de extrapolação padrão C2.

Qualidade de Radiação	**Fator de Calibração (10^7 Gy/C)**	**Fator de Correção**
RQT 8	6,50 ± 0,07	1,061
RQT 9	6,12 ± 0,07	1,000
RQT 10	5,74 ± 0,07	0,938

Tabela 8.5 Fatores de calibração e fatores de correção para as qualidades de radiação de TC para a câmara de ionização do tipo lápis C4 no LCI/IPEN em relação à câmara de extrapolação padrão C2.

Qualidade de Radiação	**Fator de Calibração (10^7 Gy/C)**	**Fator de Correção**
RQT 8	6,07 ± 0,07	1,006
RQT 9	6,03 ± 0,07	1,000
RQT 10	5,93 ± 0,07	0,983

Tabela 8.6 Fatores de calibração e fatores de correção para as qualidades de radiação de TC para a câmara de ionização do tipo lápis P_{IPEN} no LCI/IPEN em relação à câmara de extrapolação padrão C2.

Qualidade de Radiação	**Fator de Calibração (10^7 Gy/C)**	**Fator de Correção**
RQT 8	10,04 ± 0,06	1,053
RQT 9	9,53 ± 0,06	1,000
RQT 10	8,98 ± 0,06	0,942

Tabela 8.7 Diferença percentual entre os fatores de calibração obtidos para a câmara de ionização do tipo lápis $P_{IPEN,}$ em relação ao Laboratório PTB e à câmara de extrapolação padrão C2.

Qualidade de Radiação	**Fator de Calibração (10^7 Gy/C)**		**Diferença Percentual (%)**
	P_{IPEN}	**PTB**	
RQT 8	10,04 ± 0,06	9,129 ± 0,015	9,9
RQT 9	9,53 ± 0,06	9,157 ± 0,015	4,1
RQT 10	8,98 ± 0,06	9,203 ± 0,015	2,5

Como é possível observar na Tabela 8.7, a maior diferença percentual entre os fatores de calibração obtidos para a câmara do tipo lápis padrão secundário (P_{IPEN}) foi de 9,9 % na qualidade de radiação RQT 8. É importante ressaltar que este valor não é muito significante, considerando que a última vez que esta câmara foi calibrada em um laboratório padrão primário foi em setembro de 2009, ou seja, há onze anos atrás.

As Tabelas 8.4 a 8.6 mostram que foi possível a determinação dos fatores de calibração e dos fatores de correção para as câmaras de ionização do tipo lápis fazendo uso de uma câmara de extrapolação de forma simples, ou seja, com o uso de apenas duas equações, uma vez que a taxa de kerma no ar foi obtida com a câmara de extrapolação, de forma absoluta.

8.3. Calibração das Câmaras Tipo Lápis Padrão do LCI (P_{IPEN})

A câmara padrão secundário do LCI (P_{IPEN}) foi ainda calibrada de outras duas maneiras, também pelo método da substituição. A diferenciação dá-se pelo fato de que por estas novas calibrações ela passou a ser um padrão terciário de referência.

No primeiro caso, a câmara foi calibrada em referência à câmara de extrapolação C2; sendo assim, foram utilizados os fatores de calibração e os fatores de correção obtidos para a câmara C2 no NPL (quando a câmara de extrapolação se tornou um sistema padrão secundário). Foram utilizados os feixes padronizados de TC do LCI/IPEN e finalmente a câmara P_{IPEN} foi calibrada. Os resultados dos fatores de calibração e correção são apresentados na Tabela 8.8, enquanto que na Tabela 8.9 é mostrada a diferença percentual em relação à calibração realizada com a mesma câmara no PTB em 2009.

Tabela 8.8 Fatores de calibração e fatores de correção para as qualidades de radiação de TC para a câmara de ionização do tipo lápis P_{IPEN} no LCI/IPEN, calibrada em relação à câmara de extrapolação padrão secundário (C2 calibrada no NPL).

Qualidade de Radiação	**Fator de Calibração (10^7 Gy/C)**	**Fator de Correção**
RQT 8	7,9 ± 0,2	0,904
RQT 9	8,7 ± 0,2	1,000
RQT 10	9,9 ± 0,2	1,333

Tabela 8.9 Diferença percentual entre os fatores de calibração obtidos para a câmara de ionização do tipo lápis $P_{IPEN,}$ em relação à câmara de extrapolação padrão secundário C2 (calibrada no NPL) e ao Laboratório PTB.

Qualidade de Radiação	Fator de Calibração (10^7 Gy/C)		Diferença Percentual (%)
	LCI	PTB	
RQT 8	7,9 ± 0,2	9,129 ± 0,015	15,9
RQT 9	8,7 ± 0,2	9,157 ± 0,015	5,1
RQT 10	9,9 ± 0,2	9,203 ± 0,015	6,8

Como é possível observar na Tabela 8.9, a maior diferença percentual entre os fatores de calibração obtidos para a câmara do tipo lápis padrão secundário (P_{IPEN}) foi de 15,9 % para a qualidade de radiação RQT 8. As diferenças percentuais obtidas neste caso foram superiores em relação ao caso em que a câmara de extrapolação foi utilizada como um padrão primário; isto se deve ao fato de que quando se aumenta o número de procedimentos para a obtenção da calibração, consequentemente aumentam as incertezas dos resultados obtidos.

No segundo caso, a câmara P_{IPEN} foi calibrada em referência à câmara do tipo lápis C3; fez-se uso dos fatores de calibração e fatores de correção obtidos para a câmara C3 no NPL (quando a câmara do tipo lápis C3 tornou-se um sistema padrão secundário). Foram utilizados os feixes padronizados de tomografia computadorizada no LCI/IPEN e finalmente a câmara P_{IPEN} foi calibrada. Os resultados dos fatores de calibração e correção são apresentados na Tabela 8.10, enquanto que na Tabela 8.11 é mostrada a diferença percentual em relação à calibração realizada com a mesma câmara no PTB em 2009.

Tabela 8.10 Fatores de calibração e fatores de correção para as qualidades de radiação de TC para a câmara de ionização do tipo lápis P_{IPEN} no LCI/IPEN, calibrada em relação à câmara do tipo lápis padrão secundário C3.

Qualidade de Radiação	Fator de Calibração (10^7 Gy/C)	Fator de Correção
RQT 8	10,7 ± 0,2	1,024
RQT 9	10,5 ± 0,2	1,000
RQT 10	10,7 ± 0,2	1,022

Tabela 8.11 Diferença percentual entre os fatores de calibração obtidos para a câmara de ionização do tipo lápis $P_{IPEN,}$ em relação à câmara do tipo lápis padrão secundário C3 (calibrada no NPL) e ao Laboratório PTB.

Qualidade de Radiação	**Fator de Calibração (10^7 Gy/C)**		**Diferença Percentual (%)**
	LCI	**PTB**	
RQT 8	10,7 ± 0,2	9,129 ± 0,015	14,7
RQT 9	10,5 ± 0,2	9,157 ± 0,015	12,4
RQT 10	10,7 ± 0,2	9,203 ± 0,015	13,9

Na Tabela 8.11 é possível observar que a maior diferença percentual obtida entre os fatores de calibração obtidos para a câmara do tipo lápis padrão secundário (P_{IPEN}) foi de 14,7 % na qualidade de radiação RQT 8. Esta maneira de realizar a calibração da câmara P_{IPEN} foi a que apresentou uma maior diferença percentual em relação às demais calibrações.

Portanto, entre todas as formas realizadas a que apresentou melhores resultados foi quando a câmara foi calibrada em relação à câmara de extrapolação padrão primário C2. Mesmo assim, deve-se levar em conta que os fatores de calibração da câmara P_{IPEN} foram obtidos há onze anos no PTB. Recomendável seria a realização de uma comparação interlaboratorial (que infelizmente nesta época de pandemia é impossível).

9. Conclusões

Os resultados obtidos para os testes de caracterização da câmara de extrapolação C1, no LCI/IPEN encontram-se dentro dos limites recomendados internacionalmente. Entretanto, a forma em que a câmara foi utilizada não foi a mais adequada, pois não foi mantido constante o campo elétrico de 100 V/mm.

A câmara de extrapolação C2 é a câmara C1 transformada com o material do eletrodo coletor e do anel de guarda trocado de grafite para alumínio; esta troca não gerou nenhum dano à câmara de extrapolação. Pode-se observar que a única diferença se deve ao aumento da corrente de ionização durante as medições, mostrando um aumento da sensibilidade da resposta da câmara.

A câmara C2 foi utilizada da maneira correta, com um campo elétrico constante de 100 V/mm e esta foi testada no LCI/IPEN e no NPL. Em ambos os laboratórios os resultados obtidos para a câmara de extrapolação encontram-se dentro dos limites recomendados pela norma IEC 61674 (1997), exceto para a dependência energética na qualidade de radiação RQT 10 em ambos os laboratórios. É importante destacar que foi possível calibrar esta câmara em ambos os estabelecimentos.

A câmara de extrapolação C2 foi estudada mais profundamente utilizando o código de Monte Carlo MCNP5, quanto à influência de seus componentes, e o material do eletrodo coletor. O fator de correção de espalhamento e fluorescência foi estabelecido no caso da câmara de extrapolação para a determinação da taxa de kerma no ar para as qualidades de tomografia computadorizada no LCI/IPEN. Assim, foi possível o estabelecimento de um sistema padrão primário para feixes de TC para laboratório de calibração utilizando a câmara de extrapolação C2.

Uma vez que foi determinado um sistema padrão primário com a câmara de extrapolação C2, tornou-se possível a determinação dos fatores de calibração para as câmaras de ionização do tipo lápis utilizadas neste trabalho (C3 e P_{IPEN}). Desta maneira, estas câmaras passaram a sistemas nível padrão secundário.

Para a câmara padrão secundário do LCI/IPEN (P_{IPEN}) obteve-se a diferença percentual entre os valores fornecidos pelo laboratório PTB e os resultados obtidos com a câmara de extrapolação C2, sendo a maior diferença de 9,9 % para a qualidade de radiação RQT 8. É importante ressaltar que este valor não é relevante, considerando que a última vez que esta câmara foi calibrada em um laboratório padrão primário foi em 2009, há onze anos atrás.

Neste trabalho, duas câmaras de ionização do tipo lápis com comprimentos de volume sensível de 10 cm (C3) e 30 cm (C4), construídas com material de baixo custo, foram também estudadas. Estas foram testadas no LCI/IPEN e no NPL nas qualidades de tomografia computadorizada. Os resultados dos testes de caracterização realizados encontram-se dentro dos limites recomendados internacionalmente, exceto para a câmara C4 no teste de dependência energética.

A câmara de ionização do tipo lápis com comprimento de volume sensível de 10 cm (C3), que não havia sido calibrada anteriormente, passou por este procedimento em ambos os laboratórios. Portanto, após a calibração pelo método de substituição no NPL, ela passou a ser uma câmara de ionização do tipo padrão secundário para feixes de tomografia computadorizada.

Referências

ALGARVE, F. J.; CALDAS, L. V. E. Determination of the kinetic parameters of BeO thermoluminescent samples using different methods. ***Brazilian Journal of Radiation Sciences***, v. 6, p. 1-12, 2018.

ALVES, F.M.T. **Determinação da Dose em Pacientes Submetidos a Exames de Tomografia Computadorizada de Abdome em um Serviço de Radiologia e Diagnóstico por Imagem.** Dissertação de Mestrado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, 2020.

ATTIX, F.H., **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. Willey-VCH Verlag, Wisconsin, 2004.

ANTONIO, P.L. **Estabelecimento de Padronização Primária e de Métodos Relativos com o Uso de Técnicas Luminescentes em Dosimetria da Radiação Beta**. Tese de Doutorado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, 2013.

ANTONIO, P.L.; XAVIER, M.; CALDAS, L.V.E. Böhm extrapolation chamber: Study of its behavior in beta radiation fields at the Calibration Laboratory of IPEN. ***Radiation Physics and Chemistry***, v. 104, p. 310-315, 2014.

BAMBYNEK, M. Development of a multi-electrode extrapolation chamber as a prototype of a primary standard for the realization of the unit of the absorbed dose to water for beta brachytherapy sources. ***Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A***. v. 492, p. 264–275, 2002.

BASTOS, F.M.; SILVA, T.A, Characterization of an extrapolation chamber for dosimetry of low energy X-ray beams. ***International Scholarly and Scientific Research & Innovation***, v. 10, p. 503- 506, 2016.

BOAG, J.W. Ionization Chambers. In: KASE, K.R.; BJARNGARD, B.E.; ATTIX, F.H. **The Dosimetry of Ionization Radiation**. Orlando, FL: Academic Press Inc., v. 2, p. 169-243, 1987.

BÖHM, J., SCHNEIDER, U. Review of extrapolation chamber measurements of beta rays and low energy x rays. ***Radiation Protection Dosimetry***. v. 14, p. 193–198, 1986.

BOONE, J. M. The trouble with CTDI100. ***Medical Physics*.** 34(4) 1364-1371, 2007.

BURNS, D.T.; BÜERMANN, L. Free-air ionization chambers. **Metrologia,** v. 46, p. 9-23, 2009.

BUSHONG, S.C. **Ciência Radiológica para Tecnólogos**. Elsevier. Rio de Janeiro, 2010.

CASTRO, M.C. **Desenvolvimento e Caracterização de Câmaras de Ionização Especiais para Feixes de Tomografia Computadorizada.** Dissertação de Mestrado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, 2016.

CASTRO, M.C.; SILVA, N.F.; XAVIER, M.; ANDRADE, M.E.A.; KHOURY, H.J.; CALDAS, L.V.E. Development and tests of a 30 cm pencil-type ionization chamber for dosimetry in standard and clinical CT beams. ***Biomedical Physics & Engineering Express***, v. 3(5), p. 1-9, 2017.

COSTA, A.M.; CALDAS, L.V.E. Câmara de ionização de placas paralelas para radiação X de radiografia convencional e mamografia***. Radiologia Brasileira***, v. 41, p. 39-43, 2008.

DIAS, D.M. **Estabelecimento de um Novo Método de Calibração de Câmaras de Ionização do Tipo Lápis para Dosimetria em Feixes de Tomografia Computadorizada**, Dissertação de Mestrado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, 2010.

DIAS, S.K. **Desenvolvimento de uma Câmara de Extrapolação como Instrumento de Referência para Dosimetria de Radiação Beta**, Tese de Doutorado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, 1996.

DIAS, S.K., CALDAS, L.V.E. Extrapolation chamber response in low-energy X radiation standard beams. ***Journal of Applied Physics***, v. 89, p. 669–671, 2001.

EUR, EUROPEAN COMMISSION. **European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography**. Luxemburgourg,(EUR 16262 EN), 1997.

FARIA, F.P.; REYNALDO, S.; FONSECA, T.C.F.; LACERDA, M.A.S.; SILVA, T.A. Monte Carlo simulation applied to the characterization of an extrapolation chamber for beta radiation dosimetry. ***Radiation Physics and Chemistry***, v. 116, p. 226–230, 2015.

FDA, FOOD AND DRUG ADMINISTRATION. **Performance Standard for Diagnostic X-Ray Systems**. Rockville, MD. Computed tomography (CT) equipament, 21 CFR 1020.33. (4-1-97 Editon), 1997.

FEARON, T. CT dose parameters and their limitations. ***Pediatric Radiology,*** v. 32, n. 2, p.246-249, 2002.

FIGUEIREDO, M.T.T. **Padronização Primária de Feixes de Raios X em Baixas Energias com uma Câmara de Extrapolação**, Tese de Doutorado, Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, 2018.

FIGUEIREDO, M.T.T.; BASTOS, F.M.; SILVA, T.A.Determination of true null electrode spacing of an extrapolation chamber for x-ray dosimetry. ***Journal of Physics: Conference Series,*** v. 733, p. 012093–012097, 2016.

FIGUEIREDO, M.T.T; SILVA, T.A. Determination of the effective volume of an extrapolation chamber for X-ray dosimetry, **Anais do X Congreso Regional Latinoamericano IRPA de Protéction y Seguridad Radiológica**, Buenos Aires, 2015.

FONSECA, T.C.; BASTOSA, F.M.; FIGUEIREDO, M.T.T.; SOUZA, L.S.; GUIMARÃES, M.C.; SILVA, C.R.E.; MELLOA, O.A.; SILVA, L.A.C.; PAIXÃO, L.; BENAVENTE, J.A.; PAIVA, F.G. Estudo comparativo entre simulações de um sistema de monitoração ocupacional Interna utilizando diferentes códigos de Monte Carlo. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, v.3, p.1-13, 2015.

FONTES, L.P. **Desenvolvimento de um Guia Orientativo para a Dosimetria em Tomografia Computadoriza.** Dissertação de Mestrado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, 2016.

HARRISON.R.L. Introduction To Monte Carlo Simulation. **AIP Conference Proceedings**; p.17-21, 2010.

HERBAUT, Y.; OLIVEIRA, A.H.; VIVIA, R. Characteristics of an extrapolation chamber FWT type EIC.1 in beta radiation fields. ***Radiation Protection Dosimetry.*** v. 14, p. 187–191, 1986.

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Calibration of Dosemeters used in Radiotherapy**. Technical Report Series IAEA TRS 374, IAEA, Vienna, 1994.

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Calibration of Radiation Protection Monitoring Instruments**. Safety Report Series IAEA SRS 16, IAEA, Vienna, 2000.

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Calibration of Photon and Beta Ray Sources used in Brachytherapy**. IAEA TECDOC 1274, IAEA, Vienna, 2002.

IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Dosimetry in Diagnostic Radiology: an International Code of Practice.** Technical Report Series IAEA TRS 457, IAEA, Vienna, 2007.

ICRU, INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation**. ICRU Report 60, ICRU, Bethesda, Maryland, 1998.

IEC, INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical Electrical Equipment-Dosimeters with Ionization Chambers and/or Semi-Conductor Detectors as used in X-Ray Diagnostic Imaging**. IEC, Genéve, 1997 (IEC 61674).

IEC, INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION: **Medical Diagnostic X-ray Equipment. Radiation Conditions for Use in the Determination of Characteristics**. 2nd ed. IEC, Genève, 2005 (IEC 61267).

INMETRO, INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL. **Avaliação de Dados de Medição - Guia para a Expressão de Incerteza de Medição**. ISO GUM, Rio de Janeiro, 2008.

INMETRO, INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, **Normalização e Qualidade Industrial.** Vocabulário Internacional de Metrologia: Conceitos Fundamentais e Gerais e Termos Associados (VIM 2012). 1ª Ed., 2012.

IWAHARA, A. **Rastreabilidade e Garantia da Qualidade em Medições de Radionuclídeos utilizados na Medicina Nuclear**. Tese de Doutorado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2001.

KNOLL, G.F. **Radiation Detection and Measurement**. 2nd ed., New York, N.Y.: John Wiley & Sons, 1989.

LEITZ, W.; AXELSSON, B.; SZENDRO, G. Computed-tomography dose assessment – a pratical approach. ***Radiation Protection Dosimetry***., v.57, n. 2, p. 377-380, 1995.

LOEVINGER, R. Extrapolation chamber for the measurement of beta sources. ***Review of Scientific Instruments***. v. 24, p. 907–914, 1953.

LOS ALAMOS LABORATORY, **MCNP – A general Monte Carlo N-particle transport code**. Version 5, LA-UR-03-1987. Los Alamos National Laboratory, 2008.

MAIA, A.F. **Padronização de Feixes e Metodologia Dosimétrica em Tomografia Computadorizada.** Tese de Doutorado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, 2005.

MAIA, A.F.; CALDAS, L.V.E. A new extended-length parallel-plate ionization chamber. ***Physics in Medicine and Biology***, v. 50, p. 3837-3847, 2005.

McCOLLOUGH, C. H. Computed tomography technology and dose in the 21st century. ***Health Physics***, 116(2), 157–162, 2019.

MARTINS, E.W. **Desenvolvimento e Aplicação de um Simulador Pediátrico Craniano para Dosimetria em Tomografia Computadorizada.** Tese de Doutorado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, 2016.

NAGEL, H.D. **Radiation Exposure in Computed Tomography – Fundamentals, influencing Parameters, Dose Assessment, Optimization, Scanner Data, Terminology**. 2nd ed., Frankfurt: COCIR, cap. 2, Fundamentals of CT dosimetry, 2000.

NAKONECHNY, K. D.; FALLONE, B. G.; RATHEE, S. Novel methods of measuring single scan dose profiles and cumulative dose in CT. ***Medical Physics***, v. 32, n.1, p. 98-109, 2005.

NEVES, L.P.; PERINI, A.P.; CALDAS, L.V.E. Development and characterization of a new cylindrical ionization chamber for dosimetry of ^{60}Co beams. ***IEEE Transactions on Nuclear Science***, v. 60, p. 712-715, 2013.

NEVES, L.P.; SILVA, E.A.B.; PERINI, A.P.; MAIDANA, N.L.; CALDAS, L.V.E. Characterization of an extrapolation chamber for low-energy X-rays: Experimental and Monte Carlo preliminary results. ***Applied Radiation and Isotopes***. v. 70, p. 1388–1391, 2012.

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

OLIVEIRA, M.L.; CALDAS, L.V.E. Performance of a prototype of an extrapolation minichamber in various radiation beams. ***Applied Radiation and Isotopes***. v. 65, p. 975–979, 2007.

PERINI, A.P.; NEVES, L.P.; FERNÁNDEZ-VAREA, J.M.; BÜERMANN, L.; CALDAS, L.V.E. Evaluation and simulation of a new ionization chamber design for use in computed tomography beams. ***IEEE Transactions on Nuclear Science***, v.60, p. 768–773, 2013.

PODGORSAK, E.B. Radiation Oncology Physics: **A Handbook for Teachers and Students**. Technical Report, International Atomic Energy Agency, Vienna, 2005.

POLO, I.O. **Caracterização e Estabelecimento de um Sistema Padrão Primário e de um Sistema de Transferência ou Método Alternativo/Complementar de Radiação Beta.** Tese de Doutorado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, 2019.

POLO, I.O.; SANTOS, W.S.; ANTONIO, P.L.; CALDAS, L.V.E. Variance reduction technique in a beta radiation beam using an extrapolation chamber. ***Applied Radiation and Isotopes***. v. 128, p. 154–157, 2017.

POLUDNIOWSKIL, G.; DeBLOIS, F.; EVANS, P.M.; VERHAEGEN, F. SpekCalc: a program to calculate photon spectra from tungsten anode x-ray tubes. ***Physics in Medicine and Biology.*** v. 54, p. 433-438, 2009.

PRUITT, J.S.; SOARES, C.G.; EHRLICH, M. NBS **Measurement Services: Calibration of Beta-particle Radiation Instrumentation and Sources**. Washington: U.S Government Printing Office, 1988.

RAJAN, K.N.G. **Advanced Medical Radiation Dosimetry**. New Delhi: Prentice-Hall of India, 1992.

REYNALDO, S.R.; BENAVENTE, J.A.; SILVA, T.A. Characterization of an extrapolation chamber as a primary standard dosimeter for beta radiation, ***Scientia Plena***, v. 9, p. 081002-1, 2013.

SANTOS, L. R. **Desenvolvimento de um Protocolo de Calibração Utilizando Espectrometria e Simulação Matemática, em Feixes Padrões de Raios X,** Tese de Doutorado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, 2017.

SELVAM, T.P.; SAULLL, P.R.B.; ROGERS, D.W.O. Monte Carlo modeling of the response of NRC's primary beta standard. ***Medical Physics***. v. 32, p. 3084–3094, 2005.

SILVA, E.A.B. **Caracterização e Aplicação de duas Câmaras de Extrapolação em Feixes Padronizados de Radiação X**, Tese de Doutorado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, 2011.

SILVA, E.A.B., CALDAS, L.V.E. Application of extrapolation chambers in low-energy X-rays as reference systems. ***Applied Radiation and Isotopes***. v. 70, p. 1411–1416, 2012.

SILVA, N.F. **Estabelecimento de um Sistema Padrão Primário para Raios X de Energias Baixas com uma Câmara de Ar-Livre.** Dissertação de Mestrado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, 2016.

SMITH-BINDMAN, R., WANG, Y., CHU, P., et al. International variation in radiation dose for computed tomography examinations: prospective cohort study. ***British Medical Journal***, v. 364, p. 1-12, 2019.

TOSHIBA, **Manual de Operação para Tomógrafo Computadorizado TOSHIBA, modelo: Aquilion Prime (TSX- 302ª)**, TOSHIBA Medical System Corporation, 2010.

VEHABI, S.M.; ZAFARGHANDI, M.S.; GHASEMI, M.; ALIPOOR, A.; SHAHVAR, A. A prototype of an extrapolation chamber for beta radiation beams of ^{90}Sr+^{90}Y. ***Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry***, v. 301, p. 91–96, 2014.

VEHABI, S.M., ZAFARGHANDI, M.S.; GHASEMI, M.; ALIPOOR, A.; SHAHVAR, A. A prototype of an ionization chamber for gamma radiation beams of ^{60}Co: Experimental and Monte Carlo preliminary results. ***Radiation Measurements*.** v. 59, p. 284-287, 2013.

A. Apêndice: Procedimento para Utilização da Câmara de Extrapolação

A1. Objetivos

Esclarecer e descrever a metodologia correta a ser aplicada para a utilização da câmara de extrapolação C2 no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN). Também são apresentadas as instruções para a obtenção dos fatores de correção para as condições ambientais de referência, espalhamento e fluorescência, e recombinação iônica para as qualidades de radiação estabelecidas para tomografia computadorizada no LCI/IPEN.

A2. Condições Necessárias

- Técnico com habilidades e conhecimentos em proteção radiológica e em calibração de equipamentos de raios X;
- Sistema de radiação X da marca Pantak/Seifert, ISOVOLT 160 HS;
- Materiais e equipamentos para a implementação das qualidades de TC;
- Câmara de Extrapolação desenvolvida no IPEN (C2);
- Colimador para as câmaras de ionização do tipo lápis;
- Eletrômetro PTW, modelo UNIDOS E;
- Cabos para a conexão da câmara de extrapolação;
- Sistema de ar condicionado e desumidificador de ambiente;
- Microcomputador, intel core i7.

A3. Fatores de Correção

Os fatores de correção necessários para a utilização da câmara de extrapolação são: fator de correção para as condições ambientais de referência, fator de correção para recombinação iônica e fator de correção para espalhamento e fluorescência.

O fator de correção para as condições ambientais de referência deve ser aplicado às medições realizadas tanto com a câmara de extrapolação, como com a câmara a ser calibrada. Este pode ser obtido por meio da Equação A1:

$$k_{T,P} = \left(\frac{273{,}2+T}{273{,}2+T_0}\right)\left(\frac{P_0}{P}\right) \tag{A1}$$

onde T e P são a temperatura e a pressão ambientais durante a medição, e T_0 e P_0 são a temperatura e pressão ambientais de referência (20 ºC e 101,35 kPa).

Para o fator de correção para a recombinação iônica utilizar a Tabela 1.A.

Tabela 1.A Fator de correção para a recombinação iônica da câmara de extrapolação C2 nos feixes estabelecidos para tomografia computadorizada no LCI/IPEN.

Qualidade de Radiação	Fator de Recombinação Iônica
RQT 8	0,998 ± 0,001
RQT 9	0,999 ± 0,001
RQT 10	0,998 ± 0,001

Para o fator de correção para espalhamento e fluorescência utilizar a Tabela 2.A.

Tabela 2.A Fator de correção para o espalhamento e fluorescência da câmara de extrapolação C2 nos feixes estabelecidos de tomografia computadorizada no LCI/IPEN.

Qualidade de Radiação	Fator de Espalhamento e Fluorescência
RQT 8	0,999 ± 0,006
RQT 9	1,003 ± 0,007
RQT 10	1,002 ± 0,007

A4. Metodologia de Operação

Inicialmente deve-se ligar o sistema de ar condicionado de maneira que a temperatura dentro da sala fique próxima à temperatura ambiental de referência (20 ºC), e em seguida deve-se ligar o desumidificador de maneira a garantir que a umidade fique abaixo de 60 %.

A câmara de extrapolação C2 deve ser posicionada com o auxilio dos sistemas de lasers, de forma que a janela de entrada se encontre a 1 m do foco do tubo de raios X, então a câmara deve ser ligada e ficar durante o período de 1h à tensão de 100 V.

Deve-se lembrar que, para a determinação da taxa de kerma no ar com esta câmara, é necessária a obtenção da curva de extrapolação. Por meio desta tem-se o coeficiente angular da reta (gradiente B). Deve-se tomar nota da temperatura e pressão ambientais para a determinação do fator de correção para as condições ambientais de referência.

A5. Determinação da Taxa de Kerma no Ar

A taxa de kerma no ar pode ser obtida pela Equação A2:

$$\dot{K}_{ar} = \frac{\bar{W}}{e} \cdot \frac{B}{\rho \cdot A_{ef}} \cdot \prod_1^i k_i \quad \text{(A2)}$$

onde

$\bar{W}$ é a energia média para a formação de um par de íons;

e é a carga do elétron;

B é o coeficiente angular da curva de extrapolação;

ρ é a densidade do ar atmosférico;

A_{ef} é a área efetiva do eletrodo coletor de entrada (janela de entrada);

$\prod_1^i k_i$ é o produtório dos fatores de correção aplicados para a determinação da taxa de kerma no ar, descritos no item A3.

A6. Calibração de Câmaras de Ionização do Tipo Lápis

Para a calibração das câmaras do tipo lápis deve-se fazer uso das taxas de kerma no ar obtidas com a câmara de extrapolação C2, e então determinar os fatores de calibração e correção da câmara de ionização do tipo lápis sob calibração, que é dada pela Equação A3:

$$N_{KL} = \frac{\dot{K}_{ar}}{M \cdot F_{T,P}} \quad \text{(A3)}$$

onde $\dot{K}_{ar}$ é a taxa de kerma no ar obtida com a câmara de extrapolação padrão, $F_{T,P}$ é o fator de correção para as condições ambientais e M é a medição obtida com a câmara de ionização que está sendo calibrada. Depois da obtenção do fator de calibração é possível obter o fator de correção (K_Q) para cada qualidade de radiação utilizada como mostra a Equação A4.

$$K_Q = \frac{N_{KL}}{N_{KLref}} \quad \text{(A4)}$$

O fator de correção é a razão entre o fator de calibração da qualidade de radiação desejada (N_{KL}) e o fator de calibração da qualidade de radiação de referência (N_{KLref}); no caso do LCI é a qualidade RQT 9.

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Diretoria de Pesquisa, Desenvolvimento e Ensino
Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 – Cidade Universitária CEP: 05508-000
Fone/Fax(0XX11) 3133-8908
SÃO PAULO – São Paulo – Brasil
http://www.ipen.br

O IPEN é uma Autarquia vinculada à Secretaria de Desenvolvimento, associada
à Universidade de São Paulo e gerida técnica e administrativamente pela
Comissão Nacional de Energia Nuclear, órgão do
Ministério da Ciência, Tecnologia, Inovações e Comunicações.