



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**SISTEMA DE MEDIÇÃO CÂMARA DE IONIZAÇÃO-ELETRÔMETRO
PARA ENSAIOS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA EM EQUIPAMENTOS
DE RAIOS X PARA PROCEDIMENTOS INTERVENCIONISTAS**

MÁRCIO BOTTARO

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

**Orientador:
Prof. Dr. Maurício Moralles**

**São Paulo
2012**

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

**SISTEMA DE MEDIÇÃO CÂMARA DE IONIZAÇÃO-ELETROMETRO PARA
ENSAIOS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA EM EQUIPAMENTOS DE RAIOS X
PARA PROCEDIMENTOS INTERVENCIONISTAS**

MÁRCIO BOTTARO

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

**Orientador:
Dr. Maurício Moralles**

SÃO PAULO

2012

DEDICATÓRIA

A minha esposa Ana Paula e meus filhos Bianca, Francisco e Vinícius,
pelo amor, alegria, paciência e compreensão.

A meus pais Irineu e Márcia pelo apoio incondicional de toda uma vida.

AGRADECIMENTOS

Ao Dr. Maurício Moralles, pela amizade, orientação, confiança e apoio em todas as etapas do desenvolvimento deste trabalho.

Ao colega Maurício Landi do IEE/USP que deu valiosas contribuições na concepção da câmara de ionização e usinou todos os protótipos de câmaras de ionização utilizados no trabalho.

Ao Sr. Bruno Mario Pligher, consultor da Henkel, pelas valiosas explicações que esclareceram e auxiliaram no aprimoramento da utilização de tintas grafites nos protótipos de câmara de ionização

Ao Dr. Ludwig Büermann do PTB, pelos esclarecimentos técnicos e disponibilização de normas e requisitos técnicos para avaliação de sistemas de medição utilizados em radioproteção.

Ao grande amigo Vlamir Viana, pelo apoio a mais esta iniciativa, e colaboração nas diversas etapas do projeto.

Aos colegas da STEEE, Everaldo, Gianni, Fernanda, Marcelo e Ricardo pela colaboração e manutenção do andamento da STEEE nos momentos em que estive dedicado as atividades de projeto e desenvolvimento deste trabalho.

Ao Engenheiro Paulo Gomes da Pró-Dental pela doação de placas de policarbonato.

A colega Marina Batalim pelas colaborações durante as avaliações experimentais na STEEE.

Ao Dr. Marco A. G. Pereira pela disponibilização dos espectros de radiação espalhada e pelas avaliações experimentais na STDTS.

Ao Dr. Vítor Vívoló e Dra. Maria da Penha pela colaboração nas avaliações experimentais, colegas do IPEN-CMR.

Ao engenheiro André Pereira da National Instruments™ pelo auxílio nos trabalhos com o sistema FPGA Compact RIO.

A equipe da CPG do IPEN pelo suporte sempre com grande cordialidade.

EPÍGRAFE

*“Os pequenos atos que se executam são melhores que
todos aqueles grandes que se planejam”.*

George C. Marshall

SISTEMA DE MEDIÇÃO CÂMARA DE IONIZAÇÃO-ELETRÔMETRO PARA ENSAIOS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA EM EQUIPAMENTOS DE RAIOS X PARA PROCEDIMENTOS INTERVENCIONISTAS

MÁRCIO BOTTARO

RESUMO

Uma nova câmara de ionização de placas paralelas com volume de 500 cm³ e um eletrômetro com interface digital para aquisição de dados, constituindo um sistema de medição câmara-eletrômetro, foram desenvolvidos para atender a requisitos específicos de ensaios compulsórios de proteção radiológica em equipamentos de raios X intervencionistas. A câmara de ionização tem como características principais: baixo custo, robustez mecânica e variação da resposta com a energia do feixe inferior a 5% na faixa de 40 kV a 150 kV. O eletrômetro possui um circuito amplificador de transimpedância de alto ganho (5×10^8 V/A) e sistema de controle e aquisição de dados desenvolvido em plataforma LabVIEW™, incluindo fonte de polarização da câmara de ionização integrada com tensão DC de saída ajustável entre 0 e 1000 V e sistema para correção da densidade do ar. Foi estabelecida, testada e validada durante o projeto da câmara de ionização uma metodologia de desenvolvimento empregando cálculo de campos elétricos, medições em laboratório com feixes padronizados e simulações computacionais de interação da radiação no volume da câmara com o Método de Monte Carlo. Também foi desenvolvida uma metodologia simplificada de calibração do eletrômetro garantindo a confiabilidade metrológica do sistema de medição. Ensaios para avaliação de desempenho do sistema de medição como resposta a influências ambientais, resposta em função da energia, dependência angular, linearidade e dependência com o kerma no ar e taxa de kerma no ar foram efetuados em conformidade com normas e requisitos técnicos internacionais. Adicionalmente, para avaliação mais detalhada da câmara de ionização desenvolvida, foram efetuadas simulações com vários espectros de radiação espalhada. O sistema foi empregado em ensaios de radiações de fuga, radiação residual e radiação espalhada, sendo comparado com outros sistemas de referência e validado para utilização na rotina laboratorial de ensaios.

ION CHAMBER–ELECTROMETER MEASUREMENT SYSTEM FOR RADIATION PROTECTION TESTS IN X-RAY EQUIPMENTS FOR INTERVENTIONAL PROCEDURES

MÁRCIO BOTTARO

ABSTRACT

A new parallel plate ionization chamber with volume of 500 cc and an electrometer with digital interface for data acquisition, configuring an ion chamber–electrometer measurement system, were developed to comply with specific requirements for compulsory radiation protection tests in interventional X-ray equipments. The ion chamber has as main characteristics: low cost, mechanical strength and response variation with beam energy of less than 5% in the 40 kV to 150 kV range. The electrometer has a high gain (5×10^8 V/A) transimpedance amplifier circuit and a data acquisition and control system developed in LabVIEW™ platform, including an integrated power supply for the ion chamber bias with adjustable DC voltage output from 0 to 1000 V and an air density correction system. Electric field calculations, laboratory measurements in standard beams and computational simulations of radiation interactions in chamber volume with Monte Carlo Method were employed in the elaborated methodology of the ion chamber development, which was tested and validated. It was also developed a simplified methodology for electrometer calibration that assures metrological trustworthiness of the measurement system. Tests for the system performance evaluation as environmental influence response, energy response, angular dependency, linearity and air kerma and air kerma rate dependency were performed according to international standards and requirements. Additionally, for a detailed evaluation of the developed ion chamber, simulations with various scattered radiation spectra were performed. The system was applied in leakage radiation, residual radiation and scattered radiation tests, being compared with other reference systems and validated for laboratorial test routine.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
2	OBJETIVOS	4
3	FUNDAMENTOS	5
3.1	MEDIÇÕES DE DOSE EM PACIENTES E OPERADORES EM PROCEDIMENTOS INTERVENCIÓNISTAS	5
3.2	GRANDEZAS UTILIZADAS EM ENSAIOS DE EQUIPAMENTOS DE RADIODIAGNÓSTICO	7
3.2.1	ENERGIA MÉDIA DEPOSITADA	8
3.2.2	DOSE ABSORVIDA.....	8
3.2.3	KERMA NO AR E TAXA DE KERMA NO AR.....	9
3.2.4	EQUIVALENTE DE DOSE	10
3.2.4.1	ESPECIFICAÇÃO DO EQUIVALENTE DE DOSE.....	10
3.2.5	EXPOSIÇÃO.....	11
3.2.6	PRODUTO DOSE-ÁREA E PRODUTO KERMA NO AR-ÁREA	11
3.2.7	PARÂMETROS DE APLICAÇÃO DE CARGA.....	12
3.2.8	PARÂMETROS ESPECÍFICOS PARA ENSAIOS EM RADIOLOGIA INTERVENCIÓNISTA.....	13
3.3	ENSAIOS DE TIPO EM EQUIPAMENTOS RADIOLÓGICOS INTERVENCIÓNISTAS	15
3.3.1	MEDIÇÃO DA RADIAÇÃO DE FUGA EM CONJUNTOS-FONTE E CONJUNTOS-EMISSORES DE RADIAÇÃO X ..	17
3.3.2	LEVANTAMENTO DOS NÍVEIS DE RADIAÇÃO PARASITA NA ZONA DE OCUPAÇÃO SIGNIFICATIVA PARA PROCEDIMENTOS INTERVENCIÓNISTAS.....	19
3.3.3	MEDIÇÃO DE RADIAÇÃO RESIDUAL APÓS A BLINDAGEM DE PROTEÇÃO PRIMÁRIA.....	21
3.3.4	LEVANTAMENTO DOS NÍVEIS DE RADIAÇÃO PARASITA AO REDOR DO EQUIPAMENTO DE RAIOS X (MAPAS DE ISOKERMA)	23
3.4	ENSAIOS EM EQUIPAMENTOS RADIOLÓGICOS	25
3.5	TEORIA DA CAVIDADE	27
3.5.1	EQUILÍBRIO ELETRÔNICO	28
3.5.2	CÂMARAS DE IONIZAÇÃO.....	29
3.5.2.1	CÂMARAS DE AR LIVRE.....	29
3.5.2.2	CÂMARAS CAVITÁRIAS	30
3.5.3	SATURAÇÃO E RECOMBINAÇÃO IÔNICA EM CÂMARAS DE IONIZAÇÃO	32
3.6	SISTEMAS DE MEDIÇÃO VETORIAIS E MATRICIAIS.....	33
4	MATERIAIS E MÉTODOS	37
4.1	DESENVOLVIMENTO DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO	39
4.1.1	PRIMEIRA PROPOSTA DE CÂMARA DE IONIZAÇÃO	42
4.1.2	SEGUNDA PROPOSTA DE CÂMARA DE IONIZAÇÃO	51
4.1.3	FABRICAÇÃO DO PRIMEIRO PROTÓTIPO DE CÂMARA DE IONIZAÇÃO.....	54
4.1.4	MEDIÇÕES EM LABORATÓRIO COM FEIXES ESTREITOS DA ISO 4037-1	58
4.1.5	MODELO DA CÂMARA NO CÓDIGO DE MONTE CARLO MCNP4C ^{II}	65

4.1.5.1	SIMULAÇÃO DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO NO MCNP-4C	66
4.1.5.1.1	GEOMETRIA DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO	66
4.1.5.1.2	KERMA NO AR DE REFERÊNCIA	69
4.1.5.1.3	FONTE UTILIZADA NO MCNP-4C	70
4.1.5.1.4	CONFIGURAÇÃO DOS PARÂMETROS DE SAÍDA – TALLIES	70
4.1.5.1.5	RESULTADOS DAS SIMULAÇÕES	72
4.1.6	AJUSTES NO PRIMEIRO PROTÓTIPO DE CÂMARA DE IONIZAÇÃO	81
4.1.7	O SEGUNDO PROTÓTIPO DE CÂMARA DE IONIZAÇÃO	84
4.1.7.1	TERCEIRA PROPOSTA DE MODELO DE CÂMARA DE IONIZAÇÃO	85
4.1.7.2	FABRICAÇÃO DO SEGUNDO PROTÓTIPO DE CÂMARA DE IONIZAÇÃO	87
4.1.8	MEDIÇÕES EM LABORATÓRIO COM FEIXES ESTREITOS DA ISO 4037-1	89
4.1.9	SIMULAÇÃO DO SEGUNDO PROTÓTIPO NO MCNP-4C	91
4.1.9.1	GEOMETRIA DO SEGUNDO PROTÓTIPO	91
4.1.9.2	FONTE, KERMA NO AR DE REFERÊNCIA E PARÂMETROS DE SAÍDA	94
4.1.9.3	RESULTADOS DAS SIMULAÇÕES	94
4.2	ELETRÔMETRO	96
4.2.1	CARACTERIZAÇÃO DO ELETRÔMETRO	97
4.2.2	CIRCUITO AMPLIFICADOR DE ENTRADA	99
4.2.3	FONTE PARA POLARIZAÇÃO DA CÂMARA	101
4.2.4	PLATAFORMA RIO	102
4.2.5	CALIBRAÇÃO DO ELETRÔMETRO	104
5	RESULTADOS	112
5.1	INSTABILIDADES NO CAMPO ELÉTRICO DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO	112
5.1.1	MONTAGEM DO SISTEMA	113
5.1.2	AVALIAÇÃO DOS CABOS UTILIZADOS NO SISTEMA	115
5.1.3	AVALIAÇÃO DAS INFLUÊNCIAS AMBIENTAIS NA CÂMARA DE IONIZAÇÃO	116
5.1.4	AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DA TEMPERATURA AMBIENTE	118
5.1.5	AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DA UMIDADE RELATIVA DO AR	119
5.2	RESPOSTA EM ENERGIA DO SISTEMA DE MEDIÇÃO	123
5.3	DEPENDÊNCIA ANGULAR DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO	128
5.4	TENSÃO DE SATURAÇÃO E PERDAS POR RECOMBINAÇÃO DE CARGA	130
5.4.1	APROXIMAÇÃO TEÓRICA DAS PERDAS POR RECOMBINAÇÃO DE CARGA	132
5.4.2	AVALIAÇÃO PRÁTICA DAS PERDAS POR RECOMBINAÇÃO DE CARGA	134
5.5	LINEARIDADE E DEPENDÊNCIA COM O KERMA NO AR E A TAXA DE KERMA NO AR DO SISTEMA DE MEDIÇÃO	138
5.6	RESPOSTA EM TEMPO DO SISTEMA DE MEDIÇÃO	142
5.7	SIMULAÇÃO COM ESPECTROS DE RADIAÇÃO ESPALHADA	147
5.8	APLICAÇÃO DO SISTEMA DE MEDIÇÃO EM ENSAIOS DE SEGURANÇA	150
5.8.1	ENSAIOS DE RADIAÇÃO DE FUGA EM CONJUNTOS-FONTE DE RADIAÇÃO X	152
5.8.2	ENSAIOS DE RADIAÇÃO RESIDUAL APÓS BLINDAGEM DE PROTEÇÃO PRIMÁRIA	155

5.8.3 ENSAIOS DE RADIAÇÃO ESPALHADA	158
6 DISCUSSÃO	162
7 CONCLUSÕES	168
APÊNDICE 1 SISTEMA DE MÚLTIPLOS ELEMENTOS	170
REPLICAÇÃO DAS CÂMARAS DE IONIZAÇÃO	170
ELETRÔMETRO MULTICANAL	171
VERIFICAÇÃO DO SISTEMA DE MÚLTIPLOS ELEMENTOS	173

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Grandezas de interesse para estimativa das doses em pacientes e para caracterização do equipamento de raios X ^[23]	14
Figura 2. Planejamento e resultados de medição de radiação de fuga em laboratório de ensaios de equipamentos radiológicos ^[46]	18
Figura 3. Apresentação dos dados de medição da radiação parasita na zona de ocupação significativa designada ^[13]	20
Figura 4. Perfil da taxa de kerma no ar nos pontos 1A (médico intervencionista), 2A (médico assistente), 3A e 1D (anestesista), 2D e 3D (enfermagem), na Projeção Obliqua Anterior Direita – OAD (+35°), para o modo aquisição digital do equipamento de raios X. Fonte: Sánchez (2008) ^[27]	21
Figura 5. Exemplo de mapa de isokerma a 100 cm do chão, em exame com conjunto-fonte de radiação X posicionado abaixo da mesa ^[13]	24
Figura 6. Exemplo de mapa de isokerma a 100 cm do chão, em exame com conjunto-fonte de radiação X posicionado abaixo da mesa. Os dados são normalizados pelo produto dose-área medido.	25
Figura 7. Esquema simplificado de uma câmara de ionização de ar livre.	30
Figura 8. Esquema simplificado de uma câmara de ionização cavitária: (1) Eletrodo de polarização - janela; (2) eletrodo coletor; (3) anel de guarda; (a) diâmetro da janela; (b) diâmetro do eletrodo coletor; (c) largura do anel de guarda; (d) separação entre eletrodo coletor e anel de guarda ^[36]	31
Figura 9. Câmara de ionização de Amerio <i>et al</i> (2004) segmentada em 1024 pixels de 0,07 cm ³ , montada em PMMA ^[59]	34
Figura 10. Sistema 10970 FLUKE Biomedical. (a) Detalhe da câmara de ionização 50300/96010A; (b) Montagem em arco do sistema 10970 com câmaras e eletrômetro.	36
Figura 11. Vista em corte da primeira proposta de câmara de ionização com componentes construtivos, circuito de grafite e volume de ar.	42
Figura 12. Representação da polarização do circuito da câmara de ionização com aplicação da tensão entre circuito de janela e anéis de guarda e a equalização de potencial entre anéis de guarda e eletrodo coletor, promovida pela impedância do circuito de leitura (eletrômetro).....	43
Figura 13. Resultados de cálculo de campo elétrico para o primeiro modelo de câmara de ionização proposto, utilizando o software Maxwell 2D TM – Tensão aplicada entre janela e anel de guarda de +400 V.	43
Figura 14. Tempo de trânsito dos íons no ar para o primeiro modelo de câmara proposto para uma tensão de polarização de +400 V, em função da distância dos eletrodos, onde t1 representa o tempo de trânsito para uma mobilidade dos íons de $1,34 \times 10^{-4} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1} \text{ V}^{-1}$ e t2 o tempo de trânsito para mobilidade dos íons de $1,89 \times 10^{-4} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1} \text{ V}^{-1}$	45
Figura 15. Velocidade de trânsito dos íons no ar para o primeiro modelo de câmara proposto para uma tensão de polarização de +400 V, em função do campo elétrico, onde s1 representa a velocidade de trânsito para uma mobilidade dos íons de $1,34 \times 10^{-4} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1} \text{ V}^{-1}$ e s2 a velocidade de trânsito para mobilidade dos íons de $1,89 \times 10^{-4} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1} \text{ V}^{-1}$. O gráfico A apresenta o detalhe da região linear do gráfico B.....	46
Figura 16. Resultado de cálculo de campo elétrico para o primeiro modelo proposto de câmara de ionização, utilizando o software Maxwell 2D TM – Tensão aplicada entre janela e anel de guarda de +200 V.	48

Figura 17. Resultado de cálculo de campo elétrico para o primeiro modelo proposto de câmara de ionização, utilizando o software Maxwell 2D TM – Tensão aplicada entre janela e anel de guarda de +1000 V.	48
Figura 18. Vista em corte da segunda proposta de câmara de ionização com componentes construtivos, circuito de grafite e volume de ar.....	51
Figura 19. Resultado de cálculo de campo elétrico para o segundo modelo proposto de câmara de ionização utilizando o software Maxwell 2D TM – Tensão aplicada entre janela e anel de guarda de +250 V.	52
Figura 20. Tempo de trânsito dos íons no ar para o segundo modelo de câmara proposto para uma tensão de polarização de +250 V, em função da distância dos eletrodos, onde t1 representa o tempo de trânsito para uma mobilidade dos íons de $1,34 \times 10^{-4} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1} \text{ V}^{-1}$ e t2 o tempo de trânsito para mobilidade dos íons de $1,89 \times 10^{-4} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1} \text{ V}^{-1}$	53
Figura 21. Ilustração dos componentes do primeiro protótipo de câmara de ionização: corpo de PMMA, janelas e eletrodo central de policarbonato.	54
Figura 22. Ilustração dos componentes de fixação do eletrodo central e manípulo do primeiro protótipo de câmara de ionização.	55
Figura 23. Corpo cilíndrico do primeiro protótipo de câmara de ionização. A: Furações para parafusos de fixação do eletrodo central. B: Furação para fixação do manípulo.....	56
Figura 24. Vista interna do corpo da câmara de ionização com as pinturas em grafite. A: Pintura do circuito do corpo e janela; B: Pintura do circuito do anel de guarda; C: Pintura do circuito eletrodo coletor.	57
Figura 25. Montagem do primeiro protótipo de câmara de ionização desenvolvido.	57
Figura 26. Diagrama em blocos do circuito amplificador de transimpedância de ganho 10^6 desenvolvido na STEEE, utilizado junto ao primeiro protótipo de câmara de ionização. .	60
Figura 27. Diagrama de blocos da fonte microcontrolada com tensões de saída de 0 a 1000 V desenvolvida na STEEE.	61
Figura 28. Diagrama de blocos do primeiro modelo de amplificador de corrente utilizado no circuito conversor corrente-tensão acoplado a um osciloscópio digital de alta resolução para os testes iniciais.....	61
Figura 29. Formas de onda capturadas por osciloscópio digital FLUKE 199A, com amplificador de ganho 10^6 utilizado junto ao primeiro protótipo de câmara de ionização: a) feixe primário de equipamento convencional com gerador de alta tensão de alta frequência; b) feixe primário de equipamento odontológico com gerador de alta tensão de um pulso.	62
Figura 30. Resultados de referência da razão carga/kerma no ar (C/Gy) das medições nos laboratórios IPEN-CMR e IEE-STEED.....	63
Figura 31. Vista em corte da primeira geometria simulada no MCNP-4C, com volume de ar externo 98, volumes internos de ar de interesse de 92 a 96, volume da zona morta 97, placas de policarbonato em cor vermelha e parede de PMMA em cor mostarda.	67
Figura 32. Vista de seção transversal do centro da primeira geometria simulada no MCNP-4C, com volume de ar externo 98, volume da zona morta 97, placa de policarbonato central em cor vermelha e parede de PMMA em cor mostarda.....	67
Figura 33. Detalhe das pinturas de grafite da primeira geometria simulada no MCNP-4C, definidas pelas células 2, 3, 4 e 91, volume da zona morta 97, placa de policarbonato central em cor vermelha e parede de PMMA em cor mostarda.	69
Figura 34. Espectros simulados N150 e N60, respectivamente, de acordo com a norma ISO 4037-1 [75,83]	70
Figura 35. Resultados da razão carga / kerma no ar de referência das simulações com o primeiro protótipo de câmara de ionização no MCNP-4C	72
Figura 36. Resultados comparativos dos dados experimentais e da primeira série de simulações do primeiro protótipo de câmara de ionização no MCNP-4C	73

Figura 37. Resultados da razão carga / kerma no ar de referência das simulações com o primeiro protótipo de câmara de ionização no MCNP-4C para importâncias para fótons 0 (p0) e 1 (p1) na zona morta.	74
Figura 38. Distribuição das massas de ar das células no interior da câmara de ionização calculadas pelo MCNP-4C para o primeiro protótipo de câmara de ionização.....	75
Figura 39. Distribuição das energias depositadas nas células no interior da câmara de ionização simuladas no MCNP-4C utilizando-se a qualidade N60 da ISO 4037-1, para o primeiro protótipo de câmara de ionização, para importâncias para fótons 0 (p0) e 1 (p1) na zona morta.	75
Figura 40. Distribuição das energias depositadas nas células no interior da câmara de ionização simuladas no MCNP-4C utilizando-se a qualidade N80 da ISO 4037-1, para o primeiro protótipo de câmara de ionização, para importâncias para fótons 0 (p0) e 1 (p1) na zona morta.	76
Figura 41. Distribuição das energias depositadas nas células no interior da câmara de ionização simuladas no MCNP-4C utilizando-se a qualidade N100 da ISO 4037-1, para o primeiro protótipo de câmara de ionização, para importâncias para fótons 0 (p0) e 1 (p1) na zona morta.	76
Figura 42. Distribuição das energias depositadas nas células no interior da câmara de ionização simuladas no MCNP-4C utilizando-se a qualidade N150 da ISO 4037-1, para o primeiro protótipo de câmara de ionização, para importâncias para fótons 0 (p0) e 1 (p1) na zona morta.	77
Figura 43. Resultados da diferença percentual de deposição de energia entre as células C92 e C93 do primeiro protótipo de câmara de ionização no MCNP-4C para importâncias para fótons 0 (p0) e 1 (p1) na zona morta.....	78
Figura 44. Resultados comparativos dos dados experimentais e da primeira série de simulações do primeiro protótipo de câmara de ionização no MCNP-4C.....	79
Figura 45. Resultados comparativos dos dados experimentais e da segunda série de simulações do primeiro protótipo de câmara de ionização no MCNP-4C.....	81
Figura 46. Resultados comparativos dos dados experimentais na STEEE e da terceira série de simulações no MCNP-4C do primeiro protótipo de câmara de ionização ajustado.	83
Figura 47. Vista em corte da terceira proposta de câmara de ionização com componentes construtivos, circuito de grafite e volume de ar.	85
Figura 48. Resultado de cálculo de campo elétrico para o terceiro modelo proposto de câmara de ionização utilizando o software Maxwell 2D TM – Tensão aplicada entre janela e anel de guarda de +250 V.....	86
Figura 49. Detalhe do eletrodo central com pintura em grafite onde são delineados os circuitos do anel de guarda circundante (A) e eletrodo coletor (B).	87
Figura 50. Segundo protótipo de câmara de ionização com detalhe de fixação do elemento central (A) que incorpora o eletrodo coletor e anel de guarda circundante.	88
Figura 51. Segundo protótipo de câmara de ionização montado ao lado do primeiro protótipo desenvolvido.....	89
Figura 52. Resultados das medições no laboratório da STEEE para o segundo protótipo de câmara de ionização.	90
Figura 53. Vista em corte da segunda geometria simulada no MCNP-4C, com volume de ar externo 98, volumes internos de ar de interesse de 92 e 93, volume da zona morta 97, placas de policarbonato em cor vermelha e parede de PMMA em cor mostarda.....	92
Figura 54. Vista de seção transversal do centro da segunda geometria simulada no MCNP-4C, com volume de ar externo 98, volume da zona morta 97, placa de policarbonato central com pinturas em grafite (94 - eletrodo coletor e 91 - anel de guarda) em cor verde e parede de PMMA em cor mostarda.	92

- Figura 55. Detalhe das pinturas de grafite da segunda geometria simulada no MCNP-4C, definidas pelas células em verde, volume da zona morta definido pela célula 97 e placa de policarbonato central em cor vermelha.....93
- Figura 56. Resultados da razão carga / kerma no ar de referência das simulações com o segundo protótipo de câmara de ionização no MCNP-4C95
- Figura 57. Resultados comparativos dos dados experimentais na STEEE e da primeira série de simulações do segundo protótipo de câmara de ionização no MCNP-4C.95
- Figura 58. Circuito amplificador com ganho $2,1 \times 10^9$ V/A, composto de dois estágios com amplificador de transimpedância (A) com ganho 1×10^6 V/V e amplificador de instrumentação (B) com ganho 2×10^3 V/V.....101
- Figura 59. Circuitos sensores de pressão atmosférica (A) e temperatura ambiente (B).....103
- Figura 60. Diagrama de blocos do primeiro modelo de eletrômetro e sua conexão ao protótipo de câmara de ionização103
- Figura 61. Ilustração da conexão de um capacitor padrão a entrada de um eletrômetro. Fonte: TRS457, figura 6.4 ^[36].....104
- Figura 62. Circuito clássico de calibração com fonte de corrente contínua sobre divisor de tensão resistivo com chave seletora de tensão. Fonte: TRS457, figura 6.3 ^[36].....105
- Figura 63. Circuito de calibração com fonte de corrente contínua sobre divisor de tensão resistivo por meio de potenciômetro linear.106
- Figura 64. Resultado da calibração do eletrômetro na faixa de ± 200 mV de tensão de referência do sistema de aquisição C-RIO.107
- Figura 65. Resultado da calibração do eletrômetro na faixa de ± 5 V de tensão de referência do sistema de aquisição C-RIO.108
- Figura 66. Primeira montagem em bancada de ensaio na STEEE do eletrômetro composto por (A) amplificador, (B) Fonte de polarização da câmara de ionização, (C) sistema de aquisição C-RIO da National Instruments e (D) computador portátil para visualização dos resultados em plataforma LabVIEW™.109
- Figura 67. Painel frontal do programa de controle e aquisição de dados do sistema desenvolvido na plataforma LabVIEW™. (A) controle dos conversores A/D do sistema, (B) parâmetros de entrada de ganho, temperatura e pressão atmosférica, (C) parâmetros elétricos de saída, (D) parâmetros de saída calculados e (E) filtro opcional para corrente de entrada111
- Figura 68. Segunda montagem do eletrômetro em gabinete metálico blindado, composta por (A) amplificador, (B) Fonte de polarização da câmara de ionização, (C) sistema de aquisição C-RIO da National Instruments e (D) fonte de alimentação do sistema.....114
- Figura 69. Sistema montado com (A) cabo de comunicação para conexão a computador portátil, (B) controle manual da tensão de saída (potenciômetro) e (C) entrada do eletrômetro com conector coaxial e plugue banana para saída de tensão de polarização para câmara de ionização.115
- Figura 70. Novo cabo Philips Super TIAFLEX 50 ohms duplo, utilizado na câmara de ionização e sua conexão com o circuito do eletrômetro.116
- Figura 71. Câmara climática utilizada nas avaliações de resposta da câmara de ionização às condições ambientais.117
- Figura 72. Posicionamento da câmara de ionização e sonda HIGROCLIP 2 no interior da câmara climática utilizada nas avaliações de resposta da câmara de ionização às condições ambientais.....118
- Figura 73. Resultado das correntes de fuga sem ajuste (CFuga) e com ajuste via software (CFaj) na avaliação da resposta da câmara de ionização às variações de temperatura ambiente na umidade relativa do ar de 65%.119

- Figura 74. Resultado das correntes de fuga sem ajuste (CFuga) e com ajuste via software (CFaj) na avaliação da resposta da câmara de ionização às variações de umidade relativa do ar na temperatura de 35 °C, de acordo com a norma IEC 60846-1. 121
- Figura 75. Resultado das correntes de fuga sem ajuste (CFuga) e com ajuste via software (CFaj) na avaliação da resposta da câmara de ionização às variações de umidade relativa do ar na temperatura de 20 °C, de acordo com o requisito PTB-A 23.3. 122
- Figura 76. Montagem da câmara de ionização C03 no sistema de referência da STEEE para avaliação da dependência em energia em feixes padrão estreito da ISO 4037-1 ^[75] 124
- Figura 77. Resultado da resposta em energia do sistema desenvolvido em relação ao sistema de referência da STEEE para feixes padrão estreito da ISO 4037-1 ^[75] 125
- Figura 78. Montagem da câmara de ionização C03 no sistema de referência da STDTS para avaliação da dependência em energia em feixes padrão estreito da ISO 4037-1 ^[75] 126
- Figura 79. Resultado da resposta em energia do sistema desenvolvido em relação ao sistema de referência da STDTS para feixes padrão estreito da ISO 4037-1 ^[75] 127
- Figura 80. Resultado da resposta em energia do sistema desenvolvido em relação aos sistemas de referência da STEEE e STDTS para feixes padrão estreito da ISO 4037-1 ^[75], de acordo com o requisito PTB-A 23.3 e a norma IEC 60846-1. 128
- Figura 81. Montagem da câmara de ionização C03 nos sistemas de referência pulsado da STEEE (a) e contínuo da STDTS (b) para avaliação da dependência angular em feixe padrão estreito N80 da ISO 4037-1 ^[75] 129
- Figura 82. Eficiência de coleção de carga em irradiação contínua para o protótipo de câmara de ionização desenvolvido. f_1 para $\alpha/6ek_1k_2$ de $7,53 \times 10^{13} \text{ s m}^{-1} \text{ C}^{-1} \text{ V}^2$. f_2 para $\alpha/6ek_1k_2$ de $5,93 \times 10^{13} \text{ s m}^{-1} \text{ C}^{-1} \text{ V}^2$ 133
- Figura 83. Eficiência de coleção de carga f em irradiação pulsada para o protótipo de câmara de ionização desenvolvido. 134
- Figura 84. Eficiência de coleção de carga f do sistema desenvolvido em função da energia para irradiação pulsada em feixes com qualidade *Narrow* ISO 4037-1 ^[75], determinada pelo método das duas tensões e por aproximação teórica ^[99]. 135
- Figura 85. Eficiência de coleção de carga f do sistema desenvolvido em função da energia para irradiação contínua em feixes com qualidade *Narrow* ISO 4037-1 ^[75], determinada pelo método das duas tensões e por aproximação teórica ^[99]. 136
- Figura 86. Eficiência de coleção de carga f do sistema desenvolvido em função do kerma no ar para irradiação pulsada em feixe com qualidade N80 ^[75], determinada pelo método das duas tensões e por aproximação teórica ^[99] 136
- Figura 87. Eficiência de coleção de carga f do sistema desenvolvido em função da taxa de kerma no ar para irradiação contínua em feixe com qualidade N80 ^[75], determinada pelo método das duas tensões e por aproximação teórica ^[99] 137
- Figura 88. Resposta do kerma no ar no sistema de referência e sistema desenvolvido em função do produto corrente-tempo para irradiação pulsada em feixe com qualidade N80 ^[75]. . 140
- Figura 89. Resposta da taxa de kerma no ar no sistema de referência e sistema desenvolvido em função da corrente anódica para irradiação contínua em feixe com qualidade N80 ^[75]. 141
- Figura 90. Sistema de medição PTW composto de um eletrômetro (A) UNIDOS E e uma câmara de ionização (B) TA34055-0 / 300 cm³ acoplada a; e sistema de medição Keithley composto de um eletrômetro (C) 3505A uma câmara (D) 96020C / 150 cm³. 143
- Figura 91. Razão do kerma no ar medido com o sistema desenvolvido pelo kerma no ar medido com o sistema de referência RADCAL em função do tempo de irradiação em feixes com qualidade *Narrow* da ISO 4037-1 ^[75] 144

- Figura 92. Razão do kerma no ar medido com o sistema PTW pelo kerma no ar medido com o sistema de referência RADCAL em função do tempo de irradiação em feixes com qualidade *Narrow* da ISO 4037-1 ^[75]144
- Figura 93. Razão do kerma no ar medido com o sistema Keithley pelo kerma no ar medido com o sistema de referência RADCAL em função do tempo de irradiação em feixes com qualidade *Narrow* da ISO 4037-1 ^[75]145
- Figura 94. Captura de imagem do painel de controle desenvolvido em plataforma LabVIEW™ para um pulso de irradiação de 50 ms com qualidade *Narrow* N40 da ISO 4037-1 ^[75]. A escala de corrente (*Amplitude*) é relativa, representada em escala de mV, com ganho de 5×10^8 V/A. A unidade de tempo (Time) não é segundo, mas é relativa às amostras adquiridas.....146
- Figura 95. Forma de onda de corrente do painel de controle desenvolvido em plataforma LabVIEW™ para um pulso de irradiação de 800 ms com qualidade *Narrow* N40 da ISO 4037-1 ^[75]. A escala de corrente (*Amplitude*) é relativa, representada em escala de mV, com ganho de 5×10^8 V/A. A unidade de tempo (Time) não é segundo, mas é relativa às amostras adquiridas.....147
- Figura 96. Espectros da radiação espalhada em objeto geométrico simulador de crânio para diferentes ângulos de espalhamento, obtidos por Pereira (2005) ^[31]149
- Figura 97. Resultados das razões C/Gy obtidos nas simulações no MCNP-4C para o modelo final de câmara de ionização, com espectros de radiação espalhada em objeto geométrico simulador de crânio para diferentes ângulos de espalhamento e tensões do tubo de raios X.....150
- Figura 98. Planejamento de ensaios para conjuntos-emissores convencional e intervencionistas (1) e odontológicos (2). Todos os pontos de medição, de A a E são tomados a 1 metro do ponto focal ^[13]153
- Figura 99. Simulação de ensaio de radiação espalhada no sistema STEEE com câmara de ionização de 180 cm^3 (A) pertencente ao sistema de medição de referência Radcal e câmara de ionização C03 (B) pertencente ao sistema desenvolvido.159
- Figura 100. Resultado das medições de kerma no ar em ensaio simulado de radiação espalhada na STEEE, utilizando-se os sistemas de medição Radcal, PTW e sistema desenvolvido.160
- Figura 101. Sinais de corrente das medições de kerma no ar em ensaio simulado de radiação espalhada na STEEE, utilizando-se o sistema desenvolvido. A – Detalhe do sinal de corrente; B – Sinal de corrente capturado pelo sistema desenvolvido. A escala de amplitude de tensão refere-se à entrada do conversor A/D com ganho de 5×10^8 V/A. A unidade de tempo (Time) não é segundo, mas é relativa às amostras adquiridas.165
- Figura 102. Seis réplicas do protótipo de câmara de ionização apresentado na seção 4.1.7, cada uma com um cabo integrado de 10 m para tensão de polarização e coleta de cargas. 171
- Figura 103. Proposta de circuito amplificador multicanal com capacidade para 16 canais de amplificação montados e calibrados conforme procedimento definido na seção 4.2.5. 172
- Figura 104. Integração do circuito de amplificação ao sistema de aquisição de sinais C-RIO.....172
- Figura 105. Montagem do primeiro protótipo de eletrômetro multicanal.....173

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1. Limites de radiação residual em termos de kerma no ar ou equivalente de atenuação para equipamentos de radiologia diagnóstica de diferentes categorias de aplicação ^[13] .	22
Tabela 2 – Requisitos de câmaras de ionização para ensaios de segurança radiológica em equipamentos de radiodiagnóstico.....	40
Tabela 3 – Perdas percentuais representadas pelas zonas mortas em relação ao volume efetivo nominal do primeiro modelo de câmara proposto.....	49
Tabela 4 – Requisitos normativos de referência internacionais para cada aplicação particular dos detectores de radiação.....	50
Tabela 5 – Taxas de kerma no ar de referência para feixes ISO 4037-1 padrão estreito (<i>Narrow</i>) do CMR IPEN.....	59
Tabela 6 – Kerma no ar de referência para feixes ISO 4037-1 padrão estreito (<i>Narrow</i>) da STEEE-IEE/USP.....	59
Tabela 7 – Máxima variação em energia para as medições em laboratório.....	64
Tabela 8 – Avaliação efetuada no CQMA-IPEN dos componentes químicos na tinta grafite a base d'água em amostra aplicada sobre papel branco.....	80
Tabela 9 – Percentuais relativos dos componentes químicos na tinta grafite a base d'água sem a presença de CaO.....	80
Tabela 10 – Máxima variação em energia para a segunda série de medições no laboratório da STEEE e terceira série de simulações no MCNP-4C.....	83
Tabela 11 – Máxima variação em energia (<i>MVE</i>) da câmara (referência N150) para as medições no laboratório da STEEE.....	90
Tabela 12 – Máxima variação em energia (<i>MVE</i>) da câmara (referência N150) para as medições no laboratório da STEEE e simulações no MCNP-4C.....	96
Tabela 13 – Níveis de referência de kerma no ar em uma irradiação e maior e menor taxa de kerma no ar para os ensaios estabelecidos na norma ABNT NBR IEC 60601-1-3.....	97
Tabela 14 – Níveis de referência de corrente para a menor e maior taxa de kerma no ar para os ensaios estabelecidos na norma ABNT NBR IEC 60601-1-3.....	98
Tabela 15 – Características do eletrômetro em circuito aberto para as tensões de referência no sistema C-RIO com ganho nominal do amplificador de entrada de $2,1 \times 10^9$	109
Tabela 16 – Características do eletrômetro em circuito aberto para as tensões de referência no sistema C-RIO com ganho nominal do amplificador de entrada de $5,0 \times 10^8$	110
Tabela 17 – Características do eletrômetro em circuito aberto para as tensões de referência no sistema C-RIO com ganho nominal do amplificador de entrada de $2,1 \times 10^9$ e $5,0 \times 10^8$	110
Tabela 18 – Valores de referência utilizados na avaliação da influência da temperatura ambiente nas correntes de fuga da câmara de ionização.....	118
Tabela 19 – Valores de referência utilizados na avaliação da influência da umidade relativa do ar nas correntes de fuga da câmara de ionização de acordo com a norma IEC 60846-1.....	120
Tabela 20 – Valores de referência utilizados na avaliação da influência da umidade relativa do ar nas correntes de fuga da câmara de ionização de acordo com o requisito PTB-A 23.3.....	120
Tabela 21 – Kerma no ar de referência em corrente mínima do tubo de raios X em modo pulsado para feixes ISO 4037-1 padrão estreito (<i>Narrow</i>) da STEEE-IEE/USP.....	124

Tabela 22 – Taxa de kerma no ar de referência em modo contínuo para feixes ISO 4037-1 padrão estreito (<i>Narrow</i>) da STDTS-IEE/USP.....	126
Tabela 23 – Dependência angular da câmara conectada ao sistema de medição para ensaios nos laboratórios da STEEE (feixe pulsado) e STDTS (feixe contínuo) numa qualidade de referência N80 (ISO 4037-1 ^[75]).....	129
Tabela 24 – Kerma no ar de referência em modo pulsado para feixe ISO 4037-1 padrão estreito (<i>Narrow</i>) N80 da STEEE-IEE/USP.....	139
Tabela 25 – Taxa de kerma no ar de referência em modo contínuo para feixe ISO 4037-1 padrão estreito (<i>Narrow</i>) N80 da STDTS-IEE/USP.....	140
Tabela 26 – Kerma no ar de referência em modo pulsado para feixes ISO 4037-1 padrão estreito (<i>Narrow</i>) da STEEE-IEE/USP.....	142
Tabela 27 – Dados de ensaios de radiação de fuga efetuados na STEEE-IEE/USP em quatro corpos de prova, para comparação entre o sistema de referência Radcal, sistema PTW e sistema desenvolvido.....	153
Tabela 28 – Erro normalizado para os ensaios de radiação de fuga efetuados na STEEE-IEE/USP em quatro corpos de prova, considerando o sistema de referência Radcal.....	154
Tabela 29 – Medições da radiação residual para os ensaios efetuados na STEEE-IEE/USP em equipamento de raios X utilizado em procedimentos intervencionistas, com o sistema de referência Radcal e o sistema desenvolvido.....	156
Tabela 30 – Medições da radiação residual para os ensaios efetuados na STEEE-IEE/USP em equipamento de raios X para mamografia, com o sistema de referência Radcal e o sistema desenvolvido.....	157
Tabela 31 – Segunda série de medições da radiação residual para os ensaios efetuados na STEEE-IEE/USP em equipamento de raios X para mamografia, com o sistema de referência Radcal e o sistema desenvolvido.....	158
Tabela 32 – Erro normalizado para os ensaios de radiação espalhada simuladas na STEEE-IEE/USP, considerando o sistema de referência Radcal.....	160

1 INTRODUÇÃO

A crescente demanda de equipamentos de raios X utilizados em procedimentos intervencionistas impulsionou o desenvolvimento de equipamentos por fabricantes nacionais e abriu o mercado para ampliação das importações e vendas neste segmento. Estes equipamentos apresentam relativa complexidade de operação e são alvo de grande preocupação nas rotinas de controle de qualidade ^[1] devido principalmente ao seu potencial de risco ao paciente e ao operador.

Alguns autores chegam a classificar as doses nos procedimentos intervencionistas como as mais elevadas na radiologia diagnóstica, e, portanto, os procedimentos mais perigosos tanto para pacientes como operadores ^[2,3]. A preocupação com as doses em pacientes normalmente é o foco da maioria das pesquisas, no entanto as doses na equipe clínica também são reportadas com frequência, já que danos aos médicos intervencionistas são relatados, principalmente às extremidades, como dedos e mãos, e cristalino ^[4]. O conhecimento acerca da dosimetria é sempre questionado em muitos trabalhos publicados, desde a instrumentação utilizada até as condições técnicas disponíveis e a experiência da equipe clínica na condução de procedimentos, e os dados reportados apresentam características regionais que variam muito entre países e continentes ^[5,6].

Mesmo os avanços tecnológicos alcançados no decorrer dos anos, como o uso de geradores de irradiação pulsada, sistemas de controle automático da irradiação e a digitalização de imagens, não garantem de forma completa a segurança dos procedimentos intervencionistas ^[7], e a experiência na interação com o equipamento e suas funcionalidades, um dos maiores fatores de influência na redução das doses em pacientes e equipe clínica ^[8,9,10,11], pode ser alcançada pelo atendimento a requisitos normativos ^[12,13].

No Brasil os ensaios de tipo para avaliação de segurança e desempenho em equipamentos eletromédicos são compulsórios e atingem uma extensa gama de equipamentos elétricos sob regime da Agência Nacional de Vigilância Sanitária ^[14,15,16]. Dentro deste contexto encontram-se os equipamentos

de radiologia diagnóstica, incluindo os equipamentos utilizados em procedimentos intervencionistas.

Os ensaios de segurança executados anteriormente à disposição destes equipamentos no mercado são complexos e exigem grande conhecimento por parte dos especialistas do laboratório executor, tanto em seus aspectos mecânicos e elétricos quanto nos aspectos relacionados à dose absorvida por pacientes e operadores. Dentre estes ensaios, os de maior complexidade estão relacionados ao mapeamento do kerma no ar, que consistem de medições de radiação espalhada para caracterização e levantamento de mapas de isokerma e radiação parasita em zona de ocupação significativa, radiação de fuga de conjuntos-fonte e conjuntos-emissores de radiação X e radiação residual após barreira de proteção ^[12,13].

As informações obtidas nos ensaios de medição da radiação espalhada, que têm como principal objetivo a avaliação da conformidade das especificações de equipamentos de raios X utilizados em procedimentos intervencionistas ^[12,13], podem ser utilizadas como base para diretrizes de radioproteção para operadores e equipe clínica durante os procedimentos intervencionistas.

A garantia dos resultados dos ensaios com sistemas convencionais de medição (uso de câmara de ionização em diversos pontos especificados pelo fabricante do equipamento ou determinados por norma) depende de sistemas de alinhamento confiáveis e instrumentos devidamente calibrados, capazes de detectar valores de kerma no ar de alguns nanograys até micrograys. Atualmente, o único laboratório capacitado para execução destes ensaios no Brasil é o laboratório da Seção Técnica de Ensaio de Equipamentos Eletromédicos do Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade de São Paulo (STEE/IEE/USP), o qual utiliza instrumentação que atende parcialmente alguns requisitos normativos, já que características recomendadas pelas normas técnicas não são integralmente obedecidas por tais instrumentos, principalmente o volume de 500 cm³ designado para as câmaras de ionização ^[12].

A instrumentação de referência utilizada para ensaios de segurança e desempenho, ainda com as limitações impostas pela disponibilidade de mercado, é importada, e não existe assistência técnica nacional para estes produtos. No Brasil, várias câmaras de ionização foram desenvolvidas nos últimos anos com o

foco de instrumentação laboratorial de referência para calibração [17,18,19], no entanto, descrições de câmaras de ionização destinadas a procedimentos de controle de qualidade ou ensaios laboratoriais não estão disponíveis na literatura. Outro fator importante é que até hoje nenhum eletrômetro para o uso com câmaras de ionização foi desenvolvido nacionalmente, e conseqüentemente sua integração como sistema de medição câmara-eletrômetro nacional não existe, o que obriga a importação de instrumentação para a continuidade dos trabalhos de garantia da qualidade, segurança e desempenho dos equipamentos de raios X.

Com o intuito de viabilizar a garantia dos resultados destes ensaios e ainda proporcionar a redução no tempo de execução dos mesmos, um sistema de medição composto de câmara de ionização e eletrômetro é proposto neste trabalho. A conveniência de integração do sistema de medição à plataforma de aquisição de dados já adotada pela STEEE, o LabVIEW™, pode auxiliar na redução dos tempos de execução dos ensaios. Além desta vantagem, o tempo de desenvolvimento de sistemas de aquisição de dados utilizando-se o LabVIEW™ é reduzido de forma significativa por consistir em plataforma gráfica de programação e por fazer parte do *know how* da STEEE [20,21,22].

As condições para o atendimento aos requisitos dos ensaios de tipo exigem o desenvolvimento de um sistema diferenciado com eletrônica específica para o controle e aquisição de sinais neste sistema, viabilizando sua funcionalidade plena em conformidade com os requisitos normativos diversos e com as necessidades apresentadas pelo sistema brasileiro de certificação de equipamentos elétricos sob regime da ANVISA.

2 OBJETIVOS

O presente trabalho teve como objetivo o desenvolvimento de um sistema de medição câmara-eletrômetro para ensaios de proteção radiológica designados por normas de referência nacionais e internacionais.

Para o desenvolvimento deste sistema de medição, alguns requisitos foram estabelecidos para que o mesmo pudesse trazer melhorias em relação à qualidade intrínseca dos ensaios efetuados atualmente na STEEE, e pudesse garantir ao menos as mesmas funcionalidades e capacidade metrológica dos sistemas atualmente empregados na rotina de ensaios de segurança e desempenho de equipamentos radiológicos. Estes requisitos foram:

- Capacidade de atendimento a todas as prescrições normativas dos ensaios de radioproteção com um único sistema de medição;
- Capacidade de integração da instrumentação desenvolvida ao sistema de ensaios da STEEE (plataforma de programação LabVIEW™);
- Resposta em energia melhor ou igual a $\pm 5\%$, dentro da faixa de radiodiagnóstico (faixa de tensões do tubo de raios X de 40 kV a 150 kV);
- Boa linearidade, reprodutibilidade e resposta em tempo do sistema de medição câmara-eletrômetro;
- Baixo custo e boa robustez mecânica;

Com os requisitos primários definidos para o projeto, os seguintes objetivos principais foram traçados:

- Desenvolvimento de uma câmara de ionização com volume efetivo de 500 cm³;
- Desenvolvimento de um eletrômetro nacional com controle e aquisição de dados utilizando-se plataforma de desenvolvimento de software e hardware LabVIEW™;
- Integração do sistema câmara-eletrômetro;
- Validação do sistema para utilização em ensaios de segurança e desempenho de equipamentos de raios X.

3 FUNDAMENTOS

3.1 Medições de dose em pacientes e operadores em procedimentos intervencionistas

Os procedimentos intervencionistas guiados por radioscopia com a utilização de geradores de raios X não são novidade da prática médica ^[23], não obstante, a preocupação com a exposição de médicos radiologistas, equipe médica e pacientes também é marcante há algumas décadas ^[24]. A utilização de radiologia intervencionista continua crescendo, com equipamentos mais modernos e com capacidades operacionais mais avançadas, permitindo minimizar custos e proporcionar procedimentos minimamente invasivos com segurança e eficácia ^[23]. De acordo com o ICRP 85 ^[25], pode-se definir estes procedimentos como *'procedimentos que compreendem intervenções diagnósticas e terapêuticas guiadas por acesso percutâneo ou outros, normalmente realizadas sob anestesia local e/ou sedação, usando a imagem fluoroscópica para localizar a lesão ou local de tratamento, monitorar o procedimento, e controlar e documentar a terapia'* ^[23].

Apesar dos benefícios alcançados com a radiologia intervencionista, ela é reconhecida como a técnica de radiodiagnóstico que proporciona a maior dose em pacientes e profissionais nas suas mais diversas modalidades ^[26,8-11]. Este fato aumenta a preocupação com a frequência de utilização da radiologia intervencionista, que se eleva a cada ano ^[23]. Alguns autores destacam procedimentos específicos responsáveis pelas maiores doses em pacientes e equipes, como na área de cardiologia ^[26], e em alguns casos, apontam níveis alarmantes de doses que são agravadas pelos longos períodos de exposição associados à falta de controle e uso inadequado dos equipamentos ^[1].

A preocupação com os níveis de dose não é novidade e os fatores de influência vão desde as capacidades funcionais e configuração dos equipamentos até o treinamento, habilidades e experiência do radiologista ^[24,26,8]. A correlação das doses entre médicos, paciente e equipe, no entanto, não é facilmente estabelecida e pode variar muito entre procedimentos (de algumas unidades até centenas de μSv), dependendo dos fatores mencionados anteriormente ^[26]. Esta

amplitude de variação dificulta o estabelecimento de valores de referência para que seja possível estimar as doses nos procedimentos, mesmo com base nos dados de radiação espalhada provenientes dos ensaios efetuados em equipamentos intervencionistas, reportados em seus documentos acompanhantes ^[12,13].

A dosimetria para avaliação do impacto à segurança radiológica nos procedimentos intervencionistas em muitos casos é efetuada utilizando-se dosímetros termoluminescentes (TLD), que apresentam processos mais complexos de calibração e obtenção de resultados ^[26]. Normalmente as doses obtidas com TLDs nos pacientes e nos médicos que efetuam os procedimentos intervencionistas são obtidas com sensibilidade razoável, no entanto, na equipe auxiliar os níveis acabam não sendo detectáveis ^[26,10]. A medição do Produto Dose-área (PDA), ou Produto Kerma-área (PKA), são utilizadas como parâmetros de referência durante os procedimentos, e através destas, a estimativa de dose no médico radiologista pode ser estimada ^[11]. A sensibilidade deste método ainda é pouco conhecida, pois como abordado anteriormente, as discrepâncias entre os procedimentos envolvem muitas variáveis qualitativas. Câmaras de ionização também são empregadas e apresentam sensibilidade razoável para a determinação das doses na equipe médica ^[27], no entanto a comparação entre metodologias de medição com diferentes detectores ainda não foi efetuada para determinação do melhor método.

Uma metodologia bastante empregada é a espectrometria em configurações de procedimentos intervencionistas mais comuns, com a utilização de objetos simuladores antropomórficos. Marshall *et al* ^[28] efetuou a espectrometria em ângulos diversos, a 1 metro do ponto de referência intervencionista de um objeto simulador antropomórfico. Estes dados foram utilizados por Osei *et al* ^[29] como parâmetros referenciais para simulações computacionais para estimativa do equivalente de dose ocupacional. Medições de fração de espalhamento efetuadas com câmaras de ionização por Williams ^[30] evidenciaram a importância da proteção da equipe médica e também o correto dimensionamento das barreiras para proteção da equipe de trabalho e público. Todas estas medições e simulações foram efetuadas em condições reais, utilizando-se equipamentos de fluoroscopia, mesas de exames típicas utilizadas nas aplicações intervencionistas, e considerando a contribuição de medidores de

PDA posicionados no campo de radiação X. Em alguns casos, a fração de espalhamento foi ponderada pelo produto dose-área, permitindo estimativas de doses ocupacionais e cálculos de barreiras de proteção de forma mais realista [30]. Pereira [31] efetuou a espectrometria e medições com câmaras de ionização em objetos simuladores antropomórficos e geométricos, mostrando suas diferenças em frações de espalhamento. Entretanto, a geometria de ensaio diferiu daquelas normalmente utilizadas nos procedimentos intervencionistas em dois aspectos: a ausência de objetos espalhadores como mesa, receptores de imagem, medidores de PDA, entre outros, e a utilização de um conjunto emissor de raios X industrial, que apresenta características diferentes dos emissores utilizados em diagnóstico. Os dados de fração de espalhamento de Pereira [31], no entanto, não diferem substancialmente dos demais autores [28,29,30], inclusive das simulações computacionais de McVey [32] que também levam em conta diferentes objetos simuladores em condições aproximadas às condições clínicas, mesmo porque as incertezas relacionadas às medições são relativamente grandes.

A exigência metrológica estabelecida para os ensaios efetuados em laboratório para avaliação da segurança em radiologia diagnóstica [12,13] estabelece a utilização de câmaras de ionização como instrumento de referência, no entanto as incertezas apresentadas para estes ensaios podem variar em até $\pm 50\%$, o que é coerente com a variação encontrada nos resultados apresentados na literatura.

3.2 Grandezas utilizadas em ensaios de equipamentos de radiodiagnóstico

Na radiologia intervencionista a dosimetria está fortemente associada ao estabelecimento de níveis de referência de diagnóstico [23]. Os níveis de referência são importantes para comparação com dados relacionados às doses nos pacientes, possibilitando avaliar os níveis de risco aos quais os mesmos são submetidos, ponderando-se as doses nos tecidos e órgãos de interesse. Em ensaios de equipamentos de radiologia intervencionista, o objetivo da dosimetria está relacionado ao desempenho essencial do equipamento, o que também é avaliado na dosimetria de controle de qualidade [1,23,27] e na capacidade de fornecimento de informações, com exatidão dentro de requisitos mínimos aceitáveis, para que medidas adequadas de proteção radiológica possam ser tomadas pelo operador e equipe [12,13].

O comprometimento das normas de segurança e desempenho está sempre relacionado ao paciente, ao operador, à equipe e ao público sujeito a riscos de segurança. No entanto, as normas nacionais e internacionais de segurança e desempenho aplicáveis a equipamentos radiológicos não impõem diretamente limites de doses, exigindo somente limites de aplicação de carga para uma única irradiação em radiografia convencional [33]. Em equipamentos utilizados em procedimentos intervencionistas guiados radioscopicamente, existem ressalvas normativas quanto à indicação máxima de parâmetros de dose no equipamento, que sugerem limites para uma única irradiação, mas a limitação não é imposta de forma clara em nenhum momento [12].

As grandezas empregadas em ensaios de equipamentos radiológicos apresentam unidades do sistema internacional (SI) [34]. Algumas grandezas não pertencentes ao SI, no entanto, são extremamente importantes na compreensão do trabalho com radiações ionizantes.

3.2.1 Energia média depositada

A energia média depositada, ou simplesmente energia depositada $\bar{\epsilon}$ [35,36], à matéria com um dado volume v , é a diferença entre a energia radiante de todas as partículas carregadas e não carregadas na entrada do volume R_{in} e a energia radiante de todas as partículas carregadas e não carregadas que deixam o volume R_{out} , mais o somatório de todas as mudanças na energia de repouso do núcleo e partículas elementares que ocorre no volume $\sum Q$ [36]:

$$\bar{\epsilon} = R_{in} - R_{out} + \sum Q \quad (1)$$

Para a faixa de energia de fótons em radiodiagnóstico, $\sum Q$ é considerado igual a zero.

3.2.2 Dose absorvida

A dose absorvida é definida pelo quociente da energia média depositada $d\bar{\epsilon}$ pela massa do material de interesse dm :

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (2)$$

A dose absorvida é expressa em unidades de J/kg com a designação especial gray (Gy). A dose absorvida não é empregada pelas normas de referência de ensaios em equipamentos de radiodiagnóstico. A igualdade numérica da dose absorvida e do kerma pode ser alcançada em radiologia diagnóstica, quando ocorre o equilíbrio eletrônico de elétrons secundários no volume de interesse. Esta probabilidade não é assumida nas normas, que utilizam como referência em seus requisitos o kerma no ar.

3.2.3 Kerma no Ar e Taxa de Kerma no Ar

A primeira e mais importante grandeza de referência em ensaios de equipamentos radiológicos é o kerma no ar. Segundo Attix ^[35], o kerma no ar K pode ser definido em termos da grandeza estocástica *energia transferida* ϵ_{tr} e da energia radiante R como:

$$\epsilon_{tr} = (R_{in})_u - (R_{out})_u^{nonr} + \sum Q \quad (3)$$

Nota-se a semelhança na definição da energia depositada $\bar{\epsilon}$, no entanto, as energias radiantes que entram e saem do volume, $(R_{in})_u$ e $(R_{out})_u^{nonr}$, respectivamente, são provenientes de partículas não carregadas, e ainda, com relação à energia radiante de saída $(R_{out})_u^{nonr}$, excetuam-se as perdas radiativas de energia cinética provenientes de partículas carregadas dentro do volume de interesse v .

Considera-se o kerma como a energia cinética de todas as partículas carregadas no volume v de interesse, liberadas por partículas não carregadas, porém, sem levar em conta a energia entregue de uma partícula carregada a outra, enquanto no volume de interesse, conforme a definição de ϵ_{tr} ^[35,36]. Desta forma, em um volume de interesse v de um material com massa m , o kerma pode ser definido como a soma de toda energia cinética inicial transferida a partículas carregadas por partículas não carregadas, por unidade de massa do material:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (4)$$

O kerma é dado em unidades de J/kg, e, assim como para a dose absorvida, utiliza-se a denominação de gray (Gy).

Nos ensaios de equipamentos radiológicos o material de referência no volume de interesse é o ar, sendo a grandeza de referência sempre o kerma no ar. A taxa de kerma é expressa pelo quociente de dK por dt , onde dK é o incremento de kerma no intervalo dt :

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (5)$$

A taxa de kerma é dada em unidades de $\text{J kg}^{-1} \text{s}^{-1}$, com a designação especial de gray/s (Gy/s).

3.2.4 Equivalente de dose

O equivalente de dose, H , é definido pelo ICRP 60^[37] e ICRU 51^[38] como o produto da dose absorvida D pelo fator de qualidade Q para uma radiação específica no ponto de interesse:

$$H = D \cdot Q \quad (6)$$

A dose equivalente é dada em unidades de J/kg, com a designação especial de sievert (Sv).

3.2.4.1 Especificação do equivalente de dose

Duas unidades especiais do equivalente de dose, definidas pela ICRU^[38,39], são importantes em termos de proteção radiológica: o equivalente de dose ambiente $H^*(10)$ e o equivalente de dose direcional $H'(0,07)$. Na definição destes termos é muito importante diferenciar os campos de radiação envolvidos, expandido e alinhado, derivados do campo de radiação de referência. O campo de radiação expandido é aquele em que a fluência e distribuição, tanto angular quanto de energia, são as mesmas no volume de interesse e no ponto de referência. Já no campo de radiação alinhado e expandido, a fluência e a distribuição de energia são as mesmas no volume de interesse e no ponto de referência, no entanto esta fluência é unidirecional.

O equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$, é definido como o equivalente de dose que seria produzido pelo feixe alinhado e expandido, na esfera da ICRU, a uma profundidade d , no raio oposto a direção do campo alinhado. O valor recomendado de profundidade é de 10 mm para radiações fortemente penetrantes, resultando na designação do equivalente de dose ambiente como

$H^*(10)$. Para radiações pouco penetrantes a profundidade deve ser de 0,07 mm para pele e 0,03 mm para o cristalino sendo a notação análoga a anterior.

O equivalente de dose direcional, $H'(d,\Omega)$, é definido como o equivalente de dose que seria produzido pelo feixe expandido, na esfera da ICRU [40], a uma profundidade d , em um raio numa direção específica, Ω . O valor de profundidade para radiações pouco penetrantes é de 0,07 mm para pele e 0,03 mm para cristalino tendo as notações $H'(0,07, \Omega)$ e $H'(0,03, \Omega)$, respectivamente. Para radiações fortemente penetrantes a profundidade de 10 mm é recomendada com notação análoga às anteriores.

3.2.5 Exposição

A exposição é a grandeza mais antiga entre as apresentadas até aqui. Não representa uma grandeza de referência em ensaios de tipo em equipamentos de radiologia diagnóstica, mas é muito importante porque estabelece a relação entre a carga total absoluta dQ de todos os íons produzidos no ar quando todos os elétrons liberados por fótons no volume de ar com massa dm são freados no próprio ar [35]. Esta relação está diretamente relacionada à coleção de carga no ar que é a característica fundamental de operação das câmaras de ionização designadas como instrumentos de referência em ensaios.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (7)$$

A exposição é expressa em C/kg.

3.2.6 Produto Dose-área e Produto kerma no ar-área

A definição normativa da série IEC 60601-X para ensaios em equipamentos radiológicos utiliza o termo produto dose-área (PDA) como termo referente à grandeza produto kerma no ar-área definida pela IAEA [36], o que é divergente das demais designações normativas das normas IEC que utilizam sempre a grandeza dosimétrica de referência kerma no ar. Neste trabalho referenciaremos sempre o termo produto kerma no ar-área por ser estabelecido pelo código de prática internacional de dosimetria em radiologia diagnóstica e pela sua coerência com as demais referências normativas de ensaios.

O produto kerma no ar-área P_{KA} é a integral do kerma no ar sobre a área do feixe de raios X em um plano perpendicular ao eixo de referência.

$$P_{KA} = \int_A K(x, y) dx dy \quad (8)$$

O produto kerma no ar-área é expresso em unidades de $J kg^{-1} m^2$ utilizando-se a designação especial de Gy m^2 .

A radiação espalhada pelo paciente é excluída dessa definição, sendo que a câmara utilizada para a medição produto kerma no ar-área deve ser posicionada o mais distante possível do paciente para evitar contribuições de radiação espalhada [23].

Uma propriedade importante do produto kerma no ar-área consiste na sua dependência muito pequena da distância ao ponto focal do tubo de raios X, de modo que a atenuação no ar e a radiação extra-focal podem ser desconsideradas [36]. É uma grandeza relacionada com o risco, pois na sua medida está implícita a medição da área, que é aproximadamente proporcional à quantidade de energia ministrada ao paciente.

3.2.7 Parâmetros de aplicação de carga

Associado às medições de grandezas dosimétricas estão as grandezas elétricas dos parâmetros de aplicação de carga estabelecidas para os geradores de alta tensão do gerador de raios X [33]. Para todas as medições de kerma no ar e produto kerma no ar-área em ensaios de equipamentos radiológicos, condições de referência relacionadas às configurações geométricas e dos parâmetros de aplicação de carga são estabelecidas. Dentre os parâmetros de aplicação de carga podemos destacar a tensão do tubo de raios X, a corrente do tubo de raios X e o tempo de irradiação.

Os valores da tensão do tubo de raios X (tensão de aceleração) referem-se a valores de pico, desconsiderados os transientes. Os valores da corrente do tubo de raios X referem-se a valores médios e o tempo de irradiação é medido em termos do tempo de aplicação de carga e é dependente do tipo de gerador empregado. No caso de geradores que possuem sistema de fonte independente para aquecimento do filamento, o tempo é medido sobre a forma de onda de alta tensão, a 75% do valor máximo. Para geradores com

alimentação simultânea dos circuitos de alta tensão e filamento, o tempo é medido sobre a forma de onda de corrente, a 25% do valor máximo.

A Tensão de Pico Prático (*Practical Peak Voltage - PPV*)^[41], utilizada como referência em metrologia das radiações ionizantes^[42], não é adotada nas normas de segurança e desempenho de equipamentos radiológicos, nem mesmo no estabelecimento de qualidades indicadas para avaliação de materiais utilizados no equipamento, o que pode gerar divergências em comparações dosimétricas quando ensaios são efetuados em equipamentos que não apresentam forma de onda com ondulação menor que 10%^[33,41]. Este fato também reflete a despreocupação de fabricantes de equipamentos radiológicos na adequação do parâmetro tensão com relação à nova grandeza PPV, provavelmente pela tendência de utilização de geradores de potencial constante (ondulação menor que 10%) em radiologia diagnóstica, já que o projeto destes geradores na atualidade apresenta custos compatíveis com os antigos geradores pulsados, com ganhos acentuados em estabilidade, linearidade e constância dos parâmetros de aplicação de carga.

3.2.8 Parâmetros específicos para ensaios em radiologia intervencionista

Em ensaios de equipamentos utilizados em radiologia intervencionista são utilizados alguns parâmetros específicos, que não podem ser relacionados de forma direta a grandezas dosimétricas utilizadas para estimativa de doses em pacientes^[25]. A Figura 1 ilustra algumas dessas grandezas:

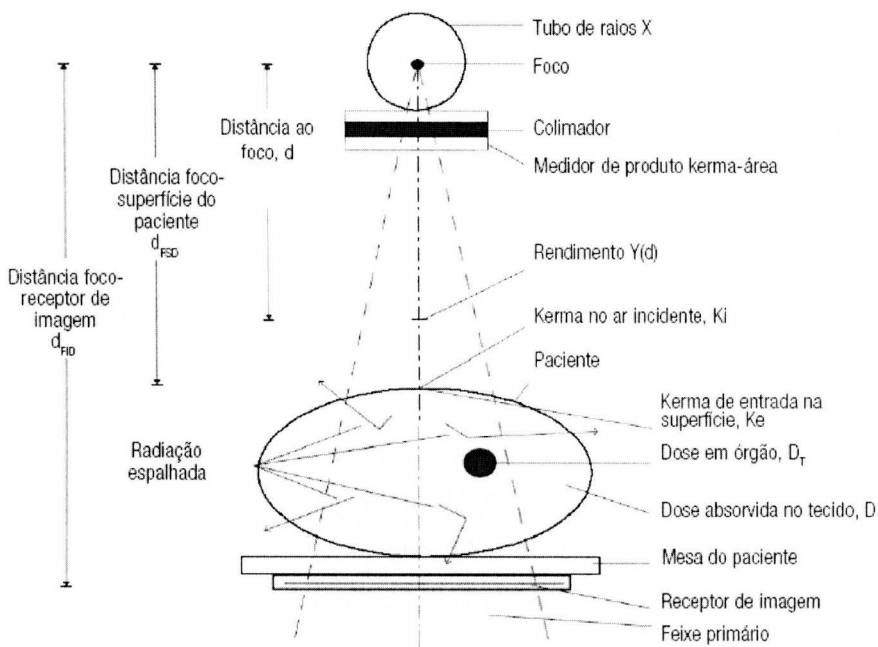


Figura 1. Grandezas de interesse para estimativa das doses em pacientes e para caracterização do equipamento de raios X ^[23]

A norma ABNT NBR IEC 60601-2-43 ^[12] traz uma grandeza, o kerma no ar de referência, que deve ser indicado pelo fabricante do equipamento de radiologia intervencionista e deve possuir exatidão dentro de 50 % com relação aos valores medidos. Esta indicação indireta para estimar a dose absorvida à pele é permitida pela norma, e sua medição tem como referência um ponto geométrico em relação ao ponto focal, denominado “ponto de referência intervencionista”, cuja posição visa estabelecer uma interseção do eixo de referência de radiação X com o paciente. Esta distância é estabelecida para se aproximar da distância foco-pele normal adotada no procedimento, e em equipamentos com isocentro, é definido como um ponto a 15 cm deste isocentro em relação ao ponto focal. Em sistemas sem isocentro o ponto de referência intervencionista pode ser definido pelo fabricante.

O kerma no ar de referência é medido por meio de uma câmara de ionização com área inferior a 30 cm² e que não cubra mais que 80% do campo de radiação a meia distância entre o ponto focal e o ponto de referência intervencionista. Sobre o suporte de paciente é colocado um objeto simulador de 20 cm de altura com dimensões laterais excedendo 25 cm. As medições

normalmente são efetuadas em taxa de kerma no ar e a grandeza de referência é normalmente expressa em Gy/s.

3.3 Ensaios de tipo em equipamentos radiológicos intervencionistas

O ensaio de tipo ^[43], termo originário do inglês *type test*, consiste em avaliações por meio de verificações e medições para atestar a conformidade de uma amostra significativa de um produto com requisitos normativos ou procedimentos específicos. No caso de equipamentos da área médica, estes ensaios são efetuados em laboratório de terceira parte, em uma única amostra representativa de um equipamento ou família de equipamentos ^[14,15,16] e as normas de referência no Brasil são pertencentes às séries ABNT NBR IEC 60601-X, traduções fiéis das séries IEC 60601-X pertencentes a *International Electrical Commission* (IEC). Estas séries de normas aplicáveis a equipamentos da área médica são divididas basicamente em três grupos:

- *ABNT NBR IEC 60601-1: Norma Geral para segurança aplicável a todo equipamento eletromédico;*
- *ABNT NBR IEC 60601-2-X: Série de normas aplicáveis a equipamentos com sua particularidade de uso (Normas Particulares);*
- *ABNT NBR IEC 60601-1-X: Série de normas Colaterais, com particularidades funcionais, aplicáveis a grupos específicos de equipamentos.*

Para equipamentos da área de radiologia diagnóstica, foco principal deste trabalho, as principais normas a serem utilizadas como referência nos ensaios de tipo são:

- ABNT NBR IEC 60601-1 ^[43]
- ABNT NBR IEC 60601-2-7 ^[33]
- ABNT NBR IEC 60601-2-28 ^[44]
- ABNT NBR IEC 60601-2-32 ^[45]
- ABNT NBR IEC 60601-1-3 ^[13]

Particularmente para equipamentos utilizados em procedimentos intervencionistas, uma sexta norma é aplicável:

- ABNT NBR IEC 60601-2-43 ^[12]

No ambiente normativo nacional e internacional, um grande esforço tem sido feito para atualização destas normas em relação à terceira edição da norma ABNT NBR IEC 60601-1. Esta atualização irá gerar novos conceitos relacionados aos ensaios de tipo em equipamentos eletromédicos com uma importância mais acentuada na avaliação de desempenho dos equipamentos, o que traz benefícios ao produto na área de saúde, mas aumenta consideravelmente a complexidade e o número de ensaios efetuados em laboratório.

Dentre estas normas, destacam-se duas referentes à proteção radiológica fornecida pelo equipamento: ABNT NBR IEC 60601-1-3 e ABNT NBR IEC 60601-2-43. A primeira apresenta vasto campo de aplicação e requisitos específicos de avaliação das medidas de proteção adotadas pelo fabricante na concepção e na construção de equipamentos de raios X para fins diagnósticos. A segunda apresenta requisitos particulares para equipamentos de raios X utilizados em procedimentos intervencionistas guiados radioscopicamente. Estas normas apresentam preocupação com características funcionais importantes e com questões que vão desde a qualidade de radiação do conjunto-emissor de radiação X até o comportamento da radiação espalhada, eficácia da blindagem de proteção primária e limitação da radiação de fuga.

Dentro da norma ABNT NBR IEC 60601-1-3, destacam-se três ensaios principais relacionados à proteção radiológica, que serão explorados para a melhor compreensão deste trabalho: (1) medição da radiação de fuga em conjuntos-fonte e conjuntos-emissores de radiação X; (2) medição de radiação residual após a blindagem de proteção primária; e (3) levantamento da radiação parasita na zona de ocupação significativa dos procedimentos intervencionistas guiados radioscopicamente. Junto à norma ABNT NBR IEC 60601-2-43, encontra-se um ensaio que chama atenção especial neste trabalho: o levantamento dos mapas de isokerma em procedimentos intervencionistas guiados radioscopicamente.

Todos estes ensaios apresentam certo grau de complexidade e exigências normativas para sua execução que serão detalhadas nas próximas seções.

3.3.1 Medição da radiação de fuga em conjuntos-fonte e conjuntos-emissores de radiação X

Dentro dos aspectos de proteção radiológica, medidas devem ser tomadas para manter efetivamente os níveis de radiação no trabalhador e público tão baixos quanto razoavelmente exequíveis, levando em conta fatores sociais e econômicos (ALARA) ^[37]. A radiação de fuga, descrita na norma ABNT NBR IEC 60601-1-3, é a radiação indesejável que não pode ser contida pela blindagem aplicada ao conjunto-emissor ou conjunto-fonte de radiação X. A intensidade deste tipo de radiação deve atender a limites máximos considerados seguros durante o período de trabalho, sem que esforços excessivos por parte do fabricante sejam necessários na tentativa de anular estes níveis, levando em conta aspectos técnicos e econômicos.

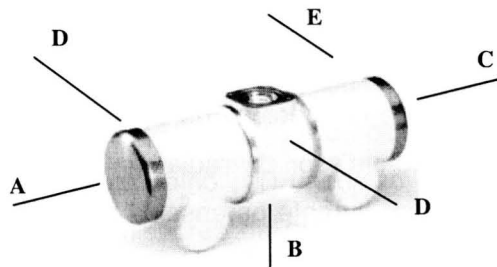
O principal propósito da medição da radiação de fuga nos aspectos da norma ABNT NBR IEC 60601-1-3 é a proteção do operador, do paciente e da equipe de trabalho. Os limites estabelecidos pela norma são de 0,25 mGy/h para aplicações odontológicas com receptor de imagem intra-oral e tensão de aceleração menor que 125 kV, e 1 mGy/h para todas as demais aplicações de radiodiagnóstico, valores considerados à distância de 1 metro do ponto focal do conjunto-emissor de radiação X.

O ensaio consiste na medição da taxa de kerma no ar proveniente do conjunto-fonte ou conjunto-emissor de radiação X, desde que não advindo do feixe principal. Desta forma, durante os ensaios a blindagem do feixe primário é promovida por meios adicionais aos existentes no conjunto original, normalmente com adição de placas de chumbo a saída do conjunto-fonte ou conjunto-emissor, de forma a garantir a menor contribuição possível da radiação X proveniente do feixe primário nos resultados das medições.

Os valores obtidos devem sempre ser normalizados pela dissipação térmica contínua máxima do conjunto-emissor de radiação X utilizado ou pelo produto corrente tempo máximo permitido para aplicação de carga em uma hora. Outro fator importante é a execução dos ensaios na tensão nominal do tubo de raios X, ou seja, a máxima tensão operacional do equipamento de raios X, que irá resultar na maior probabilidade de fuga de radiação X através da blindagem do conjunto-fonte ou conjunto-emissor de radiação X ^[13].

As medições devem ser efetuadas com uma câmara de ionização com janela de entrada de 100 cm² e volume sensível suficiente para detecção de valores de taxa de kerma no ar ou kerma no ar acumulado para posterior conversão em taxa de kerma no ar. Um aspecto importante na medição da radiação de fuga é o conhecimento da resposta em tempo da câmara de ionização empregada nos ensaios. Este fator é fundamental para a obtenção de resultados confiáveis e pode afetar adversamente a conclusão sobre a conformidade dos resultados com os requisitos normativos [46].

A Figura 2 mostra um planejamento de medição de radiação de fuga em um conjunto-fonte de radiação X utilizado em fluoroscopia, com valores normalizados para a potência de dissipação máxima constante. Pode-se observar que as incertezas são relativamente elevadas, com as principais contribuições sendo provenientes do número de medições e do posicionamento do detector [46]. Os resultados apresentados por Bottaro *et al* [46] mostraram também a importância de um bom sistema de posicionamento e dos problemas encontrados em ensaios laboratoriais relacionados ao excessivo número de irradiações para obtenção de resultados metrologicamente confiáveis.



Configuração do Equipamento	Posição	Taxa de dose normalizada (µGy/h)
Tensão: 125 kV	A	44,0(35)
Corrente: 3,2 mA	B	43,4(33)
Tempo: 15 s	C	55,6(58)
	D	36,4(34)
	E	74,7(50)

Figura 2. Planejamento e resultados de medição de radiação de fuga em laboratório de ensaios de equipamentos radiológicos [46].

Um fator importante são os níveis não detectáveis, recorrentes em diversos ensaios [46], que revelam as limitações do sistema de medição e a

importância de sua caracterização adequada antes do uso como forma de garantia da confiabilidade metrológica dos ensaios ^[47].

3.3.2 Levantamento dos níveis de radiação parasita na zona de ocupação significativa para procedimentos intervencionistas

Dentro dos aspectos das normas ABNT NBR IEC 60601-1-3 e 60601-2-43, os níveis de radiação parasita na zona de ocupação significativa devem ser apresentados nos documentos acompanhantes do equipamento de raios X utilizado em procedimentos intervencionistas. A radiação parasita em termos normativos é considerada como qualquer radiação ionizante, exceto do feixe principal, mas também considerando a radiação residual do mesmo ^[48]. Neste conceito, a radiação espalhada também está abrangida pela radiação parasita e desta forma é considerada nas medições dentro da zona de ocupação significativa designada. A zona de ocupação significativa é representada por um volume de ocupação do operador do equipamento de raios X, diferente da zona protegida, ou seja, sem proteção por blindagem ou distância ^[13].

Os perfis com níveis de kerma no ar nas zonas de ocupação significativa designadas para a operação do equipamento devem ser indicados com respeito à altura acima do piso, até no máximo 2 metros, sob condições representativas de operação do equipamento de raios X. As indicações devem conter detalhes do arranjo de ensaio utilizado, levando em conta os parâmetros de aplicação de carga. Quando o equipamento possui somente operação por meio de controle automático das grandezas associadas à radiação, devem ser indicados os métodos para atingir os parâmetros de aplicação de carga representativos de uma utilização normal.

As medições para o estabelecimento do perfil na zona de ocupação significativa devem ser normalizadas para o produto corrente-tempo que representa uma carga de trabalho num período de uma hora ou um ano. A câmara de ionização indicada para este propósito pelas normas colateral e particular supracitadas deve possuir volume de 500 cm³ e dimensões lineares que não excedam 20 cm. Alguns exemplos de apresentação de dados referentes à radiação parasita na zona de ocupação significativa designada são apresentados na Figura 3.

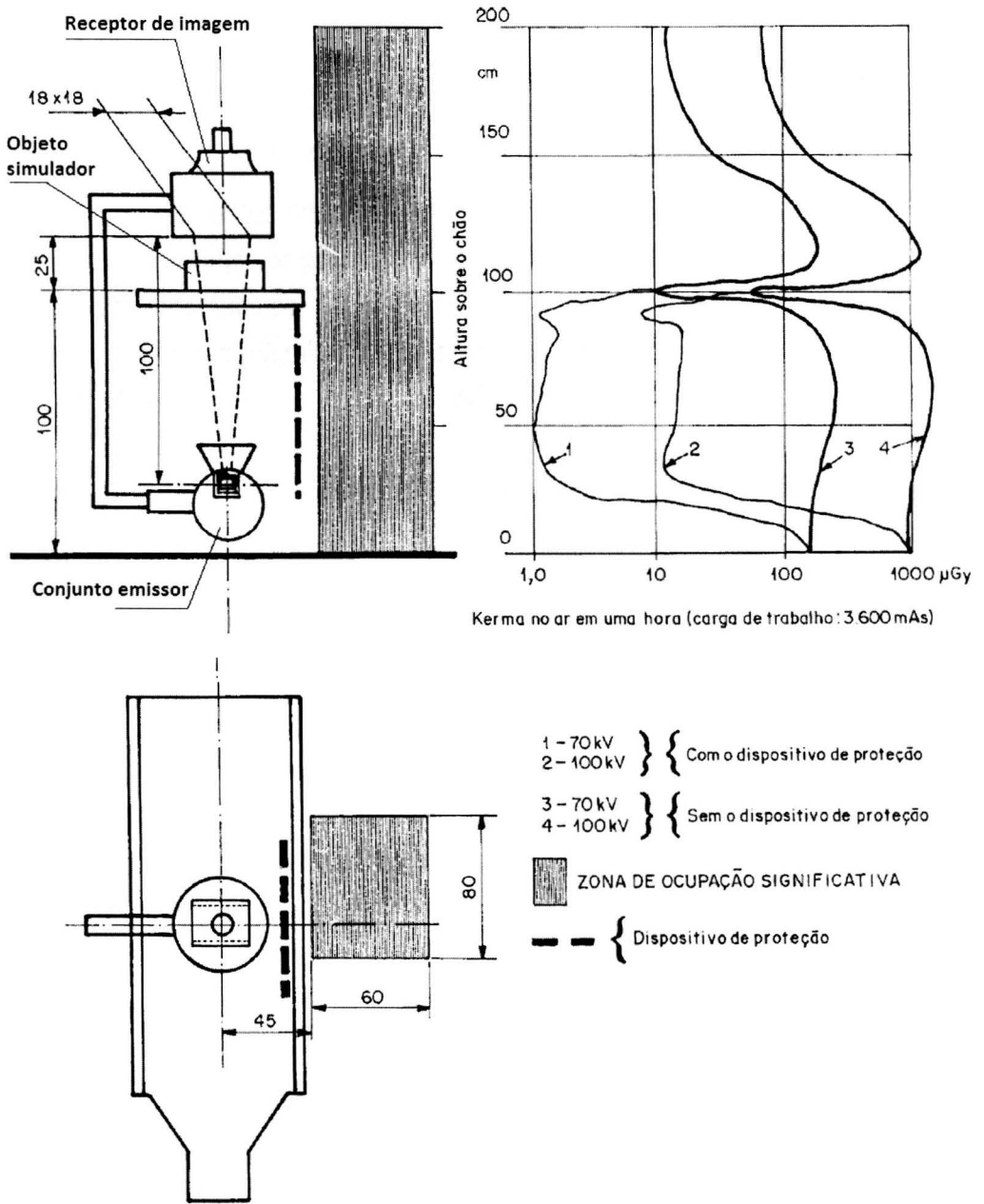


Figura 3. Apresentação dos dados de medição da radiação parasita na zona de ocupação significativa designada^[13]

Sánchez^[27] efetuou medições em condições clínicas para avaliação da distribuição das taxas de kerma no ar em regiões críticas dos profissionais que participam em procedimentos de angiografias coronárias (CA) e angioplastias transluminal percutânea (PTCA), gerando mapas representativos da distribuição

das taxas de kerma no ar em diferentes pontos da sala de hemodinâmica [27]. Um exemplo de mapa extraído por Sánchez [27] é mostrado na Figura 4, onde são encontrados-se perfis de dose em posições mais significativas de ocupação dos trabalhadores na sala.

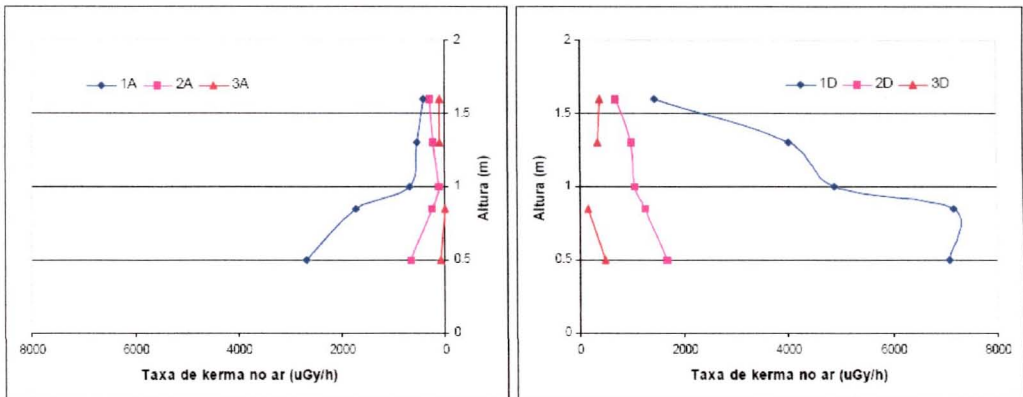


Figura 4. Perfil da taxa de kerma no ar nos pontos 1A (médico intervencionista), 2A (médico assistente), 3A e 1D (anestesista), 2D e 3D (enfermagem), na Projeção Obliqua Anterior Direita – OAD (+35°), para o modo aquisição digital do equipamento de raios X. Fonte: Sánchez (2008) [27].

É possível verificar que os níveis de kerma no ar são consideravelmente elevados em alguns casos, o que não é limitado por requisitos normativos, a não ser que o equipamento de raios X seja utilizado para exames gastrointestinais com suporte de paciente basculante e visualizador de imagens incorporado (sistema com visualização direta, sobre tela intensificadora com vidro plumbífero). Como a utilização de visualização de imagem direta é proibida no Brasil [49], estes ensaios não apresentam significância no processo de certificação nacional, no entanto, mesmo sem limites restritivos de dose estabelecidos pelas normas nacionais e internacionais, os níveis detectados quando convertidos em equivalente de dose podem ultrapassar os limites ocupacionais [27]. Em alguns pontos, entretanto, os níveis são muito baixos, o que exige maior confiabilidade de resposta do sistema de medição e sua prévia caracterização antes dos ensaios.

3.3.3 Medição de radiação residual após a blindagem de proteção primária

Em radiologia diagnóstica o feixe de radiação é direcionado de forma a atravessar o paciente na região de interesse e atingir a área receptora de

imagem. Durante este processo ocorre interação da radiação com a matéria em várias etapas do processo de produção de imagem, com ar, paciente, superfície receptora de imagem e dispositivos de medição da radiação, quando existentes. A porção do feixe de radiação que persiste após ter atravessado o plano da área receptora de imagem e qualquer dispositivo de medição da radiação é denominada radiação residual ^[48].

Como forma de prover proteção ao operador e à equipe de trabalho, a radiação residual, da mesma forma que a radiação de fuga, deve ser limitada dentro de requisitos específicos estabelecido pela norma ABNT NBR IEC 60601-1-3. Estes requisitos envolvem desde a equivalência em chumbo da blindagem de proteção primária até a limitação de níveis de kerma no ar através da mesma, dependendo da aplicação pretendida para o equipamento de raios X diagnóstico. As aplicações são apresentadas de forma resumida na Tabela 1 com seus requisitos específicos ^[13].

Tabela 1. Limites de radiação residual em termos de kerma no ar ou equivalente de atenuação para equipamentos de radiologia diagnóstica de diferentes categorias de aplicação ^[13].

Categoria de aplicação	Máximo KERMA NO AR ou mínimo EQUIVALENTE DE ATENUAÇÃO permitidos
RADIOSCOPIA com RADIOGRAFIA - OPERADOR próximo ao PACIENTE	150 µGy em uma hora
RADIOSCOPIA sem RADIOGRAFIA - Controle de APLICAÇÃO DE CARGA em RADIOGRAFIA, a partir de uma ÁREA PROTEGIDA	150 µGy em uma hora
RADIOSCOPIA INDIRETA durante a cirurgia com DISTÂNCIA FOCO-RECEPTOR DE IMAGEM fixa	150 µGy em uma hora
RADIOGRAFIA DIRETA com SUPORTE DE CHASSIS RADIOGRÁFICO removível, fixo ao EQUIPAMENTO DE RAIOS X para RADIOSCOPIA INDIRETA, durante a cirurgia	
Mamografia	1 µGy por IRRADIAÇÃO
RADIOGRAFIA INDIRETA para triagem de tórax	1 µGy por IRRADIAÇÃO
RADIOGRAFIA DENTÁRIA COM RECEPTOR DE IMAGEM DE RADIAÇÃO X extra-oral	0,5 mmPb
TOMOGRAFIA PANORÂMICA DENTÁRIA	0,5 mmPb
RADIOGRAFIA cefalométrica	0,5 mmPb

No caso de equivalência em chumbo da blindagem de proteção primária, sua avaliação deve ser efetuada em um feixe de referência com tensão do tubo de raios X de 100 kV, ondulação percentual menor que 10 % e primeira camada semi-redutora de 3,7 mm de Al. Para os demais casos, deve-se medir a radiação residual com uma câmara de ionização suficientemente sensível para

medição dos parâmetros apresentados na Tabela 1, com janela de entrada de 100 cm² e dimensões lineares inferiores a 20 cm, a uma distância de 5 cm da blindagem para mamografia e a 10 cm da superfície externa da blindagem para outras modalidades, mapeando-se a área de interesse no máximo até a extensão estabelecida para ser excedida em cada modalidade radiográfica. Deve-se utilizar os parâmetros de aplicação de carga apropriados indicados na Tabela 1 na tensão nominal do tubo de raios X, com um objeto simulador de 40 mm de Al posicionado o mais próximo possível do ponto focal. Em mamografia nenhum objeto simulador deve ser utilizado.

3.3.4 Levantamento dos níveis de radiação parasita ao redor do equipamento de raios X (mapas de isokerma)

A apresentação de dados relacionados aos níveis de kerma no ar na zona de ocupação significativa está fortemente relacionada à proteção do operador e ao seu conhecimento prévio dos níveis de dose recebidos nos exames intervencionistas, à medida que estes não podem ser evitados, uma vez que nestes procedimentos o operador, normalmente o médico responsável pelo procedimento, não pode operar a partir de uma zona protegida. Outra importante informação requisitada pela norma ABNT NBR IEC 60601-2-43 são os mapas de isokerma que visam a disponibilização de informação sobre a radiação parasita como forma de orientar a equipe de trabalho quanto à proteção radiológica.

De forma análoga ao perfil de doses na zona de ocupação significativa, a medição da radiação espalhada para estabelecimento dos mapas de isokerma deve ser efetuada sob condições representativas de operação do equipamento de raios X, com detalhes do arranjo de ensaio utilizado e levando em conta os parâmetros de aplicação de carga. No caso particular dos mapas de isokerma, a tensão do tubo de raios X deve ser sempre a nominal, ou seja, a máxima provida pelo gerador de alta tensão. As medições devem ser feitas no plano horizontal a alturas do piso de 1 metro e 1,5 metros, e podem ainda ser efetuadas em outros planos desde que designados mapas representativos pelo fabricante do equipamento.

As medições para levantamento do mapa de isokerma são normalmente efetuadas em taxa de kerma no ar e devem ser normalizadas pela

taxa de produto dose área apresentada pelo equipamento, ou ainda medida por meio de um instrumento adequado (PDA), de forma a serem representadas em unidades de $\mu\text{Gy}/\mu\text{Gy m}^2$. Os níveis devem ser reportados até valores de 0,001 $\mu\text{Gy}/\mu\text{Gy m}^2$ ou até um raio de 3 metros de medição. Estes requisitos mostram dois fatores muito importantes neste ensaio: a adequação da sensibilidade da câmara de ionização e sua avaliação prévia anteriormente aos ensaios, principalmente na capacidade de resposta em taxa, e o espaço físico laboratorial necessário para a efetivação das medições.

Particularmente neste ensaio, dimensões e volumes da câmara de ionização não são abordados, o que requer experiência dos profissionais envolvidos na designação de instrumentação adequada para as medições.

A Figura 5 ilustra um exemplo de mapa de isokerma ^[12].

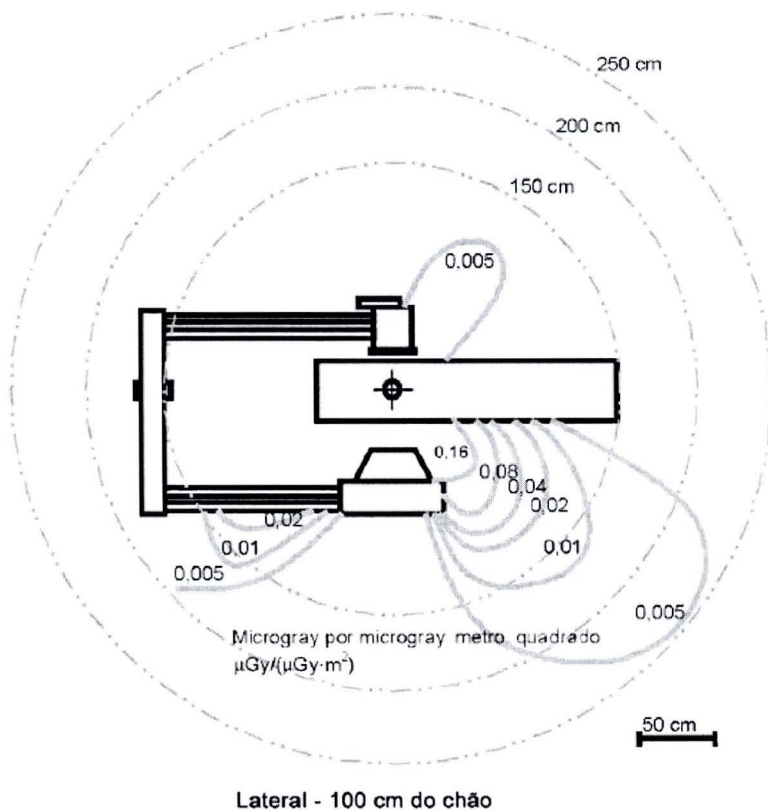


Figura 5. Exemplo de mapa de isokerma a 100 cm do chão, em exame com conjunto-fonte de radiação X posicionado abaixo da mesa ^[13].

A Figura 6 mostra resultados de um mapa de isokerma levantado em ensaios de tipo em laboratório (imagens cedidas pelo laboratório de ensaios da Seção Técnica de Ensaios em Equipamentos Eletromédicos do IEE-USP. O nome do fabricante foi omitido por questões de confidencialidade). Os valores medidos são normalizados pelo produto dose-área medido durante as irradiações.

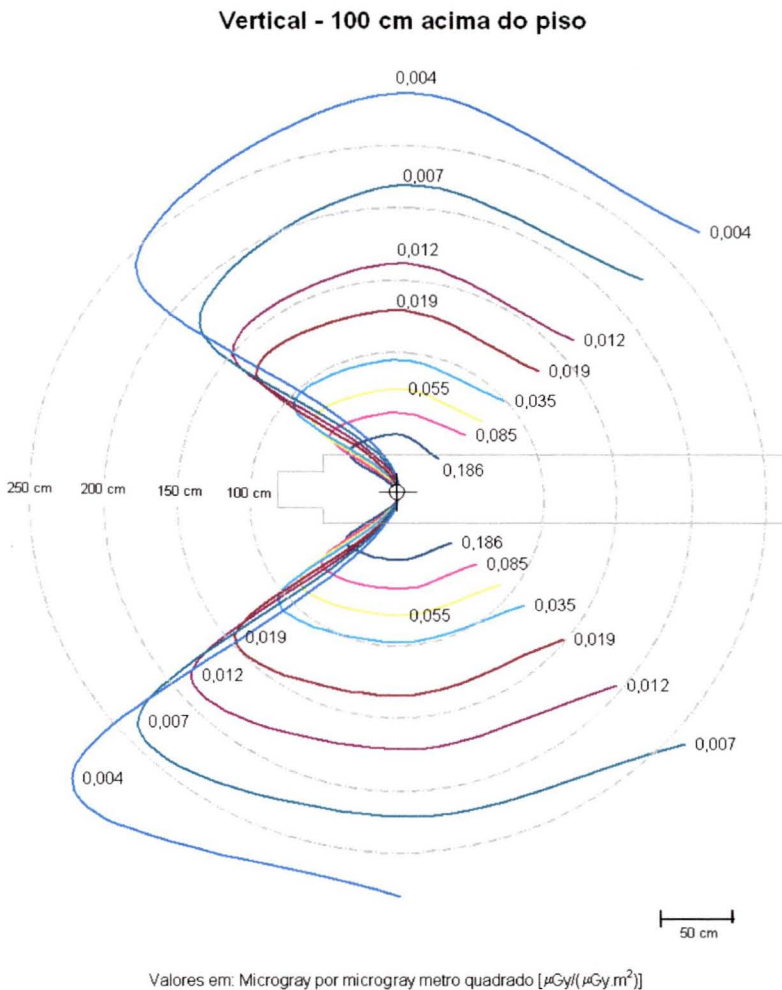


Figura 6. Exemplo de mapa de isokerma a 100 cm do chão, em exame com conjunto-fonte de radiação X posicionado abaixo da mesa. Os dados são normalizados pelo produto dose-área medido.

3.4 Ensaios em equipamentos radiológicos

Os ensaios de segurança e desempenho em equipamentos da área médica começaram efetivamente no Brasil em 1995 com a acreditação, pelo

INMETRO, do Laboratório de Ensaio em Equipamentos Eletromédicos do Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade de São Paulo (IEE-USP), hoje designado Seção Técnica de Ensaio em Equipamentos Eletromédicos (STEEE/IEE-USP), o primeiro laboratório de ensaios em equipamentos eletromédicos acreditado junto a RBLE (Rede Brasileira de Laboratório de Ensaio). Devido à tradição do IEE-USP na manutenção de equipamentos radiológicos no estado de São Paulo desde 1940, e da estrutura disponível compartilhada com o laboratório de ensaios da STEEE, em 2001 ocorria a acreditação da STEEE em ensaios de equipamentos radiológicos, o que fez com que os mesmos se tornassem obrigatórios no Brasil. Naquele momento a STEEE estava acreditada para ensaiar qualquer equipamento radiológico dentro dos requisitos das normas ABNT NBR IEC 60601-1:1994 e emenda de 1997, ABNT NBR IEC 60601-1-3:2001, ABNT NBR IEC 60601-2-7:2001, ABNT NBR IEC 60601-2-28:2001 e ABNT NBR IEC 60601-2-32:2001. A STEEE estava também capacitada a executar a maior parte dos ensaios da norma IEC 60601-2-43:2000, porém esta norma não era compulsória dentro do sistema nacional de certificação de produtos, e sua demanda foi praticamente nula naquele momento.

Em 2008 a demanda de ensaios em equipamentos de radiologia intervencionista cresceu muito devido ao surgimento de novos fabricantes nacionais e devido ao ingresso no Brasil de equipamentos importados sem certificação internacional ou sem aceitação de seus testes internacionais por parte da ANVISA. A não compulsoriedade dos ensaios em conformidade com a norma de radiologia intervencionista ABNT NBR IEC 60601-2-43:2004, no entanto, fez com que os fabricantes nacionais e internacionais que ocupavam o laboratório da STEEE não demonstrassem interesse em sua avaliação. Este fato chamou a atenção do IEE e do INMETRO e trouxe a acreditação da STEEE em 2009 na referida norma, o que aumentou ainda mais a demanda de ensaios nesse tipo de equipamento, que apresentam alto grau de complexidade relacionado a procedimentos e espaço físico.

A solução para a maioria dos problemas laboratoriais relacionados à alta demanda vem sempre da automação de processos envolvendo dispositivos, métodos, instrumentos e equipamentos. Muitos processos complicados demandam desenvolvimento de sistemas de ensaio automatizados capazes de prover interação do ensaísta com a instrumentação e corpos de prova ^[20-22] e

algumas vezes implicam na criação de novas metodologias para o atendimento de requisitos normativos mais complexos [22,50]. Em outros casos, no entanto, o desenvolvimento da instrumentação é necessário para que se possam atingir os objetivos de capacitação metrológica e melhoria das condições de ensaio [17-19].

3.5 Teoria da cavidade

A medição da dose absorvida em um meio implica na introdução, neste meio, de um detector de radiação, ou simplesmente dosímetro. Este detector apresenta em relação ao meio, na maioria das vezes, diferenças em número atômico e densidade, gerando uma descontinuidade em seu volume denominada cavidade.

W. H. Bragg em 1910 e L. H. Gray em 1929 e posteriormente em 1936 estabeleceram a primeira teoria da cavidade levando em conta dois meios diferentes w e g , onde uma fluência Φ de partículas identicamente carregadas com energia cinética T , atravessa a interface entre os meios w e g . Esta teoria, mais conhecida como teoria de Bragg-Gray, foi descrita por Attix [35], e pode ser definida em termos da razão da dose absorvida no meio w pela dose absorvida na cavidade g , onde, assumindo que a fluência Φ é contínua através da interface w/g , temos:

$$\frac{D_w}{D_g} = \frac{m \bar{S}_w}{m \bar{S}_g} \equiv m \bar{S}_g^w \quad (9)$$

onde D_w e D_g são a dose absorvida no meio de interesse e na cavidade, respectivamente, e $m \bar{S}_w$ e $m \bar{S}_g$ são o poder de freamento de massa médio no meio e na cavidade, respectivamente.

A cavidade em princípio pode ser um líquido, um gás ou mesmo um sólido. Se o meio que compõe a cavidade g é um gás no qual uma carga Q é produzida pela radiação, D_g pode ser expressa em unidades de J/kg (grays) como:

$$D_g = \frac{Q}{m} \cdot \left(\frac{\bar{W}}{e} \right)_g \quad (10)$$

onde $(\bar{W}/e)_g$ é a energia média entregue por unidade de carga produzida no gás, em J/C.

Duas condições são tratadas como fundamentais para que a teoria de Bragg-Gray seja válida: Primeira - A espessura da cavidade g é tão pequena em comparação ao alcance das partículas carregadas que a atingem que sua presença não perturba o campo de partículas carregadas; Segunda - A dose absorvida na cavidade é depositada totalmente pelas partículas carregadas que a atravessam.

Esta primeira formulação foi a primeira e a mais simples, sofrendo reformulações posteriores por Spencer e Attix ^[51], de forma a estabelecer uma teoria mais elaborada, que considera perdas de energia por elétrons secundários (raios δ) e introduz o conceito de energia de corte Δ para se levar em conta a energia necessária para um elétron atravessar a cavidade. Em 1966 e 1968 Burlin ^[52] estabeleceu a chamada Teoria da Cavidade Geral que poderia ser aplicada tanto a cavidades pequenas quanto a cavidades muito grandes, introduzindo um parâmetro relacionado ao tamanho da cavidade d e o coeficiente médio de absorção energética de massa:

$$\frac{D_g}{D_w} = d \cdot \bar{S}_w^g + (1-d) \cdot \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_w^g \quad (11)$$

onde $\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}_w^g$ é a razão média dos coeficientes de absorção energética de massa para a cavidade g e o meio w . A teoria de Burlin, no entanto, é equivalente à teoria de Bragg-Gray e Spencer em pequenas cavidades.

Outras teorias cavitárias foram abordadas, mas o modelo da Teoria da Cavidade Geral é o mais utilizado.

3.5.1 Equilíbrio eletrônico

O equilíbrio de partículas carregadas ocorre num volume V se cada partícula de um tipo e energia que sai do volume V é substituída por uma partícula idêntica que entra no mesmo volume com a mesma energia. Conforme a segunda condição de Bragg-Gray, a dose absorvida na cavidade deve ser depositada totalmente pelas partículas carregadas que a atravessam. Esta

condição, como já abordado anteriormente não é facilmente atingida, pois elétrons produzidos no volume da cavidade podem depositar parte ou toda sua energia fora deste mesmo volume, mas em contrapartida elétrons produzidos fora do volume da cavidade podem depositar sua energia no volume da mesma. Analogamente ao equilíbrio de partículas carregadas, esta compensação quando atingida, gera o equilíbrio eletrônico na cavidade.

3.5.2 Câmaras de ionização

Baseado na teoria cavitária, um dosímetro ou detector de radiação pode ser considerado de forma genérica como um volume sensível v , preenchido com um meio g , circundado por uma parede de um outro meio w contendo uma espessura $l \geq 0$ ^[35]. O volume sensível pode ser compreendido como a cavidade que pode conter um meio g sólido, líquido ou gasoso, dependendo do tipo de detector.

A câmara de ionização é o tipo de detector a gás mais simples e mais comumente empregado na dosimetria. De forma simplificada, ela é composta de dois eletrodos que encerram um volume sensível. Para que a coleção de cargas seja efetuada de forma eficiente, os eletrodos são polarizados com uma diferença de potencial que permite separar os pares de íons produzidos no volume efetivo, direcionando os íons negativos para o eletrodo positivo e os íons positivos para o eletrodo negativo.

3.5.2.1 Câmaras de ar livre

Existem dois tipos de câmaras de ionização: câmaras de ar livre e câmaras cavitárias. Se o volume de gás da câmara, ou volume efetivo de gás, puder ser determinado com boa exatidão, a câmara de ionização torna-se um dosímetro absoluto e, pela relação estabelecida na equação 10, a dose pode ser obtida por meio da carga coletada no gás. Esta característica pode ser obtida com câmaras de ionização de ar livre. Algumas câmaras são referências nacionais e internacionais que podem ser utilizadas como padrões primários para calibração das demais câmaras ^[36]. Devido às suas características de equilíbrio eletrônico, as câmaras de ar livre apresentam limitação para utilização em energias de até 300 keV, pois para energias maiores suas dimensões seriam

praticamente inviáveis. Um esquema simplificado de uma câmara de ar livre é apresentado na Figura 7.

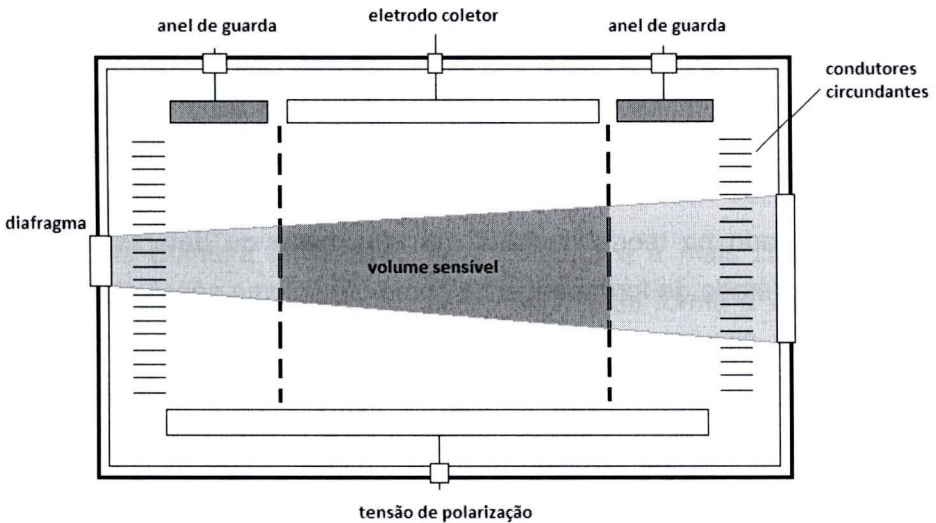


Figura 7. Esquema simplificado de uma câmara de ionização de ar livre.

O circuito interno da câmara de ar livre consiste de três elementos coplanares em um lado do feixe e uma placa paralela oposta a este sistema, polarizada com a tensão de câmara. A distância das placas em relação ao feixe é escolhida de forma que não sejam alcançadas pelos elétrons secundários originados no volume sensível. A uniformidade do campo elétrico neste tipo de câmara é garantida normalmente por condutores circundantes, equidistantes, entre os circuitos de placas de polarização e coleção de cargas.

3.5.2.2 Câmaras cavitárias

As câmaras cavitárias, por suas dimensões reduzidas, são as câmaras mais utilizadas nas rotinas laboratoriais e em campo, onde é inviável a utilização de câmaras de ar livre, tanto por suas dimensões como pelos requisitos para se estabelecer a correta irradiação de seu volume sensível. Câmaras cavitárias podem ser compreendidas de forma simplificada como uma parede que envolve uma cavidade preenchida por um gás. Entre as câmaras cavitárias existem várias geometrias disponíveis, cilíndricas, de placas paralelas, esféricas, entre outras. Além desta vantagem em geometria e versatilidade de uso, o equilíbrio eletrônico

nas câmaras cavitárias é obtido mais facilmente com a adequação de suas paredes e volume a cada faixa de energia. Um exemplo simplificado de câmara cavitária é apresentado na Figura 8.

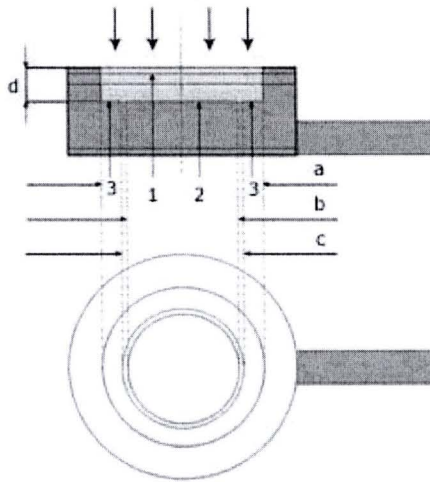


Figura 8. Esquema simplificado de uma câmara de ionização cavitária: (1) Eletrodo de polarização - janela; (2) eletrodo coletor; (3) anel de guarda; (a) diâmetro da janela; (b) diâmetro do eletrodo coletor; (c) largura do anel de guarda; (d) separação entre eletrodo coletor e anel de guarda [36].

Mesmo com a simplicidade explícita em sua definição, as câmaras cavitárias apresentam detalhes construtivos que são muitas vezes complexos e envolvem cuidados especiais de isolamento elétrico relacionados ao seu tamanho reduzido. As câmaras cavitárias podem ser seladas ou não. As câmaras utilizadas em equipamentos de radiodiagnóstico não são seladas [53], e este fato exige correções de densidade do ar que varia com a temperatura, umidade e pressão atmosférica. A densidade do ar pode ser calculada segundo Attix [35], de acordo com a equação 12:

$$\rho_{ar} = \rho_{0,760} \left(\frac{273}{273 + T} \right) \cdot \frac{P - 0,3783 \cdot P_w}{760} \tag{12}$$

onde T é a temperatura do ar, P a pressão atmosférica e P_w a pressão parcial do vapor d'água no ar. Nesta equação considera-se o ar de referência a 0 °C em condições de pressão atmosférica de 760 torr (1 atmosfera = 101,325 kPa).

Um fato importante é que uma variação de 10% da umidade relativa do ar, que está relacionada à pressão parcial de vapor d'água P_w , proporciona um

decréscimo de aproximadamente 0,1 % na densidade, em 22°C de temperatura ambiente a 760 torr de pressão atmosférica. Além disso, o efeito que a umidade relativa do ar exerce sobre a energia média entregue por unidade de carga produzida no mesmo ocorre em oposição à mudança na densidade do ar, o que faz com que na prática a umidade relativa do ar seja ignorada ^[35].

No formalismo dosimétrico adotado na prática dos procedimentos de calibração ^[36] e medição, o fator de correção é indicado na equação 13:

$$k_{TP} = \left(\frac{273,2 + T}{273,2 + T_0} \right) \cdot \frac{P_0}{P} \quad (13)$$

onde T_0 e P_0 são a temperatura e pressão atmosférica de referência, respectivamente, e T e P são a temperatura e pressão atmosférica no momento da medição. Na prática normalmente adota-se $T_0 = 20$ °C e $P_0 = 101,3$ kPa ^[36], mas estes valores podem variar em função das condições adotadas pelo laboratório de calibração, sendo que alguns adotam a temperatura de 22°C como referência ^[35]. Neste caso, a umidade relativa do ar de referência é de 50%, e considera-se que influências das variações de umidade entre 30% a 80% podem ser desprezadas.

3.5.3 Saturação e recombinação iônica em câmaras de ionização

A carga Q' coletada pelo eletrodo polarizado em uma câmara de ionização e medida pelo eletrômetro é inferior à carga Q produzida no gás, proporcional à dose absorvida depositada neste mesmo gás, devido principalmente à recombinação de íons positivos e negativos no gás ^[35]. Esta recombinação diminui com o aumento da tensão de polarização da câmara, que tende à saturação, o que ocorre quando estas perdas podem ser ignoradas.

Os níveis de tensão de polarização, no entanto, não podem ser elevados indefinidamente devido a problemas de isolação elétrica e multiplicação do gás, onde os elétrons livres ganham energia cinética suficiente do campo elétrico produzindo ionização extra, o que não é desejável neste tipo de detector. Conseqüentemente a eficiência de coleção de carga $f = Q'/Q$ deve ser determinada para correção dos valores medidos. Em câmaras de pequeno porte, onde o volume é menor, e conseqüentemente a intensidade do campo elétrico

para a saturação é mais facilmente obtida, estas correções são desnecessárias [18,19].

Dois tipos de recombinação de cargas são as mais relevantes em uma câmara de ionização: a inicial e a geral [35]. Na recombinação inicial dois íons, um positivo e outro negativo, provenientes da mesma partícula carregada, se encontram e recombinaem, sendo assim independentes da dose ou taxa de dose, exceto quando a densidade de carga espacial atinge altos valores de forma que ocorra grande redução na intensidade do campo elétrico, ou que os caminhos das partículas carregadas se sobreponham. A recombinação geral, ou recombinação de volume, ocorre quando íons provenientes de diferentes partículas carregadas se encontram e por conseqüência é dependente da dose ou taxa de dose.

Os fatores de correção para a recombinação normalmente são estabelecidos pela variação da tensão de polarização da câmara de ionização sob irradiação constante, sendo linearmente extrapolados para cada faixa de dose ou taxa de dose, ou seja, para várias faixas de cargas coletadas [35]. A avaliação dos fatores de correção para recombinação de carga é muito empregada em feixes de radioterapia, em feixes constantes e principalmente em feixes pulsados, onde se verifica normalmente uma linearidade em relação à dose, ou dose por pulsos [54,55]. Em radiodiagnóstico esta avaliação também procede, porém a necessidade de fatores de correção ocorre em volumes de cavidade maiores que 150 cm³, onde a saturação é mais dificilmente obtida [56,57].

3.6 Sistemas de medição vetoriais e matriciais

A avaliação da dose espalhada designada pelos requisitos normativos anteriormente abordados, bem como a avaliação dos níveis de radiação de fuga proveniente de conjuntos-fonte de radiação X e radiação residual após a blindagem de proteção primária, remete sempre ao procedimento de sucessivas medições em um plano bi-dimensional (mapas de isokerma), em um vetor dentro de uma área de interesse (zona de ocupação significativa), ou mesmo em uma área delimitada por um raio a um metro do ponto focal de um conjunto-fonte de radiação X (radiação de fuga). Na prática, isso implica em cuidados especiais relacionados ao posicionamento da câmara de ionização na geometria de ensaio, à capacidade da mesma em atender os requisitos normativos e ainda ser

suficientemente sensível e com boa resposta em energia e tempo de resposta ^[46], e à habilidade do ensaísta em mapear da forma mais eficiente possível os níveis de dose, podendo-se assim obter resultados metrologicamente confiáveis. Estes requisitos levam sempre à ideia de um sistema vetorial ou matricial, que posicionado de forma adequada e conveniente, seja capaz de minimizar o número de irradiações e agilizar a obtenção dos dados de ensaio, com a melhor resposta possível e a menor influência proveniente do executor.

Sistemas de medição empregados no mapeamento de dose apresentam grande eficiência e mostram resultados interessantes quando a avaliação é limitada a áreas restritas ^[58], e onde os níveis de dose, provenientes do feixe primário, atingem valores considerados elevados se comparados aos níveis de interesse em levantamentos de dose relacionados à dose espalhada e à radiação de fuga. Um exemplo de sistema de medição formado por uma câmara matricial é ilustrado na Figura 9 ^[59]. Este sistema, empregado em radioterapia para verificação de feixes com grande complexidade de distribuição, é composto de 1024 câmaras de ionização cilíndricas de $0,07 \text{ cm}^3$, montadas em segmentos de PMMA (polimetilmetacrilato), o que confere ao mesmo a capacidade de sensibilidade 2D.

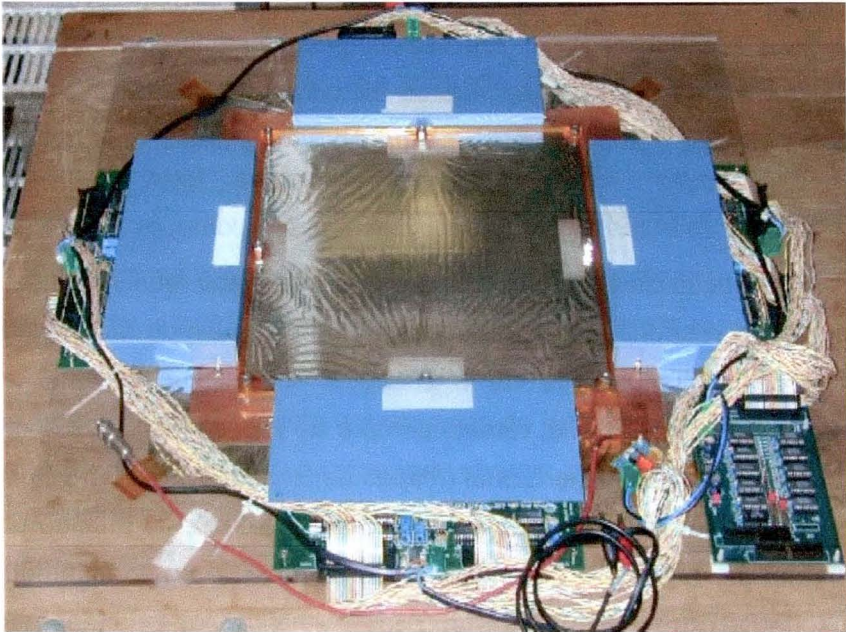


Figura 9. Câmara de ionização de Amerio *et al* ^[59] segmentada em 1024 pixels de $0,07 \text{ cm}^3$, montada em PMMA.

Outro detector apresentado por Pardo *et al*^[60], empregado em controle de qualidade de radioterapia por intensidade modulada (IMRT) é composto por um vetor de 128 elementos com volume de aproximadamente 1,44 mm³, preenchido por líquido que preenche a cavidade de cada câmara (C₈H₁₈). Este sistema possui uma definição de 1,7 mm (*Pitch*). Sua aplicação no levantamento do perfil dos feixes utilizados também apresentaram resultados satisfatórios e sua viabilidade física e eletrônica foram atestadas, da mesma forma que a câmara matricial desenvolvida por Amerio *et al* (2004)^[59].

Ainda, dentro do conceito de sistema vetorial, outros sistemas empregando sensores semicondutores, ao invés de câmaras de ionização, também podem ser encontrados na literatura, como é o caso do sistema apresentado por Zhu *et al* (1997)^[61], onde o emprego de um sistema comercial com matriz de 46 fotodiodos é apresentado na avaliação do perfil do feixe de radioterapia dinâmica (*Enhanced Dynamic Wedge – EDW*). Este sistema apresenta a vantagem de estar disponível comercialmente, mas procedimentos especiais de calibração devem ser adotados para seu correto desempenho.

As câmaras de ionização apresentadas até aqui são empregadas em sua totalidade na prática de radioterapia, mas possuem duas características que podem ser aproveitadas em um sistema de ensaio em radiodiagnóstico: a capacidade de monitoramento de vários elementos (várias câmaras de ionização) em um sistema conveniente de mapeamento e a capacidade de aquisição múltipla de sinais elétricos (eletrômetro de múltiplos canais). Estes sistemas, no entanto apresentam características geométricas insuficientes para sua aplicação nos propósitos específicos da medição de radiação espalhada e radiação de fuga, e sua conveniência de construção das câmaras com volumes reduzidos não é aplicável aos níveis de dose e requisitos normativos estabelecidos em ensaios de equipamentos de radiodiagnóstico.

A KEITHLEY INC. apresentou em 1968 o sistema de medição de radiação de fuga modelo 10970, hoje representado pela FLUKE Biomedical^[62], retirado de produção por falta de interesse no mercado internacional¹. Este sistema era composto de 17 câmaras de ionização 50300/96010A arranjadas em um arco de alumínio, com raio de 1 metro, para conveniência de atendimento aos

¹ Comunicação do representante FLUKE Biomedical do Brasil, Nuclear Tech, em 04/12/2009.

requisitos normativos internacionais, equivalentes aos requisitos atuais da norma ABNT NBR IEC 60601-1-3. Dentro destes requisitos as câmaras possuíam janela de entrada de 100 cm^2 , e para sensibilidade de medição, volume de 500 cm^3 . Sua janela era unidirecional e sua sensibilidade de resposta em tempo era restrita a 250 ms para a taxa de 1 mGy/h , com eletrômetros incorporados às mesmas, formando o chamado sistema câmara-eletrômetro, com capacidade de detecção de doses não menores que $50 \text{ } \mu\text{Gy/h}$. A câmara era polarizada com uma tensão DC de 400 V , proveniente de uma fonte instalada separadamente (Bertan Model 2892). Uma ilustração do sistema é apresentada na Figura 10.

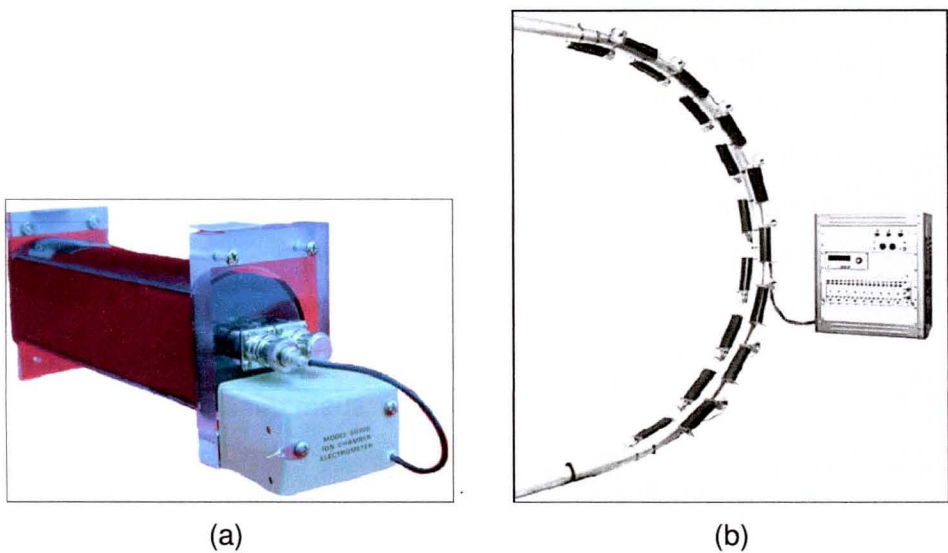


Figura 10. Sistema 10970 FLUKE Biomedical. (a) Detalhe da câmara de ionização 50300/96010A; (b) Montagem em arco do sistema 10970 com câmaras e eletrômetro.

A saída de cada eletrômetro era conectada a um sistema comparador com tensão de referência ajustada manualmente por meio de um potenciômetro, alternando a sensibilidade do sistema câmara-eletrômetro entre $50 \text{ } \mu\text{Gy/h}$ e 1 mGy/h .

Baseado nas informações provenientes da avaliação das radiações de fuga, a sensibilidade destes detectores seria insuficiente para uma avaliação baseada em requisitos normativos^[12,13]. O mesmo pode ser afirmado quanto aos níveis de dose medidos na avaliação da radiação espalhada, tanto no levantamento da dose nas zonas de ocupação significativa e nos mapas de isokerma^[13].

4 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente projeto foi composto de três etapas que contemplaram o desenvolvimento de uma câmara de ionização para medição de radiação em níveis de radioproteção, o desenvolvimento de um eletrômetro capaz de coletar as correntes produzidas por esta câmara, e a integração do sistema câmara-eletrômetro de forma a permitir a medição do kerma no ar para o levantamento de mapas de isokerma, zonas de ocupação significativa com radiação parasita, radiação residual e radiação de fuga de conjuntos-fonte e conjuntos-emissores de radiação X ^[12,13].

A metodologia de desenvolvimento da câmara de ionização consistiu basicamente de quatro etapas:

1. Avaliação do campo elétrico da câmara de ionização;
2. Construção de protótipo e medições em laboratório;
3. Simulações com método de Monte Carlo para avaliação e validação de resultados;
4. Revisão do protótipo e simulações para definir o protótipo final.

Na etapa 1 foi utilizado o software MAXWELL 2D TM para modelagem da câmara e seus componentes e cálculo do campo elétrico no interior da mesma. Os perfis dos campos elétricos calculados foram utilizados como base para o estabelecimento da geometria do volume efetivo e dos volumes mortos dentro da câmara de ionização, servindo como orientação para o estabelecimento do modelo utilizado nas simulações com o método de Monte Carlo. Neste trabalho o termo "volume morto" será utilizado para designar os volumes de ar da câmara onde os íons gerados pela interação da radiação não são coletados no eletrodo coletor. Na etapa 2 foram utilizados os materiais para construção dos protótipos, abordados nas próximas seções, com a usinagem dos componentes efetuada na Seção de Oficinas, Manutenção e Conservação do IEE-USP. Nesta segunda etapa também foram efetuadas medições em laboratório, com o protótipo construído, utilizando as instalações da Seção Técnica de Ensaios em Equipamentos Eletromédicos (STEEE) do IEE-USP e do Centro de Metrologia das Radiações (CMR) do IPEN-CNEN. Na etapa 3 a câmara de ionização foi simulada com o código de Monte Carlo MCNP-4C. Nas simulações, a câmara foi

submetida a feixes de radiação X semelhantes aos utilizados nas medições em laboratório. Nesta etapa utilizou-se a comparação da resposta da câmara simulada com a resposta da câmara real para avaliar as contribuições dos materiais utilizados na pintura da janela, e também para estimar com mais precisão a dimensão dos volumes mortos. Na etapa 4 foram efetuadas as adequações no protótipo, baseadas nas simulações e resultados experimentais, de forma a atingir os objetivos principais do projeto.

O desenvolvimento do eletrômetro foi efetuado com base em valores de referência de kerma no ar e taxa de kerma no ar, fundamentados nos requisitos normativos abordados neste trabalho, sendo deduzidas dos mesmos, as correntes que seriam geradas pela câmara de ionização e que devem ser medidas durante cada ensaio. Desta forma, as etapas de desenvolvimento do eletrômetro consistiram em:

1. Avaliação dos requisitos normativos de ensaios de segurança radiológica ^[12,13];
2. Determinação da corrente nominal com base no volume efetivo nominal do protótipo consolidado na etapa de desenvolvimento da câmara de ionização;
3. Determinação dos circuitos amplificador e conversor analógico-digital (conversor A/D) necessários para atender a resolução e exatidão mínimas requeridas pelo sistema;
4. Desenvolvimento de software de controle e aquisição de dados do eletrômetro;
5. Calibração e avaliação de linearidade e desempenho do eletrômetro.

Após a avaliação de desempenho do eletrômetro, sua utilização em conjunto com o protótipo de câmara de ionização, constituindo o sistema câmara-eletrômetro, foi efetuada em ensaios de avaliação de desempenho essencial do sistema de medição ^[63] e em ensaios de segurança radiológica estabelecidos pelas normas técnicas utilizadas na rotina laboratorial ^[12,13]. Adicionalmente, foram efetuadas avaliações da recombinação de carga em feixes contínuos e pulsados, para determinação de fatores de correção em função da carga coletada e das qualidades utilizadas ^[56,57].

Nas próximas seções serão detalhadas as metodologias de desenvolvimento dos dois objetos principais deste trabalho e suas avaliações de desempenho individuais e como sistema de medição, que compõem o resultado final deste trabalho.

4.1 Desenvolvimento da Câmara de ionização

Para atender requisitos normativos de ensaios de segurança e desempenho em equipamentos de radiologia diagnóstica [12,13,33,43,44,45], vários ensaios relacionados à proteção radiológica são necessários, dentre eles a medição da radiação de fuga de conjuntos-fonte e conjuntos-emissores de radiação X, a medição da radiação residual após as barreiras de proteção, o levantamento de mapas de isokerma e o levantamento do perfil de dose na zona de ocupação significativa com radiação parasita. Estes dois últimos são aplicáveis especificamente a equipamentos utilizados em procedimentos intervencionistas.

As medições de radiação espalhada são efetuadas normalmente em termos de equivalente de dose ambiente $H^*(10)$ [39] e sua grande utilidade está na proteção da equipe associada aos procedimentos de radiologia diagnóstica e intervencionista. Para conversão dos valores de kerma no ar em grays para equivalente de dose ambiente em sieverts, deve-se ponderar fatores de correção em relação à energia, conforme indicado no ICRU 57 [64]. Os eletrômetros utilizados em conjunto com as câmaras de ionização, quando dotados da indicação em sieverts, empregam uma constante de 1,14 Sv/Gy em seus *firmwares* [65]. Este fator de conversão leva em conta a distribuição de energia dos fótons incidentes, que em alguns casos pode sofrer desvios [65,66], mas como a câmara não possui a capacidade de discriminar as energias dos fótons incidentes, a aproximação para uma constante é considerada válida para a maioria dos procedimentos de medição.

Nos ensaios de segurança e desempenho essencial em laboratório, as prescrições normativas estabelecem como grandeza o kerma no ar, em grays, tanto em medições de feixe primário como em medições de feixes secundários [12,13,33], utilizando-se necessariamente câmaras de ionização, que são os instrumentos mais indicados para medição desta grandeza [35,67]. As conversões em equivalente de dose ambiente não são necessárias e os limites prescritos são

todos em kerma no ar, o que facilita a manutenção da rastreabilidade metrológica dos processos e elimina a preocupação com os fatores de correção e suas possíveis variações com a energia ^[65,66].

Um fator comum e importante nos ensaios de radioproteção é a característica de mapeamento do kerma no ar, ou seja, a necessidade de medição em pontos distintos para levantamento do comportamento da radiação espalhada, dos níveis de radiação de fuga provenientes do conjunto-emissor de radiação X e radiação residual que persiste após atravessar as barreiras de proteção primária. Esta característica implica em procedimentos de ensaio demorados com a necessidade de deslocamentos sucessivos da câmara de ionização empregada e um grande número de irradiações, elevando a carga de trabalho laboratorial e aumentando a necessidade de medidas de proteção radiológica mais restritivas. Isto acarreta elevação do custo dos procedimentos e dos projetos de proteção radiológica, que refletem em custos ao processo de certificação dos equipamentos radiológicos, onerando também o setor produtivo que depende destes serviços para manutenção de seu registro junto aos órgãos reguladores nacionais e internacionais.

Para cada modalidade de ensaio, normalmente são prescritos requisitos das câmaras de ionização a serem utilizadas no processo de medição. Estes requisitos, de forma geral, compreendem a área da janela de entrada, as dimensões lineares máximas e o volume. Nem todos os requisitos são necessariamente exigidos para um mesmo detector. Os requisitos relacionados a cada norma técnica, utilizados como referência para o desenvolvimento da câmara de ionização deste trabalho, são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 – Requisitos de câmaras de ionização para ensaios de segurança radiológica em equipamentos de radiodiagnóstico.

Norma técnica	Ensaio	Janela de entrada	Dimensões lineares	Volume
NBR IEC 60601-1-3	Radiação de fuga	100 cm ²	< 20 cm	
	Radiação residual	100 cm ²	< 20 cm	
	Zona de ocupação significativa	---	< 20 cm	500 cm ³
NBR IEC 60601-2-43	Mapa de isokerma	--	---	---

Os dados apresentados na Tabela 2 mostram que os requisitos das câmaras de ionização para os ensaios de radiação de fuga e radiação residual

são idênticos e coincidentes com os ensaios de zona de ocupação significativa em um único parâmetro que se refere às dimensões lineares. Entretanto, volume de 500 cm³ é interessante para a medição da radiação de fuga, devido à sensibilidade exigida na medição do kerma no ar nestes ensaios ^[46]. Da mesma forma, a janela de entrada de 100 cm² é conveniente para o trabalho dentro das resoluções de mapeamento de dose na zona de ocupação significativa ^[23,27].

O único ensaio que não apresenta requisitos específicos relacionados à câmara de ionização a ser empregada nas medições de kerma no ar é o ensaio de levantamento de mapas de isokerma, também denominado medição da distribuição da radiação parasita, ou seja, com objetivos relacionados ao ensaio de medição das zonas de ocupação significativa com radiação parasita, possuindo extensão ainda maior que estas últimas, e exigindo, conseqüentemente, boa sensibilidade da câmara de ionização para detecção de pequenas doses. Uma câmara com janela de entrada de 100 cm² e volume de 180 cm³ foi utilizada por ACCURSO *et al* ^[68] apresentando sensibilidade satisfatória para medições de mapas de isokerma em equipamentos convencionais móveis.

Conforme mencionado anteriormente, os critérios apresentados na Tabela 2 puderam ser incorporados a uma mesma câmara de ionização, atendendo aos requisitos normativos de interesse do presente trabalho. Com esta possibilidade, a câmara de ionização desenvolvida apresentou as seguintes características geométricas iniciais, que visam além de atender os requisitos normativos, maior facilidade na construção do detector:

- Janela de entrada de 100 cm²;
- Volume de 500 cm³;
- Corpo cilíndrico com altura < 20 cm.

Pela facilidade de construção e menor custo de fabricação ^[17], foi escolhido neste trabalho o modelo de câmara de ionização de placas paralelas, que implica em menores dificuldades de usinagem dos componentes e montagem, e pode atender aos requisitos apresentados até aqui.

4.1.1 Primeira proposta de Câmara de ionização

Com os parâmetros iniciais definidos, uma primeira câmara de ionização de placas paralelas foi proposta. O esquema da mesma pode ser visualizada na Figura 11, representado por uma seção de um cilindro, onde temos os seguintes materiais componentes:

- paredes de PMMA (A);
- janela de entrada e base de policarbonato (B);
- circuito elétrico da janela, anéis de guarda (circundando a base) e eletrodo coletor de grafite (C);
- volume interno composto por ar (D).

A área interna da janela de entrada é de 100 cm^2 e a altura interna h de 50 mm, definindo um volume interno muito próximo a 500 cm^3 , adotado como inicialmente como volume efetivo nominal.

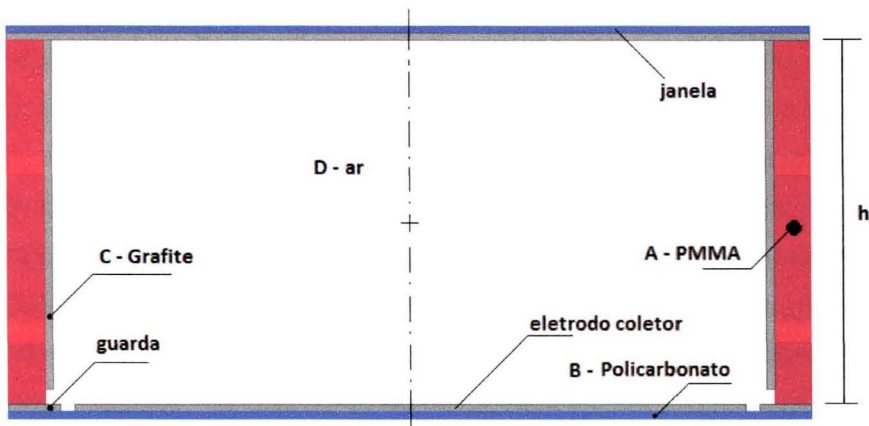


Figura 11. Vista em corte da primeira proposta de câmara de ionização com componentes construtivos, circuito de grafite e volume de ar.

Um estudo preliminar da distribuição de campo elétrico dentro da câmara foi realizado com a utilização do software Maxwell 2DTM. O objetivo principal deste estudo foi definir as geometrias do volume efetivo e do volume morto da câmara para serem utilizados posteriormente no modelo das simulações de Monte Carlo. Os cálculos foram efetuados utilizando as dimensões estabelecidas anteriormente, com espessura de grafite de 1 mm no circuito eletrônico, pois a versão gratuita do software não permite definição de espessuras menores ^[69]. Aplicou-se tensão DC de polarização de 400 V entre o

circuito da janela e os anéis de guarda, mantendo-se equalizados o potencial elétrico do eletrodo coletor e do anel de guarda, o que é promovido na prática pela impedância de entrada do circuito de leitura de sinais (circuito de entrada do eletrômetro) ^[35]. A Figura 12 ilustra a aplicação da tensão de polarização da câmara.

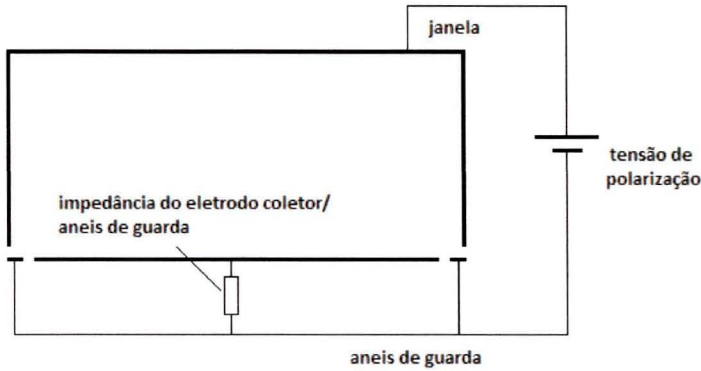


Figura 12. Representação da polarização do circuito da câmara de ionização com aplicação da tensão entre circuito de janela e anéis de guarda e a equalização de potencial entre anéis de guarda e eletrodo coletor, promovida pela impedância do circuito de leitura (eletrômetro).

A polaridade da tensão de polarização da câmara também foi invertida (-400 V entre janela e anéis de guarda) para avaliação de desvios em relação à alimentação positiva, mas os resultados obtidos foram os mesmos com relação à geometria do campo elétrico e não foram identificadas diferenças significativas nos potenciais resultantes. Os resultados dos cálculos de campo elétrico para a primeira câmara são apresentados na Figura 13.

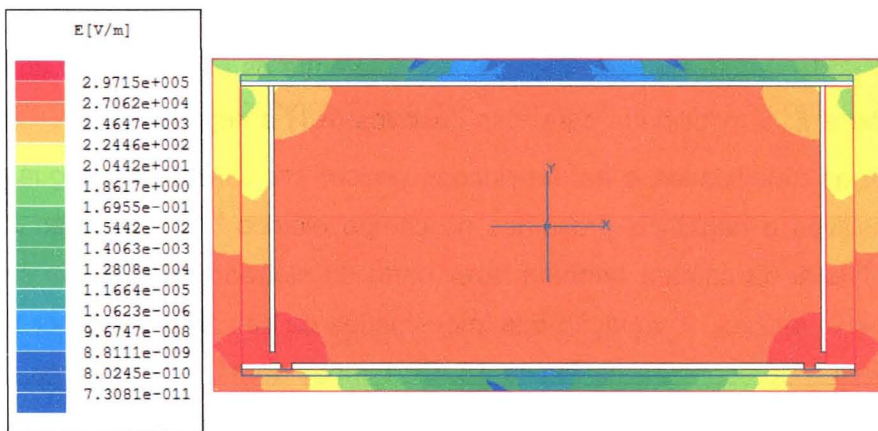


Figura 13. Resultados de cálculo de campo elétrico para o primeiro modelo de câmara de ionização proposto, utilizando o software Maxwell 2D™ – Tensão aplicada entre janela e anel de guarda de +400 V.

O objetivo principal dos cálculos com o software MAXWELL 2D™ foi avaliar a geometria do campo elétrico para estabelecer parâmetros de entrada para as simulações computacionais com o código de Monte Carlo. Dentro deste propósito foram definidos três tipos de volumes dentro da câmara de ionização: um volume efetivo e dois volumes mortos, sendo que nestes últimos considera-se que não ocorre a coleção de carga pelo eletrodo coletor. Para estimar as formas e as dimensões destes volumes, foram feitas considerações em relação ao campo elétrico e à mobilidade dos íons dentro da câmara.

De forma geral podemos determinar a mobilidade k de íons pela relação que envolve a diferença de potencial V e a distância d entre duas superfícies, de acordo com a equação 14 [70]:

$$k = \frac{d^2}{V \cdot T} \quad (14)$$

onde T é o tempo de aplicação da diferença de potencial V . Os valores de k são determinados experimentalmente e apresentam variações com a temperatura e pressão do gás. Os valores de k variam entre $1,34 \times 10^{-4}$ a $1,89 \times 10^{-4} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1} \text{ V}^{-1}$ [57] para uma temperatura de 20°C e pressão atmosférica de 760 torr. A partir da equação 14, podemos estimar o tempo de trânsito dos íons τ_i em uma câmara de ionização conforme a equação 15:

$$\tau_i = \frac{d^2}{V \cdot k_i} \quad (15)$$

onde d pode ser considerado como a distância entre os eletrodos da câmara de ionização e k_i a mobilidade para íons positivos ($i=1$) e negativos ($i=2$). Para fins práticos, as mobilidades e as densidades podem ser consideradas iguais para íons positivos e negativos presentes no campo elétrico [71]. Devido ao fato da parede lateral da câmara também fazer parte do eletrodo, a distância entre os eletrodos é variável. A variação das intensidades de campo elétrico por regiões da câmara é apresentada na Figura 13. Os tempos de trânsito dos íons t_1 e t_2 , para o primeiro modelo de câmara proposto são apresentados na Figura 14, para as mobilidades dos íons k de $1,34 \times 10^{-4}$ e $1,89 \times 10^{-4} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1} \text{ V}^{-1}$, respectivamente,

considerando a diferença de potencial fixa de +400 V e variando-se a distância d entre os eletrodos.

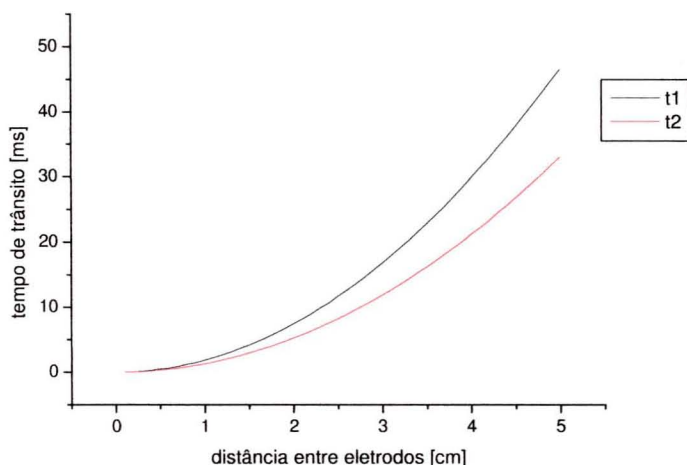


Figura 14. Tempo de trânsito dos íons no ar calculado para o primeiro modelo de câmara proposto para uma tensão de polarização de +400 V, em função da distância dos eletrodos, onde t1 representa o tempo de trânsito para uma mobilidade dos íons de $1,34 \times 10^{-4} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1} \text{ V}^{-1}$ e t2 o tempo de trânsito para mobilidade dos íons de $1,89 \times 10^{-4} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1} \text{ V}^{-1}$.

Na Figura 14 pode-se observar que o tempo de trânsito é relativamente elevado (50 ms) na maior distância entre os eletrodos (5 cm), e cai rapidamente atingindo tempos muito curtos, inferiores a 2 ms, nas distâncias inferiores à 1 cm.

Para se analisar o comportamento dos íons em função do campo elétrico de forma independente da tensão de polarização e da distância entre os eletrodos, a equação 15 pode ser simplificada para se obter a resposta em função da velocidade s dos íons. Esta relação é apresentada na equação 16 e sua linearidade no ar é comprovada experimentalmente para elétrons e íons [70, 72].

$$s = \frac{V \cdot k}{d} \quad (16)$$

Utilizando a faixa de campos elétricos resultantes do cálculo obtém-se o comportamento da velocidade dos íons em função do campo elétrico, apresentado na Figura 15.

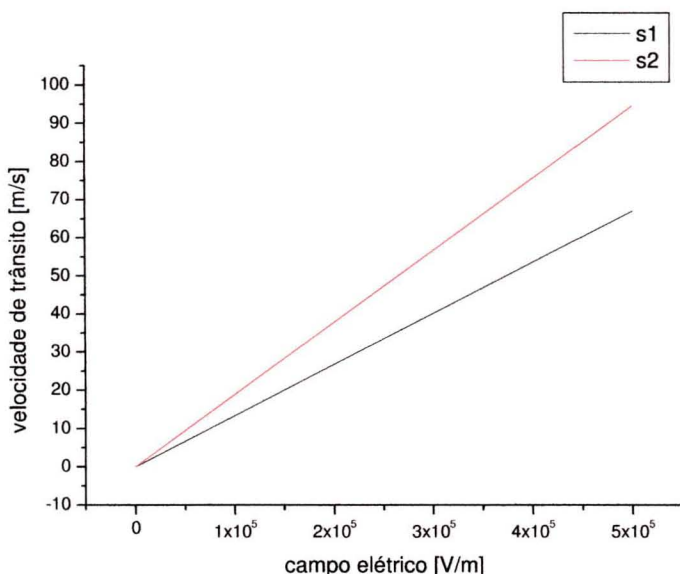


Figura 15. Velocidade de trânsito dos íons no ar calculada para o primeiro modelo de câmara proposto para uma tensão de polarização de +400 V, em função do campo elétrico, onde s1 representa a velocidade de trânsito para uma mobilidade dos íons de $1,34 \times 10^{-4} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1} \text{ V}^{-1}$ e s2 a velocidade de trânsito para mobilidade dos íons de $1,89 \times 10^{-4} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1} \text{ V}^{-1}$. O gráfico A apresenta o detalhe da região linear do gráfico B.

Baseado nestas duas constatações em relação ao tempo de trânsito dos íons em função da distância entre eletrodos e à velocidade de trânsito dos íons em função do campo elétrico no interior da câmara, foram classificadas as regiões com diferentes campos elétricos mostradas na Figura 13. A maior região, representada pela grande área em laranja, foi considerada como volume efetivo de coleção de cargas. Nesta região, onde a intensidade do campo elétrico está entre aproximadamente $2,5 \times 10^3 \text{ V/m}$ e $3 \times 10^4 \text{ V/m}$, as cargas produzidas pelos elétrons secundários migrariam efetivamente para o eletrodo coletor produzindo correntes detectáveis pelo circuito do eletrômetro, com tempos de transito de até 50 ms. Nesta região a perda de carga devido à recombinação inicial também é desprezível, pois, de acordo com Attix ^[35], em câmaras de ar a 1 atm este tipo de recombinação é desprezível quando o campo elétrico é maior que $1 \times 10^3 \text{ V/m}$.

Existem ainda duas regiões que descrevem as zonas mortas dentro da câmara, onde as cargas elétricas produzidas não podem ser coletadas por duas razões distintas. O primeiro tipo de zona morta é representado por campos elétricos fracos que fazem parte do circuito da janela e estão no potencial oposto

ao eletrodo coletor. Estas áreas apresentam cor laranja clara, tendendo ao amarelo, onde temos intensidades entre aproximadamente 2×10^2 V/m e $2,5 \times 10^3$ V/m. Dentro destas intensidades de campos elétricos as velocidades de trânsito das cargas (íons) tendem a valores muito próximos de zero (Figura 15), o que implica num tempo muito longo de trânsito dos íons e ocorrem recombinações antes que eles alcancem o eletrodo coletor.

O segundo tipo de zona morta corresponde à região entre o anel de guarda e a janela, onde um campo elétrico intenso desvia a carga elétrica do eletrodo coletor e conseqüentemente a mesma não pode ser coletada. Este campo é proposital, ao contrário do primeiro, pois visa drenar as correntes de fuga advindas da fonte de polarização da câmara, mas sua extensão sobre o eletrodo coletor pode ser prejudicial à coleção de cargas. As áreas em vermelho representam os campos elétricos mais intensos na base da câmara, e nestas temos intensidades superiores à 3×10^5 V/m, com tempo de trânsito dos íons muito reduzidos (Figura 14), ocorrendo no anel de guarda a captura dos íons formados nesta região.

Cálculos com tensões de polarização de até 1 kV mostraram pequenas diferenças no campo elétrico das zonas mortas e pequeno ganho no volume efetivo de coleção de carga em relação a 400 V. Para tensões mais baixas, entretanto, o aumento das zonas mortas devido aos campos elétricos mais fracos ficaram evidentes. As figuras 16 e 17 mostram os resultados para campos elétricos simulados com tensões DC de 200 V e 1000 V respectivamente.

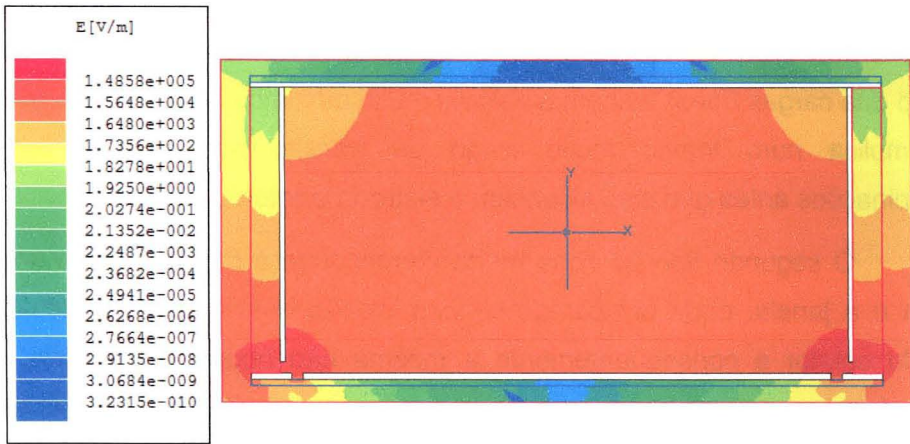


Figura 16. Resultado de cálculo de campo elétrico para o primeiro modelo proposto de câmara de ionização, utilizando o software Maxwell 2D™ – Tensão aplicada entre janela e anel de guarda de +200 V.

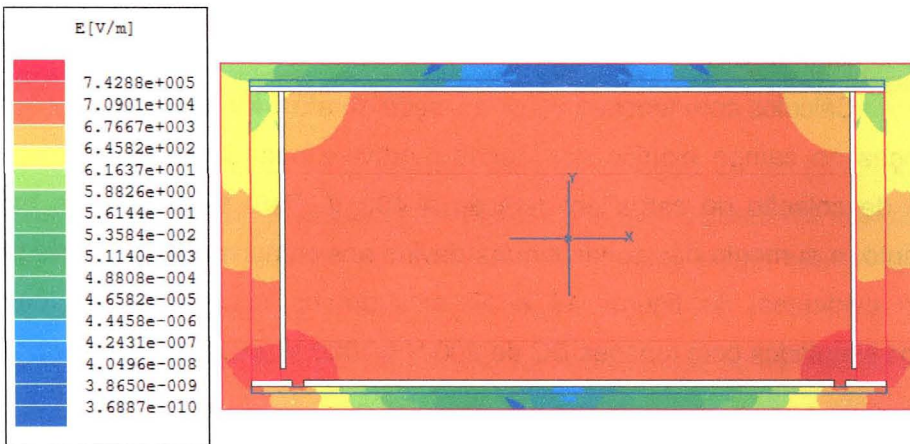


Figura 17. Resultado de cálculo de campo elétrico para o primeiro modelo proposto de câmara de ionização, utilizando o software Maxwell 2D™ – Tensão aplicada entre janela e anel de guarda de +1000 V.

Aproximando as zonas mortas obtidas nos cálculos por frações de seção transversal de um anel toroidal, podemos estimar o volume das mesmas pela equação 17:

$$V_{ZM} = \frac{1}{4} \cdot 2 \cdot \pi^2 \cdot r^2 \cdot (a + r) \quad (17)$$

onde o raio r corresponde ao raio tubular e a é o raio interno do anel toroidal. A fração para esta simulação representa $\frac{1}{4}$ do anel.

Uma comparação com base nos volumes calculados das zonas mortas em relação ao volume nominal de ar da câmara de ionização é apresentada na Tabela 3, onde é possível perceber com mais clareza as diferenças encontradas.

Tabela 3 – Perdas percentuais representadas pelas zonas mortas em relação ao volume efetivo nominal do primeiro modelo de câmara proposto.

Tensão de Polarização	Volume zona fraca (cm ³)	Volume zona forte (cm ³)	Total (cm ³)	Perda %
200 V	46,2	8,1	54,3	10,9%
400 V	21,5	11,2	32,7	6,5%
1000 V	17,8	13,7	31,5	6,3%

Este estudo inicial indicou que, mesmo com a elevação da tensão de polarização, as zonas mortas não diminuem significativamente, sendo necessário um aumento considerável do tamanho do detector para se estabelecer um volume sensível aceitável, dentro de limites de especificação de projeto e eventualmente especificações normativas.

Os limites estabelecidos entre as normas de ensaios de tipo aplicáveis a detectores de raios X variam muito em relação a parâmetros de desempenho que se deseja avaliar ^[63,73,74]. No presente trabalho, os parâmetros de desempenho considerados mais relevantes foram a exatidão absoluta do sistema de medição em relação ao kerma no ar ou taxa de kerma no ar, a dependência energética e a dependência angular, parâmetros referenciados em normas internacionais e que são variáveis entre as mesmas. Para detectores utilizados diretamente no feixe de radiação, atenuado ou não, são estabelecidos limites mais restritivos para os parâmetros de desempenho mencionados ^[73] e os feixes de referência (qualidades) são representativos de feixes primários incidentes e atenuados ^[42]. Estes limites em normas de referência para detectores de radioproteção ^[63,74] são menos restritivos, e utilizam feixes de referência da norma ISO 4037-1 ^[75]. A Tabela 4 ilustra a correlação entre os requisitos normativos das normas de referência internacionais para cada aplicação particular dos detectores de radiação.

Tabela 4 – Requisitos normativos de referência internacionais para cada aplicação particular dos detectores de radiação.

Parâmetros de desempenho	IEC 61647 (RQA2 a 10)	IEC 60846-1 (20 a 150 keV)	PTB23.3 (20 a 150 keV)
Erro relativo de dose e taxa de dose (linearidade e constância)	$\pm 5\%$ *	-15% a +22%	$\pm 10\%$
Dependência com energia	$\pm 5\%$	-29% a +67%	$\pm 40\%$
Dependência angular	$\pm 3\%$ ($\pm 5^\circ$)	-29% a +67% ($\pm 45^\circ$)	$\pm 40\%$ ($\pm 45^\circ$)

* O erro relativo pode variar ate $\pm 10\%$ em faixas menores que $1 \mu\text{Gy/s}$ para o modo taxa.

Outros parâmetros também são explorados pelas normas de referência, mas a linearidade, a dependência em energia e a dependência angular foram considerados como os mais relevantes para o desenvolvimento do presente projeto, pois englobam os parâmetros mais críticos diretamente relacionados à utilização prática da câmara de ionização [17,18,19].

Pode-se perceber pelos dados apresentados na Tabela 4, a grande variação entre os requisitos para detectores utilizados diretamente no feixe de radiação e nos detectores utilizados em radioproteção, que contemplam feixes representativos de espectros espalhados e fortemente atenuados. Como o interesse do presente projeto está relacionado à radioproteção, as prescrições da norma IEC 61647 não foram consideradas no desenvolvimento do detector, porém seus requisitos foram coincidentes com objetivos delineados para o projeto, que contemplam não somente o atendimento aos requisitos normativos, mas melhoria da capacidade metrológica laboratorial.

É importante ressaltar que as condições de referência são utilizadas para o ajuste dos fatores de calibração das câmaras de ionização durante seu processo de fabricação, e a partir daí os demais fatores de correção para os diversos parâmetros de desempenho são obtidos. Normalmente o ponto de ajuste do fator de calibração visa estabelecer o balanço operacional ótimo do detector, fornecendo a melhor condição de desempenho da câmara. Mesmo com estes futuros ajustes para estabelecimento do desempenho ótimo, para o atendimento aos requisitos iniciais de projeto, uma segunda proposta de câmara foi estudada e é apresentada na seção seguinte.

4.1.2 Segunda proposta de Câmara de ionização

Diante dos desvios em relação aos objetivos do projeto, apresentados na seção anterior, a solução inicial foi dividir simetricamente o volume sensível da câmara de ionização, dispondo o eletrodo coletor justamente no meio da câmara, circundando o mesmo por um anel de guarda também central e incorporando duas janelas de entrada idênticas em cada terminação do corpo da mesma, o que conferiu a característica de dupla janela de entrada à câmara de ionização. O segundo modelo, de forma análoga ao primeiro, é apresentado na Figura 18. As dimensões externas não foram alteradas e o volume interno efetivo de ar nominal manteve-se próximo de 500 cm³.

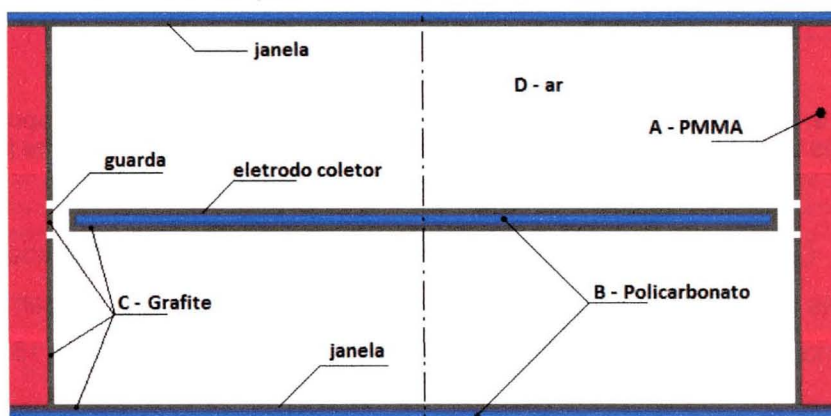


Figura 18. Vista em corte da segunda proposta de câmara de ionização com componentes construtivos, circuito de grafite e volume de ar.

Com este novo modelo, uma segunda série de cálculos com o software MAXWELL 2DTM mostrou a melhor uniformidade do campo elétrico e a adequação para operação em tensões de polarização menores, que garantiriam a saturação do detector. A Figura 19 ilustra os resultados do cálculo com tensão de polarização entre as janelas e o anel de guarda de +250 V, mantendo novamente equalizados o potencial elétrico do eletrodo coletor e do anel de guarda. A polaridade da tensão de polarização da câmara também foi invertida (-250 V entre janela e anéis de guarda) para avaliação de desvios em relação à alimentação positiva, mas os resultados obtidos foram os mesmos com relação à

geometria do campo elétrico e não foram identificadas diferenças significativas nos potenciais resultantes.

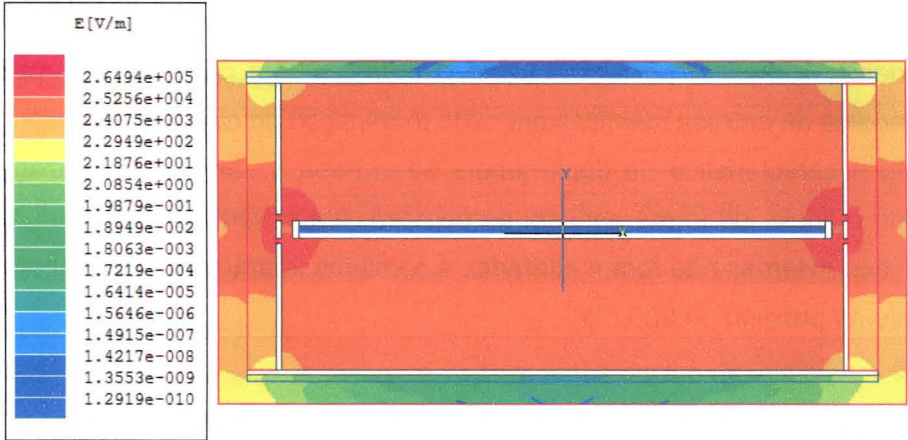


Figura 19. Resultado de cálculo de campo elétrico para o segundo modelo proposto de câmara de ionização utilizando o software Maxwell 2D™ – Tensão aplicada entre janela e anel de guarda de +250 V.

Utilizando uma aproximação das zonas mortas apresentadas pelas simulações a frações da seção transversal de um anel toroidal, analogamente ao primeiro modelo, pode-se estimar o volume das mesmas pela equação 18:

$$V_{ZM} = \frac{1}{2} \cdot 2 \cdot \pi^2 \cdot r^2 \cdot (a + r) \quad (18)$$

onde o raio r corresponde ao raio tubular e a é o raio interno do anel toroidal. A fração para esta simulação representa $\frac{1}{2}$ do anel, pois há simetria especular da geometria em relação ao plano do eletrodo central.

Analogamente ao primeiro modelo, o campo elétrico apresentado na Figura 19 descreve três zonas de interesse que definem o volume efetivo, o volume de campos elétricos fracos e o volume de campos fortes, sendo os dois últimos definidos como volumes das zonas mortas. Mesmo com a tensão de polarização de aproximadamente 60% à tensão aplicada no primeiro modelo, os campos apresentam intensidades próximas aos resultados indicados na Figura 13. Os tempos de trânsito dos íons t_1 e t_2 , para o segundo modelo de câmara proposto são apresentados na Figura 20, para as mobilidades dos íons k de

$1,34 \times 10^{-4}$ e $1,89 \times 10^{-4} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1} \text{ V}^{-1}$, respectivamente, considerando a diferença de potencial fixa de +250 V e variando-se a distância d entre os eletrodos.

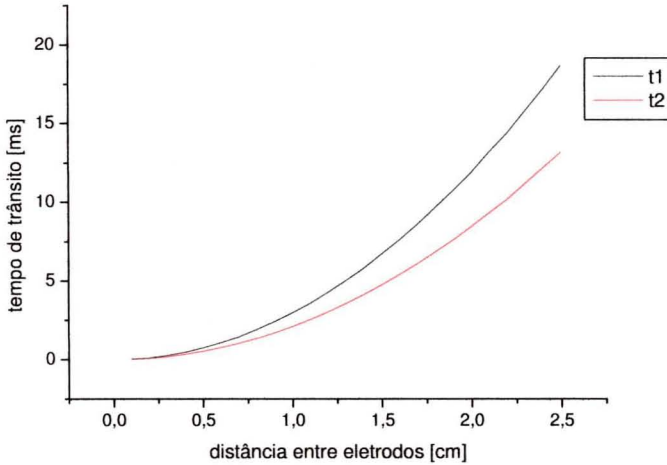


Figura 20. Tempo de trânsito dos íons no ar para o segundo modelo de câmara proposto para uma tensão de polarização de +250 V, em função da distância dos eletrodos, onde t1 representa o tempo de trânsito para uma mobilidade dos íons de $1,34 \times 10^{-4} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1} \text{ V}^{-1}$ e t2 o tempo de trânsito para mobilidade dos íons de $1,89 \times 10^{-4} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1} \text{ V}^{-1}$.

Conforme os dados da Figura 20, nota-se que o tempo de trânsito máximo passa a ser menor do que 50% do encontrado no primeiro modelo na maior distância entre os eletrodos, que agora é de 2,5 cm. O tempo de trânsito diminui rapidamente com a distância, atingindo valores inferiores a 2 ms nas distâncias menores que 0,5 cm. Como a intensidade do campo elétrico é muito próxima da apresentada no primeiro modelo, a velocidade de trânsito dos íons apresenta comportamento similar ao indicado na Figura 15 em relação ao campo elétrico, o que permite utilizar os mesmos patamares do primeiro modelo para definição das zonas mortas no segundo modelo.

O volume da zona morta nas regiões de campos elétricos mais fracos foi de $1,7 \text{ cm}^3$, nos campos elétricos mais intensos $5,8 \text{ cm}^3$, o que representam perdas em volume efetivo de 0,3% e 1,2% respectivamente, totalizando 1,5% de redução no volume efetivo da câmara. Estes resultados mostram que, com a divisão simétrica do circuito eletrônico da câmara de ionização, grandes ganhos em volume efetivo podem ser alcançados e as perdas provenientes de campos

elétricos muito fracos podem ser desprezadas quando comparadas ao primeiro modelo proposto.

4.1.3 Fabricação do primeiro protótipo de Câmara de ionização

Os parâmetros geométricos iniciais apresentados na seção anterior foram utilizados com base para a fabricação do primeiro protótipo de câmara de ionização. Este primeiro protótipo foi fabricado com um volume interno de 600 cm^3 , por questões de segurança, já que não se conhecia a dimensão real da zona morta e dispunha-se de um único corpo cilíndrico de PMMA que poderia eventualmente ser inutilizado no caso da zona morta ser maior do que a apresentada nas simulações de campo eletromagnético. O cilindro de PMMA apresenta furações específicas para acoplamento das janelas de entrada e para suportes especialmente usinados com o objetivo de fixar e alinhar o eletrodo coletor. A Figura 21 ilustra os componentes da câmara de ionização.

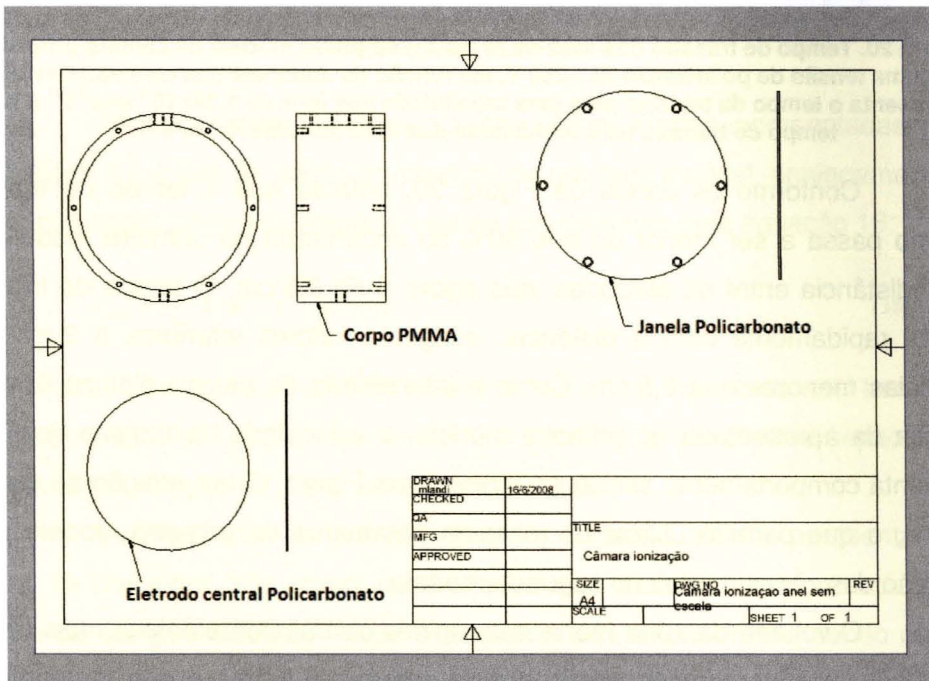


Figura 21. Ilustração dos componentes do primeiro protótipo de câmara de ionização: corpo de PMMA, janelas e eletrodo central de polycarbonato.

Para viabilizar a fixação das partes componentes da câmara, como janelas e eletrodo, elementos especiais de PVC foram usados para a adequada

montagem na mesma. Estes elementos de suporte bem como o manípulo da câmara de ionização, usinado em nylon são ilustrados na Figura 22.

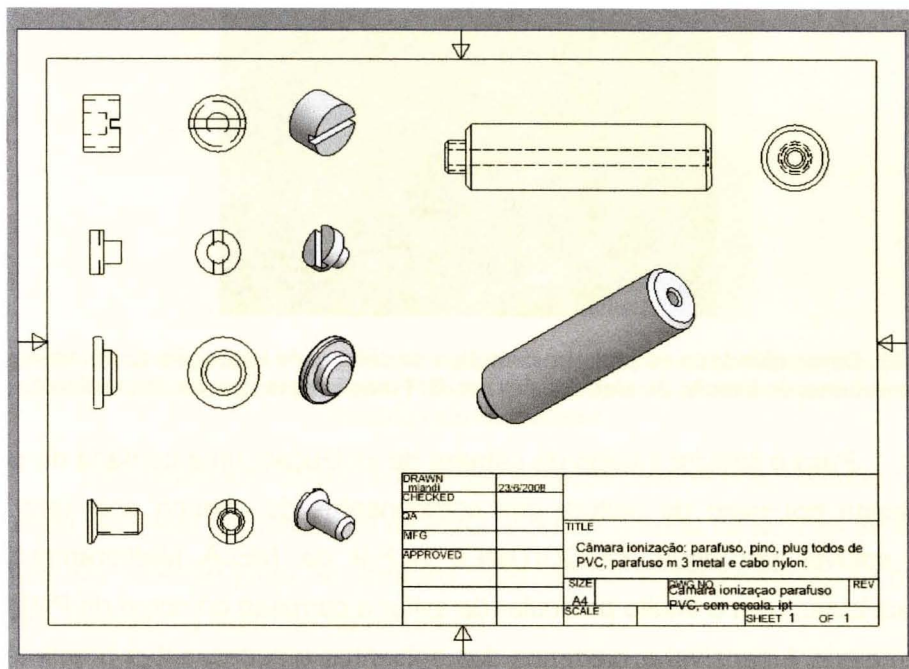


Figura 22. Ilustração dos componentes de fixação do eletrodo central e manípulo do primeiro protótipo de câmara de ionização.

Os parafusos deslizantes desenvolvidos permitem o suporte e alinhamento do eletrodo central de forma a garantir sua centralização radial e possibilitar a uniformização do campo elétrico que será estabelecido ao seu redor pelo anel de guarda circundante. Para fixação do eletrodo central, furações especiais para comportar os parafusos deslizantes foram usinadas no corpo da câmara. O corpo da câmara em sua usinagem final pode ser visualizado na Figura 23.

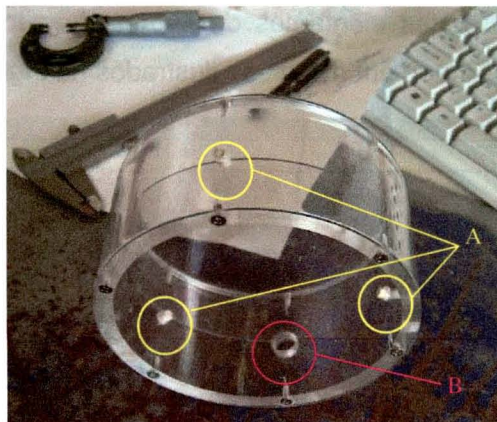


Figura 23. Corpo cilíndrico do primeiro protótipo de câmara de ionização. A: Furações para parafusos de fixação do eletrodo central. B: Furação para fixação do manipulador.

Para o circuito interno da câmara de ionização, uma camada de grafite foi aplicada por meio de pintura dos componentes da câmara com uma tinta grafite solúvel em água, COQUITIMEL ALF-9 da MELA Melhoria de Materiais Ltda., com o intuito particular de evitar a corrosão do corpo de PMMA, já que o mesmo é sensível a presença dos solventes e espessantes presentes na maioria das tintas de grafite comerciais. Esta tinta não possuía especificação em relação à resistividade.

Foi estabelecido um procedimento de pintura para os componentes da câmara de forma a uniformizar a distribuição e espessura de tinta. O processo de pintura dos componentes da câmara foi facilitado pelo uso de máscaras adesivas posicionadas de forma a delinear o circuito interno e isolar as partes de interesse. O procedimento foi baseado na diluição da tinta, quantidade de camadas empregadas, tempo de secagem entre camadas, para garantia da uniformidade da tinta. Uma vista interna da pintura dos componentes da câmara é ilustrada na Figura 24, onde é possível visualizar o anel de guarda central, a montagem do eletrodo coletor em seus elementos de suporte (parafusos deslizantes) e as paredes que estão no mesmo potencial da janela de entrada.

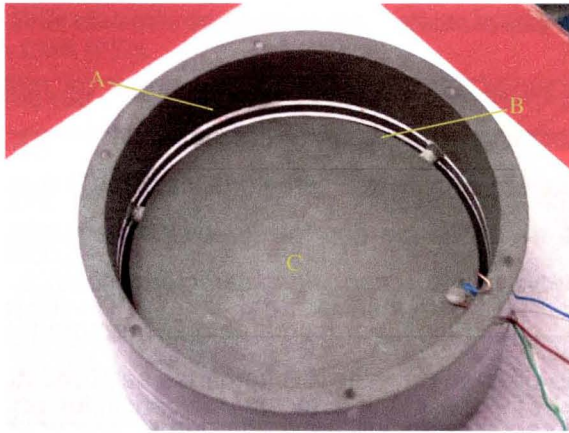


Figura 24. Vista interna do corpo da câmara de ionização com as pinturas em grafite. A: Pintura do circuito do corpo e janela; B: Pintura do circuito do anel de guarda; C: Pintura do circuito eletrodo coletor.

Os condutores foram fixados ao eletrodo central e ao circuito do anel de guarda por meio de parafusos de PVC, e foram fixados às janelas de entrada por meio de pressão junto às paredes externas do corpo cilíndrico. O primeiro protótipo montado é ilustrado na Figura 25.

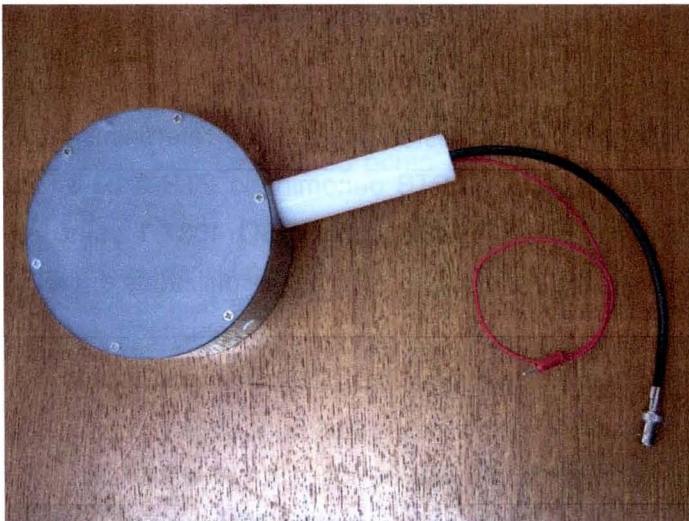


Figura 25. Montagem do primeiro protótipo de câmara de ionização desenvolvido.

Um cabo coaxial de baixo ruído Philips Super TIAFLEX 50 ohms, foi utilizado para o circuito do eletrodo coletor, com sua blindagem conectada ao anel de guarda. Este primeiro protótipo foi então submetido a uma série de caracterizações operacionais para avaliação de desempenho e capacidade de medição conforme descrito nas seções seguintes.

4.1.4 Medições em Laboratório com feixes estreitos da ISO 4037-1

Caracterizações e calibrações de detectores de radiações ionizantes são realizadas necessariamente com a utilização de feixes padronizados. A padronização é dada em função de características dos espectros da radiação incidente em termos da qualidade dos feixes, levando em conta a energia e as camadas semi-redutoras. No caso das caracterizações e calibrações em radiodiagnóstico, as qualidades normalmente são reportadas em termos da tensão de aceleração do tubo de raios X e camadas semi-redutoras. A calibração particularmente vem sendo difundida à medida que a preocupação com o estado de utilização dos instrumentos utilizados em laboratórios e em serviços de controle de qualidade e proteção radiológica é crescente e exigida por lei ^[49].

Para a avaliação da resposta em energia de detectores de radiação utilizados diretamente no feixe de raios X, incluindo câmaras de ionização, a utilização de feixes padronizados RQA (IEC 61267) ^[42] é recomendada, conforme estabelecido pela norma IEC 61647 ^[73]. No entanto, para detectores utilizados em radioproteção nas faixas de energia de radiodiagnóstico, a resposta em energia deve ser determinada com a utilização de feixes estreitos (*Narrow*) estabelecidos pela norma ISO 4037-1 ^[75], de acordo com os requisitos estabelecidos pela norma IEC 60846-1 ^[63]. Além desta norma, uma referência adicional utilizada neste trabalho foi o requisito do PTB denominado PTB-A 23.3 ^[74], que também utiliza os feixes estreitos estabelecidos pela ISO 4037-1 como referência para avaliação da resposta em energia para detectores utilizados em radioproteção.

No primeiro protótipo de câmara de ionização foram utilizadas as instalações do Centro de Metrologia das Radiações ionizantes do IPEN (CMR-IPEN). Foram utilizados quatro feixes estreitos da ISO 4037-1, com as seguintes tensões de tubo de raios X: 60 kV, 80 kV, 100 kV e 150 kV. Seus valores de kerma no ar de referência foram pré-determinados por procedimentos internos do laboratório do CMR-IPEN. Os feixes do CMR-IPEN eram provenientes de um gerador de raios X Pantak/Seifert ISOVOLT HS com tubo Comet 160 kV, e apresentavam os valores de referência de taxa de kerma no ar indicados na Tabela 5, em distâncias específicas estabelecidas pelo laboratório de referência.

Tabela 5 – Taxas de kerma no ar de referência para feixes ISO 4037-1 padrão estreito (*Narrow*) do CMR IPEN.

Qualidade	Taxa de kerma no ar de referência
N60	28,6 mGy/h
N80	11,7 mGy/h
N100	5,71 mGy/h
N150	45,4 mGy/h

O protótipo foi conectado a um eletrômetro PTW UNIDOS 475, de propriedade do CMR-IPEN, para coleção de cargas integradas nos feixes de referência. Os valores de taxa de kerma no ar foram integrados em um minuto para o cálculo da razão Gy/C.

Posteriormente, medições foram efetuadas no Laboratório da STEEE, que implementou os feixes com as qualidades da ISO 4037-1 para as seguintes tensões: 40 kV, 60 kV, 80 kV, 100 kV, 120 kV e 150 kV ^[76]. Os valores de kerma no ar de referência dos feixes da STEEE foram medidos com uma câmara de ionização de referência 10x5-180 e um eletrômetro 9095 da Radcal Corporation. Os feixes utilizados, provenientes de um gerador de raios X diagnóstico VMI Pulsar Plus com tubo VARIAN 150 kV, possuíam os valores de referência apresentados na Tabela 6, a 1 metro do ponto focal e com correntes anódicas variando entre 100 e 630 mA.

Tabela 6 – Kerma no ar de referência para feixes ISO 4037-1 padrão estreito (*Narrow*) da STEEE-IEE/USP.

Qualidade	Kerma no ar de referência
STEEE-N60	18,2 µGy
STEEE-N80	83,9 µGy
STEEE-N100	90,9 µGy
STEEE-N150	110,0 µGy

No caso do gerador da STEEE, a irradiação ocorre em modo contínuo-pulsado (irradiação contínua com 15 pulsos de irradiação por segundo), ou em modo intermitente com intervalos de até 5 segundos de irradiação, dependendo da seleção dos parâmetros de aplicação de carga do gerador de alta tensão. Os

valores de referência foram obtidos com um tempo de irradiação de 100 ms em modo intermitente, onde a resposta da câmara de referência foi estável.

Para a leitura da carga na câmara em desenvolvimento, um amplificador de transimpedância, com ganho de 10^6 na relação corrente-tensão, desenvolvido na STEEE, foi utilizado em conjunto com uma fonte de corrente contínua microcontrolada, também desenvolvida na STEEE, para polarização da câmara com uma tensão de 250 V. O diagrama em bloco do amplificador é apresentado na Figura 26, onde a impedância de entrada do amplificador é utilizada na conversão corrente-tensão. A corrente de polarização (BIAS) é aplicada externamente ao circuito amplificador integrado para equilíbrio da relação sinal/ruído.

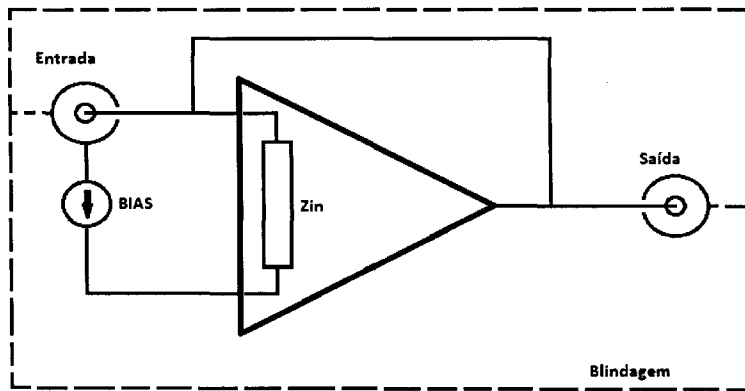


Figura 26. Diagrama em blocos do circuito amplificador de transimpedância de ganho 10^6 desenvolvido na STEEE, utilizado junto ao primeiro protótipo de câmara de ionização.

O diagrama de blocos da fonte microcontrolada é apresentado na Figura 27, que consiste em um gerador com modulação de largura de pulso (PWM) digital, atuando sobre um *driver* elevador de tensão (*Fly-back*) conectado a um multiplicador de tensão para obtenção de tensões de até 1000 V na saída. O circuito da fonte opera em malha aberta, o que requer ajuste prévio antes de sua operação.

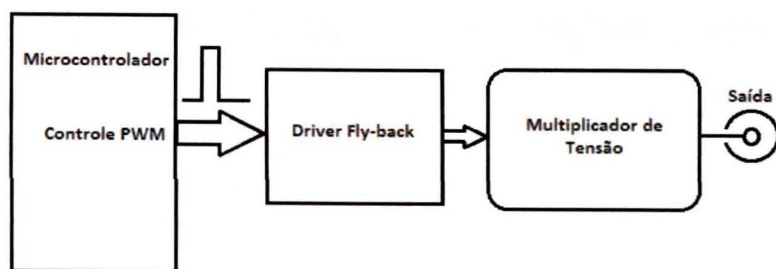


Figura 27. Diagrama de blocos da fonte microcontrolada com tensões de saída de 0 a 1000 V desenvolvida na STEEE.

A Figura 28 mostra o diagrama de blocos do primeiro modelo de amplificador de corrente utilizado como circuito conversor corrente-tensão acoplado a um osciloscópio digital de alta resolução para os testes iniciais, utilizado nas etapas de desenvolvimento da câmara de ionização.

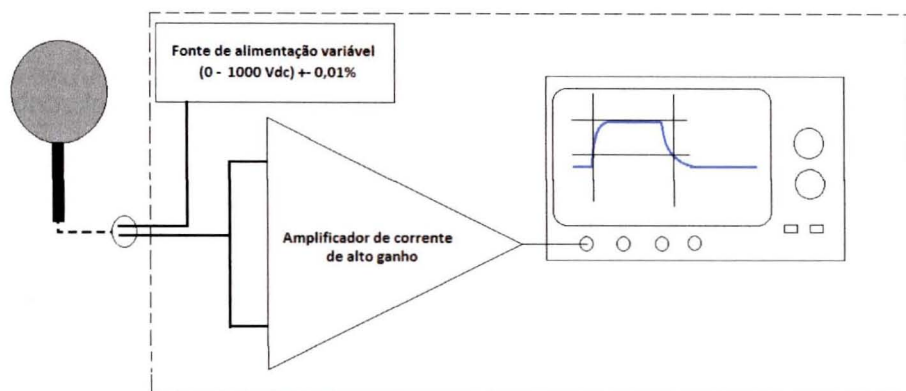


Figura 28. Diagrama de blocos do primeiro modelo de amplificador de corrente utilizado no circuito conversor corrente-tensão acoplado a um osciloscópio digital de alta resolução para os testes iniciais.

Testes preliminares em feixes diretos de equipamentos de raios X com diferentes retificações de seus circuitos de alta tensão foram efetuados para avaliação da resposta do amplificador. Algumas formas de onda capturadas por um osciloscópio FLUKE 199A são apresentadas na Figura 29. Estes sinais representam a corrente coletada pela câmara de ionização convertida em tensão pelo amplificador de transimpedância.

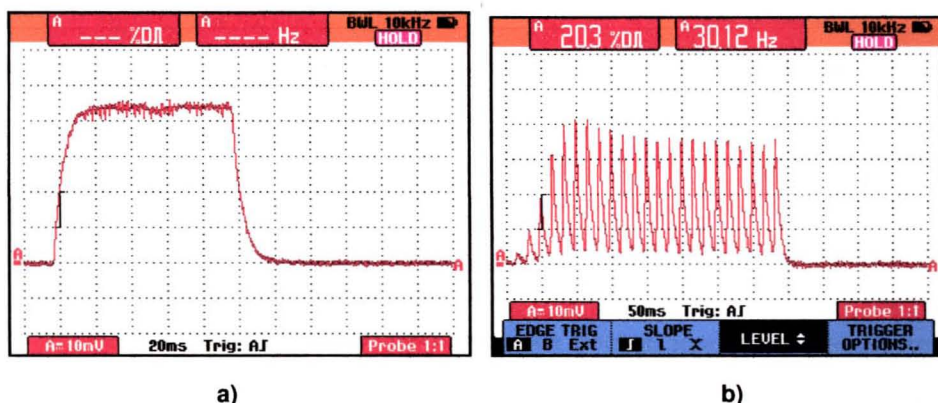


Figura 29. Formas de onda capturadas por osciloscópio digital FLUKE 199A, com amplificador de ganho 10^6 utilizado junto ao primeiro protótipo de câmara de ionização: a) feixe primário de equipamento convencional com gerador de alta tensão de alta frequência; b) feixe primário de equipamento odontológico com gerador de alta tensão de um pulso.

Estes dados iniciais, mostraram a resposta do circuito e da câmara em feixe primário, com filtração total de 2,5 mm de Al, mas os resultados foram insatisfatórios quando o sistema foi utilizado com os feixes indicados na Tabela 6. O circuito foi então conectado a um osciloscópio de alta resolução Tektronix DPO 7104, onde foi possível medir com sensibilidade suficiente a tensão proveniente do amplificador de transimpedância, calcular a corrente e a carga proveniente das qualidades de interesse.

Os valores da razão de carga coletada pelo kerma no ar de referência das medições no laboratório do CMR-IPEN e IEE-STEEE são apresentados na Figura 30.

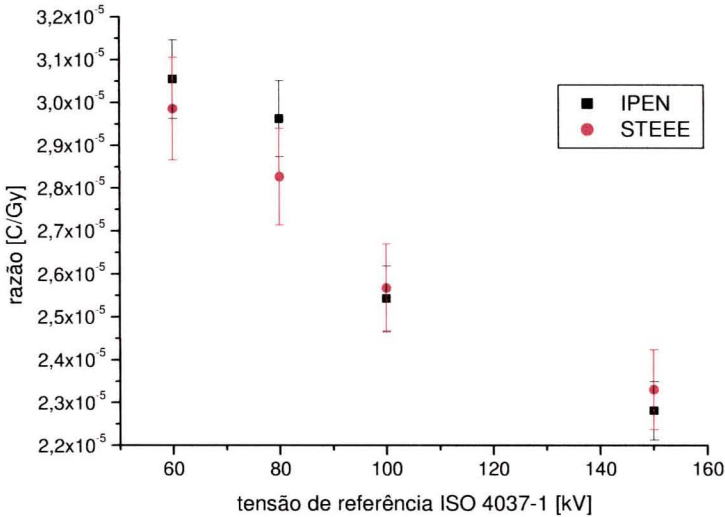


Figura 30. Resultados de referência da razão carga/kerma no ar (C/Gy) das medições nos laboratórios IPEN-CMR e IEE-STEEE

A resposta em energia de um dosímetro é dada geralmente em função da qualidade do feixe utilizado ^[67,75,77]. Como todo sistema dosimétrico é calibrado em uma faixa específica de energia, ou mesmo em um feixe de qualidade específica, sendo utilizado posteriormente em faixas diversas, a resposta em energia requer correções. Um dosímetro ideal apresentaria resposta independente da energia em toda sua faixa de utilização, porém qualquer detector de radiações ionizantes possui dependência com a energia, mesmo que muito baixa ^[78]. A avaliação de dependência energética em detectores de radiações ionizantes consiste na determinação dos desvios em relação à qualidade utilizada. Esta variação, de forma geral, pode ser declarada com relação a uma qualidade de referência, adotada pelo fabricante do dosímetro como sendo a que estabelece a melhor resposta em energia em uma faixa designada. Esta avaliação nem sempre reflete a ampla utilização do instrumento em espectros variados que pode levar a divergências em valores absolutos muito grandes ^[78].

Na avaliação inicial do primeiro protótipo de câmara, por meio da razão carga / kerma no ar de referência, esperava-se que a dependência energética

apresentasse variações de até 5%, atendendo aos requisitos do projeto. Como o melhor ponto de calibração para designação de referência para resposta em energia ainda não estava definido, utilizou-se como base as qualidades de referência para avaliação da dependência em energia da norma IEC 60846-1 e do requisito PTB-A 23.3. Para uma avaliação inicial da máxima variação em energia *MVE* utilizou-se a definição

$$MVE = \frac{R_i - R_0}{R_0} \quad (19)$$

onde R_i é a razão C/Gy na qualidade avaliada e R_0 é a razão C/Gy na qualidade de referência normativa. Os resultados são indicados na Tabela 7 onde a qualidade de referência para a IEC 60846-1 é a N80, e para o requisito PTB-A 23.3 é a N150.

Tabela 7 – Máxima variação em energia para as medições em laboratório.

Qualidade	Máxima variação em energia (<i>MVE</i>)			
	CMR-IPEN*	STEE*	CMR-IPEN**	STEE**
N60	33,9 %	28,1 %	3,1 %	5,6 %
N80	29,8 %	21,3 %	0,0 %	0,0 %
N100	11,5 %	10,2 %	-14,2 %	-9,2 %
N150	0,0 %	0,0 %	-23,0 %	-17,5 %

* Avaliação segundo requisito PTB-A 23.3

** Avaliação segundo norma IEC 60846-1

Os valores, mesmo que elevados, encontram-se dentro do limite de 40% estabelecidos pelo requisito PTB-A 23.3.

A norma IEC 60846-1 estabelece condições diferentes utilizando a qualidade N80 como referência. Seu limite de aceitação para dependência energética é de -29 % a +67% na faixa de energias de radiodiagnóstico. Estes referenciais são ainda menos restritivos, aumentando os graus de liberdade no desenvolvimento do detector.

Apesar da resposta da câmara se encontrar dentro dos limites requeridos, a experiência do STEE em ensaios com câmaras de ionização indica que aprimoramentos neste primeiro protótipo poderiam resultar em respostas com dependência energética com variações da ordem de 5% ou menores. Decidiu-se por analisar a resposta da câmara utilizando cálculos com o

Método de Monte Carlo, com o propósito de identificar possíveis mudanças que implicassem na melhoria da resposta.

4.1.5 Modelo da câmara no código de Monte Carlo MCNP4C ^[79]

As geometrias de câmaras de ionização são geralmente estabelecidas por requisitos de ensaios abordados em normas técnicas. Entretanto, parâmetros como sensibilidade da câmara de ionização, capacidade máxima de medição e resolução, normalmente não são fornecidos. Neste caso, quando as informações são insuficientes, duas fontes normalmente servem de referência para o estabelecimento destes parâmetros: a experiência laboratorial e os dados fornecidos por fabricantes já consagrados no mercado e que possuem instrumentos destinados a aplicações similares.

Avaliações relacionadas ao desempenho da câmara de ionização, de forma geral, implicam em exaustivas séries de medições com utilização de feixes padronizados ou arranjos experimentais apropriados ^[46]. Um grande número de ensaios iniciais pode ser reduzido consideravelmente com o estabelecimento de uma metodologia de desenvolvimento baseada em simulações computacionais ^[80,81]. Neste trabalho, um modelo computacional baseado no código de Monte Carlo foi utilizado para o desenvolvimento da câmara de ionização proposta por meio da avaliação da sua resposta em energia. Com este modelo é possível avaliar a resposta da câmara de ionização a diversos feixes com espectros estabelecidos por normas ou mesmo proveniente de bases de dados disponíveis na literatura ^[28,31]. Adicionalmente, o volume sensível da câmara de ionização pode ser melhor determinado com este modelo, e a caracterização de sensibilidade pode ser efetuada com melhor exatidão.

Neste trabalho, a metodologia utilizada foi baseada em medições experimentais de kerma no ar em feixes estreitos da norma ISO 4037-1 ^[75], utilizados na avaliação de resposta em energia de detectores utilizados em radioproteção ^[63,74], e a simulação computacional por meio do código de Monte Carlo MCNP4C para simulação do transporte de radiação ionizante. O processo de validação do modelo consistiu de comparações entre resultados de medições em laboratório e resultados de simulações com os mesmos feixes estreitos padronizados pela ISO 4037-1 ^[82]. As distribuições de energia dos feixes

padronizados utilizados nas simulações foram obtidas por simulação com o código de Monte Carlo GEANT4^[83]. Para avaliação comparativa com os dados experimentais, a razão da carga coletada pela câmara de ionização pelo kerma no ar incidente de referência foi utilizada como parâmetro de referência.

4.1.5.1 Simulação da câmara de ionização no MCNP-4C

Nas simulações da câmara de ionização com o código MCNP-4C, foram considerados os materiais e as dimensões do projeto real. Para a definição da geometria, os volumes internos efetivos de ar foram segmentados, facilitando a elaboração do código e permitindo uma análise mais detalhada dos resultados da simulação, pois desejava-se conhecer a distribuição de carga nos volumes internos.

4.1.5.1.1 Geometria da câmara de ionização

A geometria simulada foi baseada no primeiro protótipo montado para avaliações em laboratório, e os volumes internos baseados nos resultados dos cálculos de campo elétrico efetuadas com o software MAXWELL 2DTM. A espessura de grafite depositada nos componentes da câmara foi medida em todas as superfícies de interesse: eletrodo central, paredes internas, janelas de entrada e anéis de guarda, com auxílio de um micrômetro digital MITUTOYO modelo 389-251 (resolução de 0,02 μm). O valor médio da espessura de grafite com a primeira tinta empregada no protótipo foi de 35 μm , com variações entre 32 μm e 38 μm , apresentando boa uniformidade, o que permitiu atribuir este valor médio a todas as superfícies no modelo do MCNP-4C. As Figuras 31 e 32 ilustram os componentes na primeira geometria simulada em planta e perfil, respectivamente, ilustrando as células constituintes do modelo.

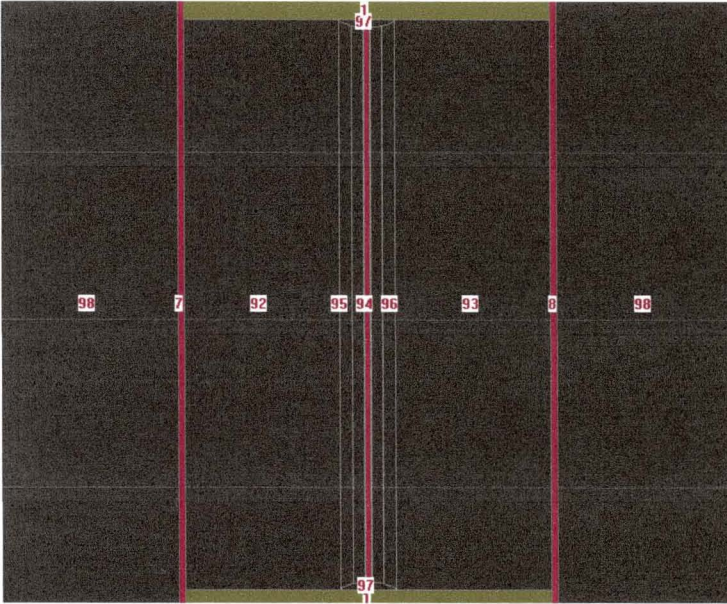


Figura 31. Vista em corte da primeira geometria simulada no MCNP-4C, com volume de ar externo 98, volumes internos de ar de interesse de 92 a 96, volume da zona morta 97, placas de policarbonato em cor vermelha e parede de PMMA em cor mostarda.

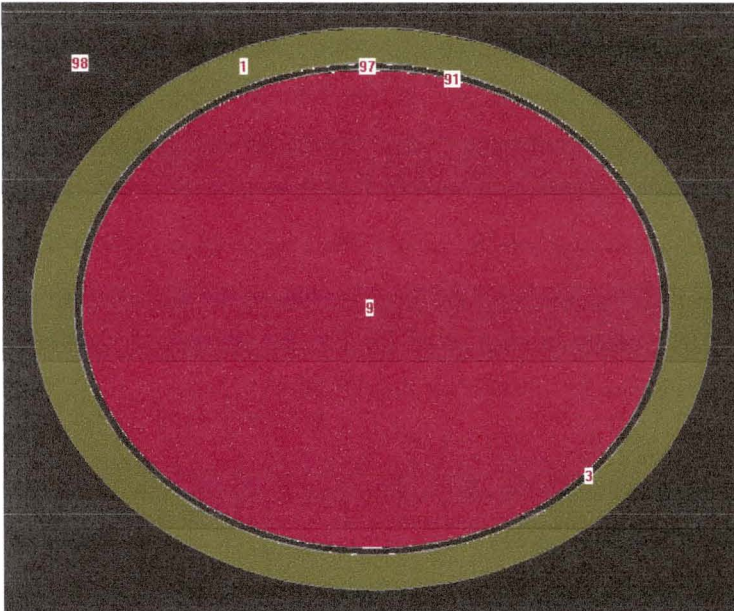


Figura 32. Vista de seção transversal do centro da primeira geometria simulada no MCNP-4C, com volume de ar externo 98, volume da zona morta 97, placa de policarbonato central em cor vermelha e parede de PMMA em cor mostarda.

Nas Figuras 31 e 32 observam-se as zonas de ar dentro da câmara de ionização, delimitadas pelas células 92 a 96, com a célula 97 representando a zona morta da câmara, descrita por uma seção de anel toroidal, conforme

estabelecido no perfil do campo elétrico calculado na seção 4.1.2. A variação do volume desta zona morta foi utilizada como parâmetro para determinar a convergência entre dos dados experimentais e os resultados da simulação. As células 7, 8 e 9 representam as janelas de entrada e o eletrodo central, respectivamente, compostos de policarbonato. A célula 1 é a parede de PMMA da câmara.

Para cada célula definida no MCNP-4C atribui-se a importância das partículas de interesse na simulação, como por exemplo nêutrons, fótons e elétrons. Quando é atribuída importância 1 à uma partícula em uma célula definida na geometria do MCNP-4C, os eventos que envolvem esta partícula na célula são computados e processados, dando-se continuidade à história da partícula no processo de simulação. A importância 0 (zero) à partícula em uma célula é indicativo de que nesta célula esta partícula deixa de ser computada e os resultados provenientes da mesma são desprezados, sendo sua história descontinuada a partir daquela célula.

Na configuração adotada nas simulações do presente trabalho foi dado importância zero na zona morta da câmara de ionização, ou seja, a deposição de energia de fótons e elétrons nesta zona não foi computada pelo MCNP, já que as cargas produzidas nesta região são desviadas pelo forte campo elétrico proveniente do anel de guarda. A zona morta proveniente de campos elétricos fracos foi inicialmente desprezada uma vez que sua contribuição pode ser considerada insignificante como abordado na seção 4.1.2.

As pinturas de grafite com 35 μm de espessura podem ser melhor visualizadas na Figura 33, definidas pelas células 2, 3, 4 e 91, assim como a seção do anel toroidal, estabelecida pela célula 97. As células 2 e 4 representam a pintura da parede do detector, a célula 3 a pintura do anel de guarda e a célula 91 a pintura do eletrodo coletor.

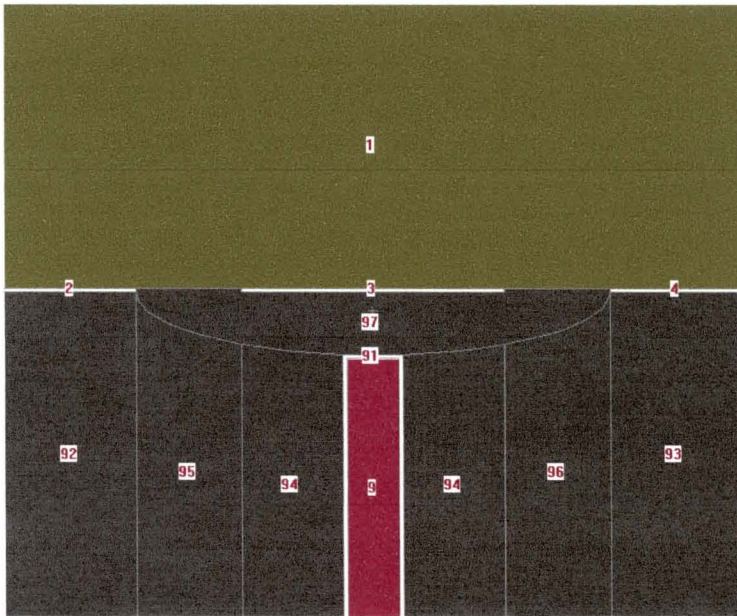


Figura 33. Detalhe das pinturas de grafite da primeira geometria simulada no MCNP-4C, definidas pelas células 2, 3, 4 e 91, volume da zona morta 97, placa de policarbonato central em cor vermelha e parede de PMMA em cor mostarda.

A composição exata dos materiais dos componentes da câmara, como PMMA e policarbonato não pode ser obtida dos fornecedores sob justificativa de segredo industrial, mas como os mesmos são materiais bem conhecidos, dados disponíveis na base de dados do NIST ^[84] foram utilizados. Quanto à tinta de grafite, segundo especificação do fabricante, possuía mais do que 99% de carbono após seca, sendo adotada como contendo 100% deste material para as simulações iniciais.

4.1.5.1.2 Kerma no ar de referência

O kerma no ar de referência foi obtido em um volume de ar de 500 cm³ na mesma posição e centro geométrico da câmara de ionização, simulado separadamente, com as mesmas condições geométricas de distância da fonte e espectros de referência. Estes dados foram utilizados posteriormente para o estabelecimento dos valores de razão da carga coletada pelo kerma no ar de referência.

4.1.5.1.3 Fonte utilizada no MCNP-4C

A fonte utilizada neste projeto é baseada em feixes de radiação X de espectro estreito, em conformidade com a norma ISO 4037-1, que têm como finalidade a avaliação da resposta em energia de detectores utilizados na medição de dose ou taxa de dose e avaliação de detectores utilizados em radioproteção.

Os espectros simulados de acordo com a série ISO *Narrow* foram simulados pelo método de Monte Carlo GEANT4 [82]. Uma ilustração de dois destes espectros é apresentada na Figura 34, simulados para tensões de aceleração em potencial constante de 150 kV e 60 kV, respectivamente.

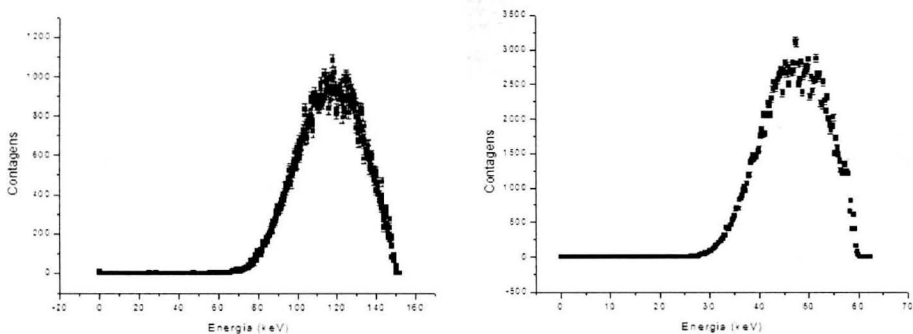


Figura 34. Espectros simulados N150 e N60, respectivamente, de acordo com a norma ISO 4037-1 [75,82]

Para equivalência com a medição em laboratório efetuada na STEEE, onde a distância de referência para todas as qualidades é fixa [76], a fonte utilizada na simulação foi posicionada a 1 m da janela de entrada do detector, com o feixe direcionado a mesma com uma abertura específica de 6,47°, de modo a irradiar com a melhor colimação possível, a janela de entrada.

A escolha da geometria da STEEE teve o objetivo de facilitar a composição dos arquivos de entrada das simulações e eliminar a dependência com a distância nos resultados.

4.1.5.1.4 Configuração dos parâmetros de saída – Tallies

Para saída dos resultados da simulação, alguns *tallies* do MCNP-4C [79] foram escolhidos para obtenção do kerma no ar de referência e carga coletada no interior da câmara. Para o kerma no ar de referência, foram feitas simulações

com o *tally* *F6, onde os dados são obtidos diretamente em J/kg (após conversão, já que a unidade original é jerks/g, ou 10^9 J/g). Neste *tally*, no entanto, não são computadas as cargas provenientes de fótons secundários gerados no volume, e assim, o *tally* *F8 também foi utilizado, por considerar toda diferença de energia depositada, em MeV, na célula de ar na posição de referência, convertida posteriormente em J/kg (Gy), levando em conta a massa de ar da câmara em kg.

As diferenças entre os resultados obtidos com os *tallies* *F6 e *F8 não foram significativas, mas o *tally* *F6 foi utilizado por se relacionar diretamente com a definição de kerma no ar, enquanto o *tally* *F8 fornece energia depositada [35].

As cargas coletadas nos volumes de ar da câmara de ionização foram calculadas utilizando os resultados dos mesmos *tallies* utilizados para medição do kerma no ar de referência no volume de ar de referência, convertendo-se a energia depositada obtida por meio do *tally* *F6 e do *tally* *F8 em carga, ponderando as energias pela energia média entregue por unidade de carga produzida no gás, $(\bar{W}/e)_g$ em J/C, de acordo com a equação 10. Nesta etapa também não foram evidenciadas diferenças significativas entre os *tallies* *F6 e *F8, mas o *tally* *F8 foi considerado mais representativo por contabilizar toda energia depositada, ou seja, toda energia capaz de gerar pares de carga passíveis de serem coletados pelo eletrômetro.

Um fator importante na simulação, é que diferentemente de dados provenientes de fontes com taxa de dose conhecida, um tubo de raios X apresenta uma eficiência de geração desconhecida, ou seja, a fluência de saída depende de muitos fatores construtivos e de composição de seus materiais emissor e alvo, o que faz com que os dados obtidos na simulação sejam somente dados relativos [85,86]. Uma forma de se estabelecer a equivalência foi estender o tempo de simulação até que a incerteza dos valores de kerma no ar de referência correspondesse à ordem de grandeza dos valores medidos em laboratório. Além disso, o tempo de simulação foi ajustado de forma a obter-se sucesso nos 10 testes estatísticos efetuados pelo MCNP-4C [79], e figuras de mérito com comportamento estável, ou aproximadamente constante. A figura de mérito *FOM* é definida no MCNP-4C como:

$$FOM = \frac{1}{R^2T} \quad (20)$$

onde R é o erro relativo e T o tempo de simulação. Pela relação estabelecida na equação 20 é evidente a relação inversa entre a figura de mérito e o tempo de simulação. O tempo das simulações após as avaliações de equivalência com os dados experimentais e avaliações estatísticas pertinentes foi de 2 horas por espectro, tanto para o kerma no ar de referência quanto para a carga coletada nos volumes de interesse no modelo da câmara de ionização.

4.1.5.1.5 Resultados das simulações

Foram simulados feixes com tensões do tubo de raios X de 60 kV, 80 kV, 100 kV e 150 kV para comparação com resultados experimentais. Os resultados das razões de kerma no ar de referência pela carga coletada simulações são ilustrados na Figura 35.

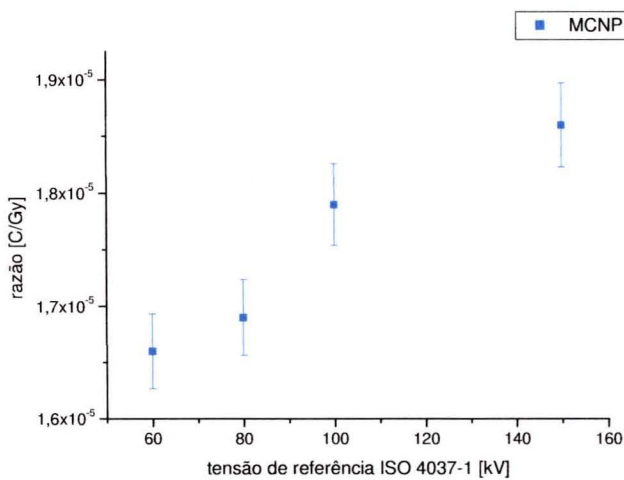


Figura 35. Resultados da razão carga / kerma no ar de referência das simulações com o primeiro protótipo de câmara de ionização no MCNP-4C

Os resultados ilustrados na Figura 35 passaram por todos os dez testes estatísticos estabelecidos no MCNP-4C. Estes dados mostraram uma diferença significativa em relação aos dados experimentais conforme apresentado na Figura 36.

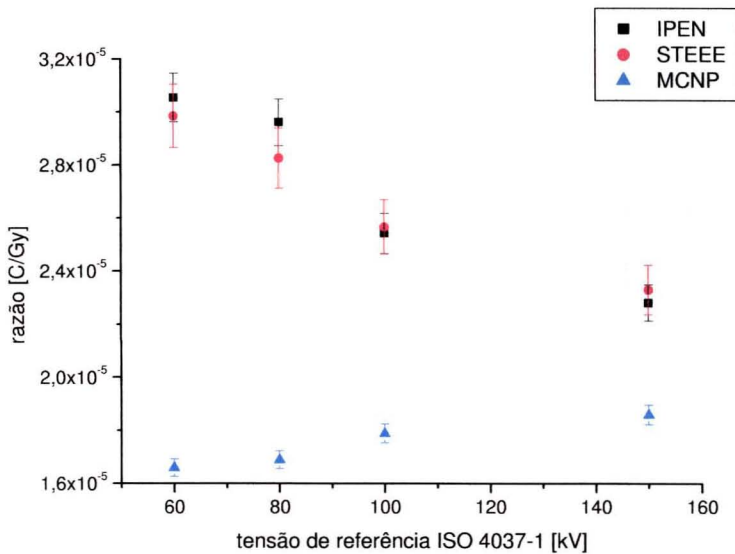


Figura 36. Resultados comparativos dos dados experimentais e da primeira série de simulações do primeiro protótipo de câmara de ionização no MCNP-4C

Observando os dados experimentais, uma tendência de dependência com energia é evidente. Nas simulações, também fica evidente a dependência energética, porém a variação é muito inferior e apresenta comportamento oposto aos dados experimentais.

Esta diferença significativa entre resultados experimentais e simulações computacionais levou à investigação de possíveis problemas apresentados pela câmara de ionização que poderiam indicar seus desvios de resposta em energia que foram menos acentuados nas simulações computacionais. A primeira avaliação levou em conta diferenças na deposição de energia em cada segmento da câmara.

Os resultados ilustrados até aqui, utilizaram importância 0 (zero) para fótons e elétrons na zona morta, no entanto, o campo elétrico intenso desta zona, realmente é capaz de “atrair” os elétrons ali gerados, conforme abordado na seção 4.1.2, ou suas cargas depositadas, porém não deveria exercer influência sobre os fótons. Desta forma, uma nova série de simulações considerando importância 1 aos fótons foi efetuada, e novas razões foram calculadas e algumas diferenças foram verificadas. Esta comparação é ilustrada na Figura 37.

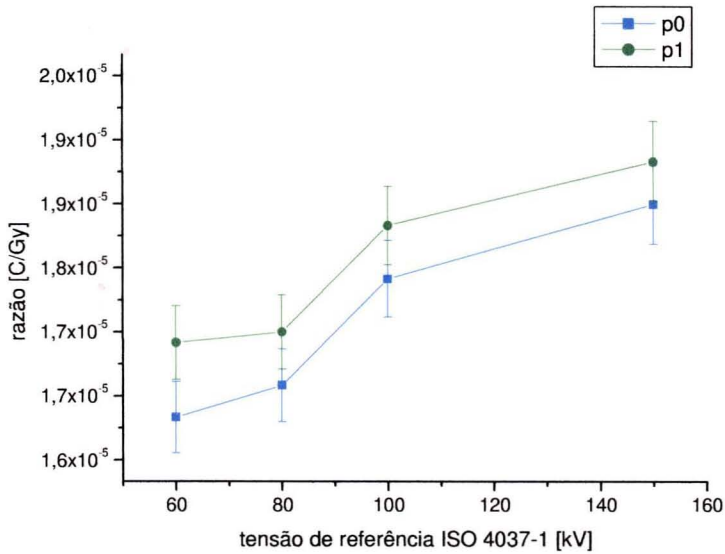


Figura 37. Resultados da razão carga / kerma no ar de referência das simulações com o primeiro protótipo de câmara de ionização no MCNP-4C para importâncias para fótons 0 (p0) e 1 (p1) na zona morta.

Mesmo com poucas diferenças encontradas entre os resultados em diferentes importâncias para fótons na zona morta iniciou-se um estudo relacionado à distribuição de energia depositada nos volumes de ar da câmara de ionização, ou seja, nas células estabelecidas dentro da mesma, com a finalidade de avaliar sua capacidade bilateral e a influência do eletrodo central entre os volumes simétricos internos. A Figura 38 ilustra a distribuição de massas de ar nas células da câmara. As energias depositadas, com e sem a importância de fótons na zona morta, para a qualidade N60 da ISO 4037-1 são apresentadas na Figura 39. Analogamente, as energias depositadas nas qualidades N80, N100 e N150 foram avaliadas e são apresentadas nas figuras 39 a 41, respectivamente.

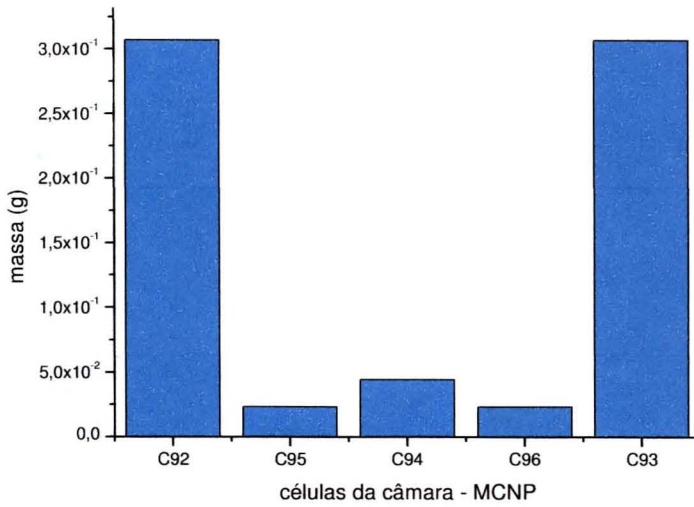


Figura 38. Distribuição das massas de ar das células no interior da câmara de ionização calculadas pelo MCNP-4C para o primeiro protótipo de câmara de ionização.

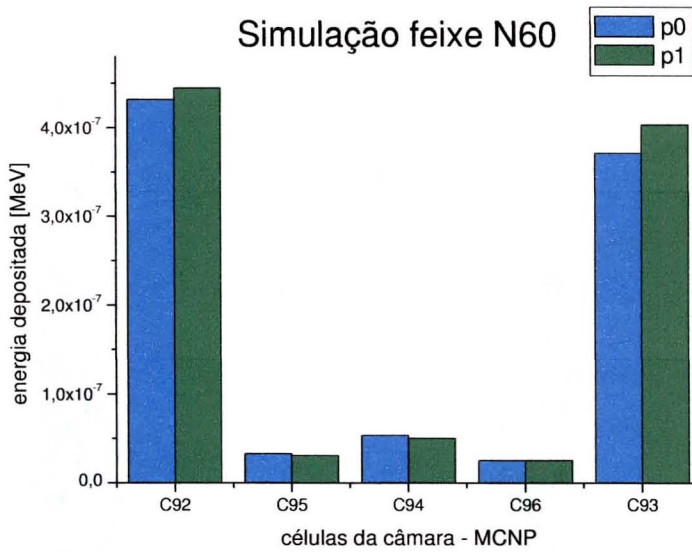


Figura 39. Distribuição das energias depositadas nas células no interior da câmara de ionização simuladas no MCNP-4C utilizando-se a qualidade N60 da ISO 4037-1, para o primeiro protótipo de câmara de ionização, para importâncias para fótons 0 (p0) e 1 (p1) na zona morta.

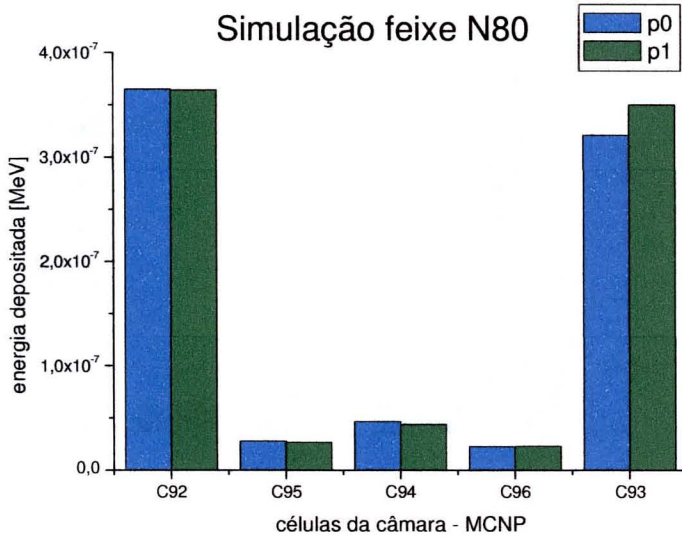


Figura 40. Distribuição das energias depositadas nas células no interior da câmara de ionização simuladas no MCNP-4C utilizando-se a qualidade N80 da ISO 4037-1, para o primeiro protótipo de câmara de ionização, para importâncias para fótons 0 (p0) e 1 (p1) na zona morta.

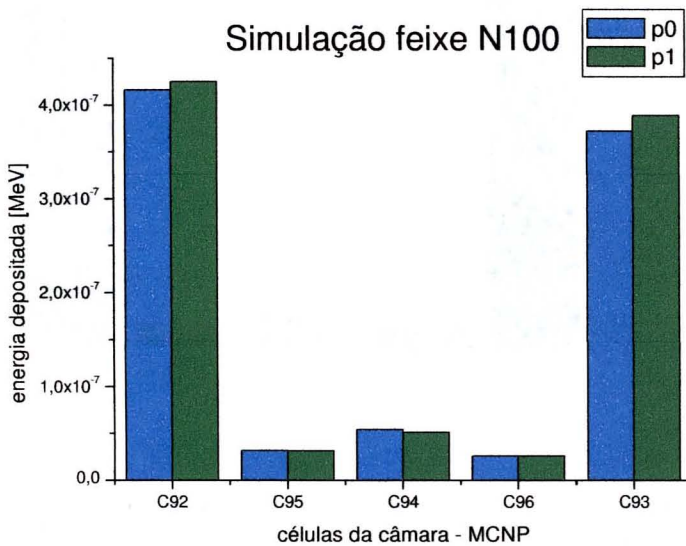


Figura 41. Distribuição das energias depositadas nas células no interior da câmara de ionização simuladas no MCNP-4C utilizando-se a qualidade N100 da ISO 4037-1, para o primeiro protótipo de câmara de ionização, para importâncias para fótons 0 (p0) e 1 (p1) na zona morta.

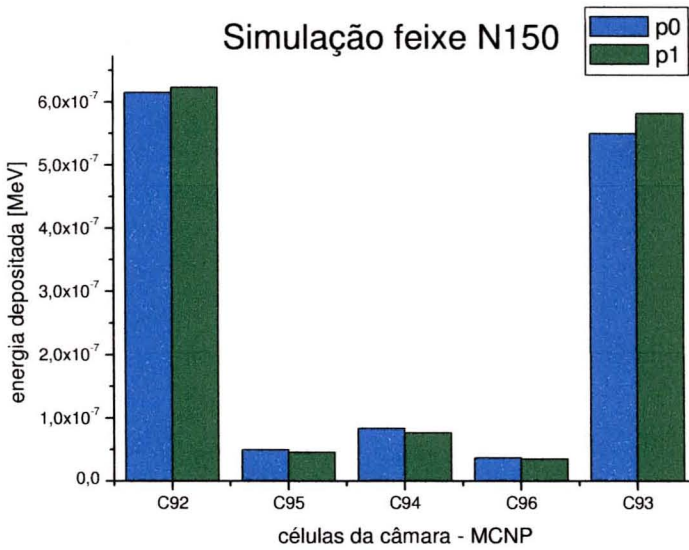


Figura 42. Distribuição das energias depositadas nas células no interior da câmara de ionização simuladas no MCNP-4C utilizando-se a qualidade N150 da ISO 4037-1, para o primeiro protótipo de câmara de ionização, para importâncias para fótons 0 (p0) e 1 (p1) na zona morta.

Novamente ficou evidente a correlação com a importância de fótons, o que fica claro nas diferenças relativas entre os maiores volumes de ar da câmara (células 92 e 93) nas diferentes qualidades simuladas, para as tensões de referência de 60 a 150 kV. A diferença percentual entre as deposições de energia nas células C92 e C93 nas simulações é apresentada na Figura 43 para diferentes tensões de referência (qualidades) e diferentes importâncias para fótons na zona morta.

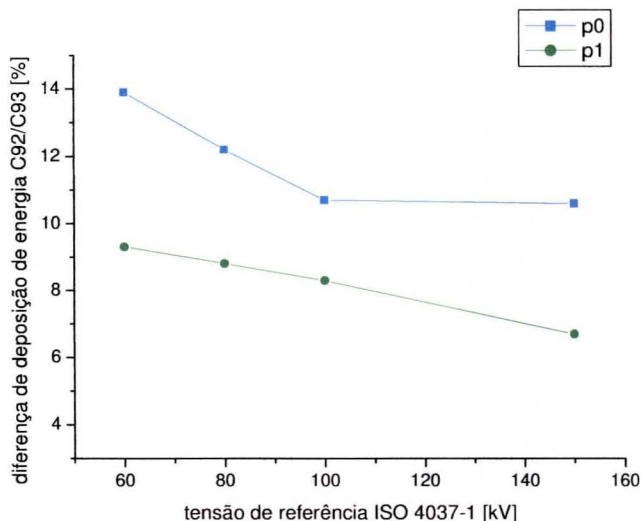


Figura 43. Resultados da diferença percentual de deposição de energia entre as células C92 e C93 do primeiro protótipo de câmara de ionização no MCNP-4C para importâncias para fótons 0 (p0) e 1 (p1) na zona morta.

O déficit de coleção de carga na célula 93, que representa o volume de maior relevância na região posterior ao eletrodo central em relação ao feixe incidente, mantém-se dentro de 10%, o que revela uma perda de eficiência entre os volumes em relação à posição relativa ao feixe incidente. Esta ineficiência, entretanto, apresenta pouca variação com a qualidade do feixe, aproximadamente 2%, o que não justificaria as diferenças apresentadas em relação aos dados experimentais. A redução do volume de 600 cm³ para 500 cm³, que é o volume final estabelecido nos objetivos do presente projeto, também pode colaborar para a redução das diferenças de coleção de carga nos volumes de ar da câmara.

A avaliação das diferenças de deposição de energia entre os volumes internos da câmara não revelou as divergências com os dados experimentais, entretanto, foi importante para mostrar as diferenças entre as importâncias atribuídas aos fótons na zona morta. Os resultados comparativos com a importância de fótons 1 (p1) na zona morta é ilustrado na Figura 44.

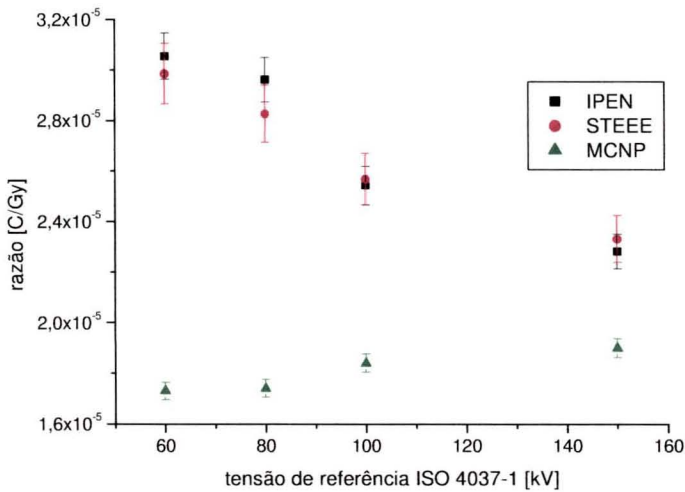


Figura 44. Resultados comparativos dos dados experimentais e da primeira série de simulações do primeiro protótipo de câmara de ionização no MCNP-4C

Os resultados apresentados na Figura 44 mostram pouca diferença em relação aos dados apresentados na Figura 36, o que levou a uma segunda investigação relacionada à composição química da tinta grafite utilizada na pintura da câmara.

Como já é conhecido da literatura ^[35,17], quando emprega-se grafite com alto grau de pureza na construção de detectores de raios X para a faixa de energias deste trabalho, o detector apresenta resposta independente da energia. Esta característica não foi evidenciada experimentalmente no primeiro protótipo de câmara, onde, de acordo com as declarações do fabricante, haveria um grau de pureza relativamente alto da tinta grafite após secagem.

Os dados experimentais, que não concordaram com as simulações, indicaram que poderia haver diferença entre a composição da tinta grafite seca especificada pelo fabricante e a adotada na simulação. Uma análise da composição da tinta de grafite utilizando espectroscopia da fluorescência de raios X foi realizada pelo Laboratório do Centro de Química e Meio Ambiente (CQMA-IPEN). A Tabela 8 mostra os componentes mais relevantes encontrados na tinta grafite seca e seus percentuais relativos na amostra. É importante ressaltar que o método empregado pelo CQMA-IPEN não permite a detecção de elementos com número atômico menor que o do Na ($Z=11$).

Tabela 8 – Avaliação efetuada no CQMA-IPEN dos componentes químicos na tinta grafite a base d'água em amostra aplicada sobre papel branco.

Elemento / Composto	% relativo
SiO₂	64,1
CaO	15,3
MgO	10,7
Al₂O₃	4,2
Na₂O	3,6
Fe₂O₃	1,1

Os demais elementos totalizaram 1% e não foram considerados relevantes. Como a amostra enviada ao laboratório foi pintada sobre um pedaço de papel branco, a concentração de óxido de cálcio, presente no papel e identificado na amostra branca (sem aplicação de tinta) foi removida e foram recalculados os percentuais relativos com base na massa atômica dos compostos. A Tabela 9 indica os novos percentuais relativos.

Tabela 9 – Percentuais relativos dos componentes químicos na tinta grafite a base d'água sem a presença de CaO.

Elemento / Composto	% relativo
SiO₂	75,6
MgO	12,6
Al₂O₃	5,0
Na₂O	4,3
Fe₂O₃	1,3

Estes resultados levaram a uma correção na entrada de dados da composição química dos componentes da camada de grafite empregada na geometria da câmara de ionização e uma nova série de simulações no MCNP-4C foi efetuada. Como o percentual de carbono era desconhecido, ele foi variado entre 40% e 80% nas simulações, em intervalos discretos de 5%, até que os resultados fossem coerentes com os experimentais. Adicionalmente, para cada composição da tinta foram variados os volumes das zonas mortas (volume da

célula 97 do modelo no MCNP-4C) entre 1% e 2%, em intervalos discretos de aproximadamente 0,1%. Após um número de simulações suficiente para a obtenção de acordo com os resultados experimentais, o valor encontrado para a fração em massa de carbono foi 75%. A zona morta ficou com 1,3% do volume de ar efetivo (dados obtidos nos resultados relacionados à geometria na simulação com o MCNP-4C). Os novos resultados, comparados com os dados experimentais previamente obtidos, são apresentados na Figura 45.

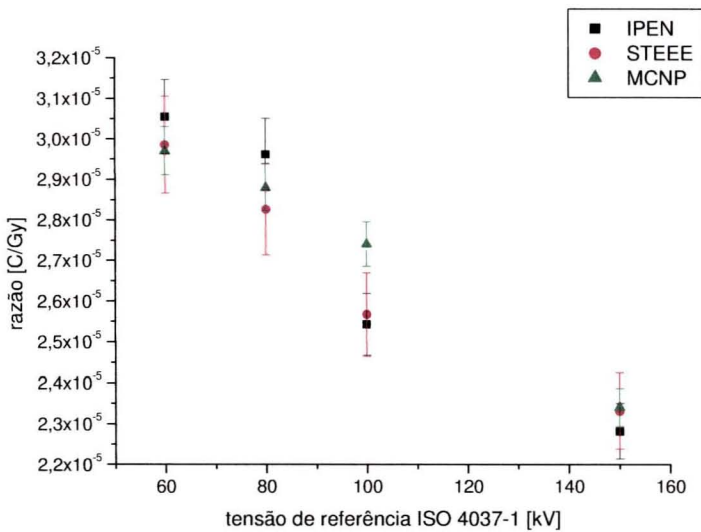


Figura 45. Resultados comparativos dos dados experimentais e da segunda série de simulações do primeiro protótipo de câmara de ionização no MCNP-4C

A concordância dos resultados mostra a influência de componentes indevidos na tinta empregada no primeiro protótipo. Os resultados das simulações foram fundamentais para o aperfeiçoamento da câmara e levaram à substituição da tinta empregada, conforme abordado na seção seguinte.

4.1.6 Ajustes no primeiro protótipo de Câmara de ionização

Muitas tintas compostas de grafite estão disponíveis no mercado, onde o grande foco da aplicação é a lubrificação. Na área de lubrificação geral, o composto DAG 154 (*Deflocculated Acheson Graphite*) é um dos mais utilizados, com alto teor de grafite. Um dos compostos mais utilizados na área elétrica é o *Electrodag sp-029*. Estas fórmulas do químico norte-americano Edward Goodrich

Acheson^[87], com alto teor de grafite, apresentam solventes e espessantes à base de álcool isopropílico e resina plástica, o que conferem à tinta boa uniformidade e aderência à superfície. A tinta ACHESON AERODAG G (atualmente pertencente ao laboratório Henkel sob a marca Henkel's AchesonTM) é uma tinta spray formulada com o DAG 154 e foi escolhida em virtude de seus resultados positivos relacionados à aderência e uniformidade, como apresentado por Vivolo^[19]. Esta tinta apresenta resistividade de filme de 1,2 kΩ/sq conforme declaração do fabricante^[88].

Devido a seus solventes orgânicos o fabricante não recomendou o uso da AERODAG G nas partes de PMMA, no entanto, seu emprego nos componentes de policarbonato não acarretaria em danos, o que levou à pintura parcial da câmara com a nova tinta.

A manutenção da tinta a base de água no corpo de PMMA e a nova tinta empregada nos elementos de policarbonato levou a um novo modelo estabelecido no MCNP-4C e a novas simulações e medições em laboratório, seguindo os protocolos estabelecidos nas seções 4.1.4 e 4.1.5.1, respectivamente. Mesmo com a especificação do fabricante de que a tinta após seca era composta somente de carbono, nova análise por espectroscopia de fluorescência de raios X foi efetuada pelo laboratório do CQMA-IPEN para confirmação dos resultados. Nenhum componente, exceto o CaO presente no papel com a amostra de tinta e na amostra branca, foi identificado na avaliação. Com estes resultados supôs-se que a tinta, após a secagem, realmente apresentava 100% de grafite em sua composição, e esta informação foi adotada nas simulações com o MCNP-4C.

Como os resultados até então obtidos nos laboratórios da STEEE e do CMR-IPEN foram equivalentes, pela conveniência do local de desenvolvimento e pronta disponibilidade da estrutura, a segunda série de medições foi efetuada somente na STEEE, onde também a disponibilidade de ferramentas para eventuais ajustes na câmara era maior.

Os novos resultados de simulações e medições laboratoriais são apresentados na Figura 46.

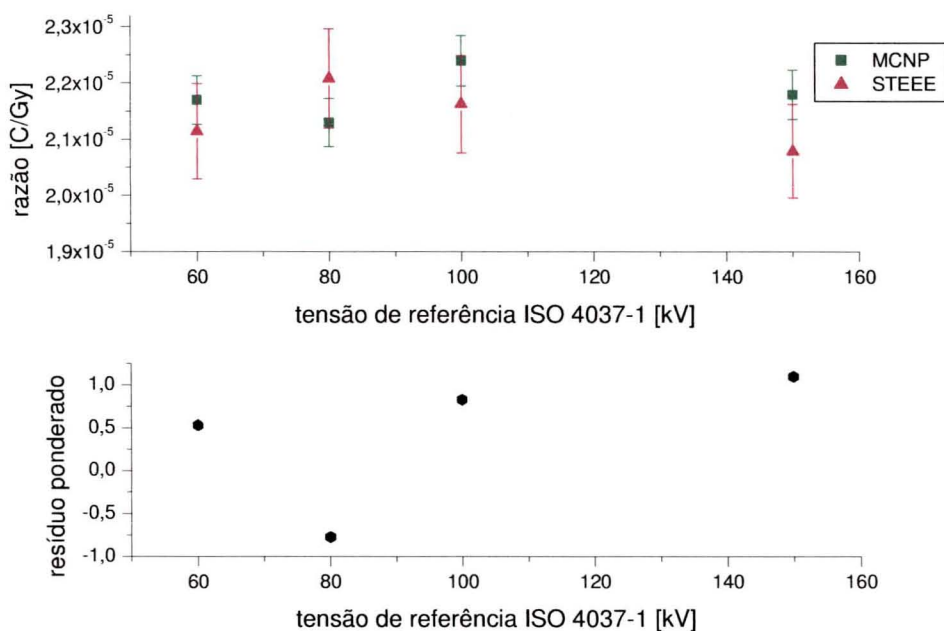


Figura 46. Resultados comparativos dos dados experimentais na STEE e da terceira série de simulações no MCNP-4C do primeiro protótipo de câmara de ionização ajustado.

Os resultados mostram bom acordo entre dados experimentais e simulação, mais claramente ilustrados nos resíduos ponderados que ficaram dentro de um desvio padrão. A máxima variação de energia relativa à qualidade N150 foi calculada, assumindo o requisito mais restritivo PTB-A 23. Os resultados são apresentados na Tabela 10.

Tabela 10 – Máxima variação em energia para a segunda série de medições no laboratório da STEE e terceira série de simulações no MCNP-4C.

Qualidade	Máxima variação em energia (MVE)	
	MCNP	STEE
N60	0,8 %	1,7 %
N80	2,3 %	6,2 %
N100	2,8 %	4,0 %

Mesmo com dependência energética acima de 5 % apresentada para uma qualidade de feixe nos dados experimentais, a câmara de ionização apresentou uma melhoria significativa de sua resposta em energia em relação à

configuração de pintura empregada no primeiro protótipo. Novas melhorias construtivas foram então implementadas, utilizando a mesma filosofia de desenvolvimento apresentada nas seções 4.1.1, 4.1.4 e 4.1.5.

4.1.7 O segundo protótipo de Câmara de ionização

A metodologia de desenvolvimento da câmara de ionização foi definida nas seções 4.1.1, 4.1.4 e 4.1.5, onde os resultados satisfatórios validaram o procedimento adotado neste trabalho, que consiste basicamente de cinco etapas:

1. Definições das geometrias da câmara: volumes e eletrodos;
2. Cálculo do campo elétrico na câmara;
3. Construção de protótipo e medidas laboratoriais;
4. Simulação da câmara com Método de Monte Carlo, para avaliação e validação de resultados;
5. Revisão do protótipo e simulações para definir o protótipo final.

Os resultados foram inicialmente satisfatórios, no entanto, detalhes específicos relacionados à construção do protótipo mostraram incompatibilidades com requisitos primordiais propostos nos objetivos do presente trabalho: baixo custo, alta robustez mecânica, materiais de fácil aquisição, entre outras. Durante o processo de fabricação, alguns detalhes mais relevantes foram verificados:

- A usinagem de suportes especiais para o eletrodo central encarece o detector;
- A montagem é de difícil execução e exige grande especificidade devido ao alinhamento dos suportes (em três pontos de apoio);
- A pintura do anel de guarda é dificultada pelo contorno dos elementos de suporte que também geram deformações no campo elétrico, não levadas em conta nos modelos do MAXWELL 2DTM e no MCNP-4C;

Estes detalhes levaram ao projeto de um novo modelo de câmara de ionização que pudesse ter ao menos o mesmo desempenho do anterior com relação à resposta em energia e redução de zonas mortas, mas que tivesse um processo construtivo simplificado, de forma a facilitar e tornar mais barata sua construção, atingindo os objetivos do trabalho.

4.1.7.1 Terceira proposta de modelo de Câmara de ionização

O terceiro modelo apresentado seguiu as mesmas características do segundo modelo abordado na seção 4.1.2, com uma divisão simétrica do volume sensível da câmara de ionização, onde o eletrodo coletor é disposto no meio da câmara e incorporando duas janelas de entrada idênticas em cada terminação do corpo da mesma, mantendo a característica de dupla face da câmara.

O circuito do anel de guarda, no entanto, foi criado de forma a circundar o eletrodo coletor em sua própria base, ou seja, estabelecendo-se uma máscara de pintura no disco de policarbonato que irá incorporar o circuito do anel de guarda e o circuito do eletrodo coletor. Esta disposição é apresentada na Figura 47.

As dimensões externas não foram alteradas e o volume interno efetivo de ar nominal manteve-se próximo de 500 cm³. A maior vantagem deste modelo é que o mesmo dispensa a pintura do anel de guarda na parede de PMMA e permite que sua fixação seja efetuada de forma simplificada em uma extensão do manípulo. O detalhe construtivo poderá ser melhor compreendido nas próximas seções.

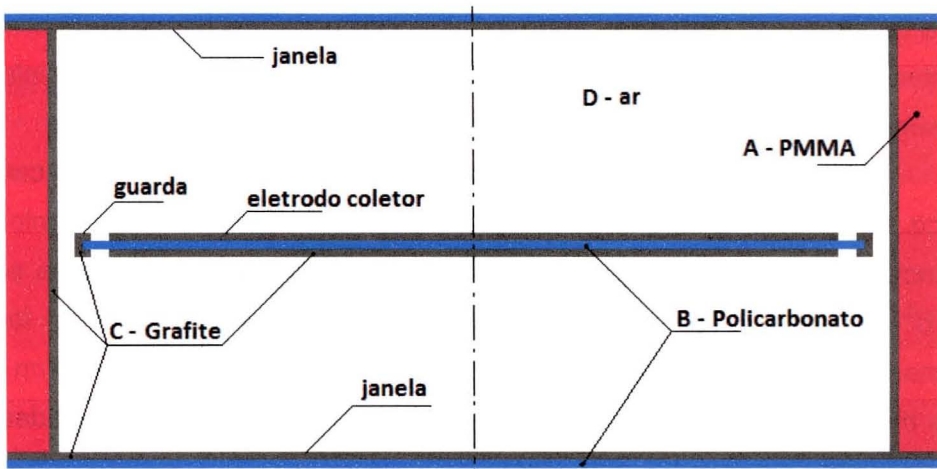


Figura 47. Vista em corte da terceira proposta de câmara de ionização com componentes construtivos, circuito de grafite e volume de ar.

Com este novo modelo, uma segunda série de cálculos de campos elétricos mostrou boa uniformidade do campo elétrico e a adequação para operação em tensões menores, da mesma forma que no segundo modelo. A Figura 48 ilustra o perfil do campo elétrico calculado com tensão de polarização

entre as janelas e o anel de guarda (no mesmo potencial do eletrodo coletor) de +250 V. Simulações com polaridade invertida não apresentaram diferenças perceptíveis nos volumes de zonas efetiva e morta.

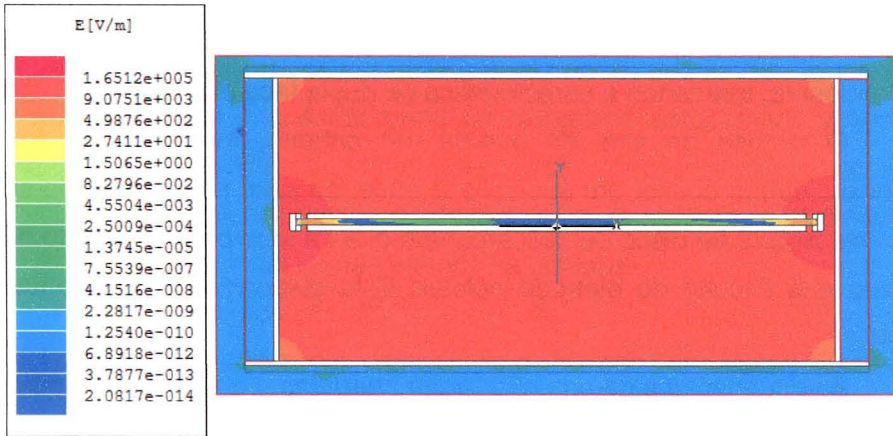


Figura 48. Resultado de cálculo de campo elétrico para o terceiro modelo proposto de câmara de ionização utilizando o software Maxwell 2D™ – Tensão aplicada entre janela e anel de guarda de +250 V.

Neste caso, os tempos de trânsito dos íons podem ser extraídos da Figura 20, já que as distâncias entre os eletrodos permanecem muito próximas, no entanto a intensidade máxima dos campos apresentada na Figura 48 é inferior à do segundo modelo apresentado na seção 4.1.2, Figura 19.

Mesmo com a intensidade mínima inferior, a intensidade do campo elétrico na grande área efetiva é maior para o terceiro modelo, conforme evidenciado na Figura 48, onde os campos efetivos foram considerados entre $9,0 \times 10^3$ V/m e $1,5 \times 10^5$ V/m. As zonas mortas por campos fortes foram designadas para intensidades de campo elétrico superiores a $1,5 \times 10^5$ V/m. As zonas mortas por campos fracos foram então consideradas para intensidades de campo elétrico inferiores a $9,0 \times 10^3$ V/m.

Utilizando novamente a equação 18 para estimar o volume das zonas mortas, obteve-se o valor de $3,0 \text{ cm}^3$ para a região de campos elétricos mais fracos, e $12,8 \text{ cm}^3$ nos campos elétricos mais intensos, o que representam perdas em volume efetivo de 0,6% e 2,6% respectivamente, totalizando 3,2% de redução no volume efetivo da câmara. Estes resultados mostram um aumento em relação ao segundo modelo, mas com valores ainda inferiores a 5%, mostrando

compatibilidade com os objetivos do projeto e viabilidade de produção do segundo protótipo de câmara de ionização baseado na geometria do terceiro modelo.

4.1.7.2 Fabricação do segundo protótipo de Câmara de ionização

Os parâmetros geométricos apresentados na seção anterior foram utilizados para a fabricação do segundo protótipo de câmara de ionização. Como os métodos validados anteriormente mostraram confiabilidade para o estabelecimento de parâmetros para o processo de produção, o segundo protótipo foi fabricado com um volume interno 500 cm^3 , levando em conta as perdas de volume efetivo estimadas em 3%.

O cilindro de PMMA neste protótipo não requer furações específicas para acoplamento para fixar e alinhar o eletrodo coletor. Os componentes da câmara, desta forma, são os mesmos já apresentados na Figura 21, sem a necessidade de todos os elementos de fixação. O manípulo da câmara de ionização, usinado em nylon, ainda permanece o mesmo apresentado na Figura 22, com um alongamento de sua cabeça que serve de suporte para o eletrodo central.

O elemento central com os circuitos do anel de guarda e eletrodo coletor é apresentado na Figura 49.

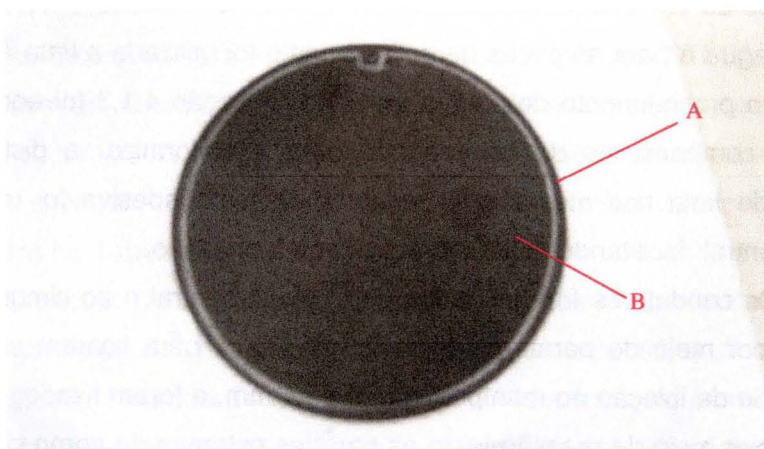


Figura 49. Detalhe do eletrodo central com pintura em grafite onde são delineados os circuitos do anel de guarda circundante (A) e eletrodo coletor (B).

Os detalhes de fixação junto ao alongamento do manípulo podem ser verificados na Figura 50, onde os circuitos do anel de guarda e eletrodo coletor são conectados nos próprios elementos de suporte.

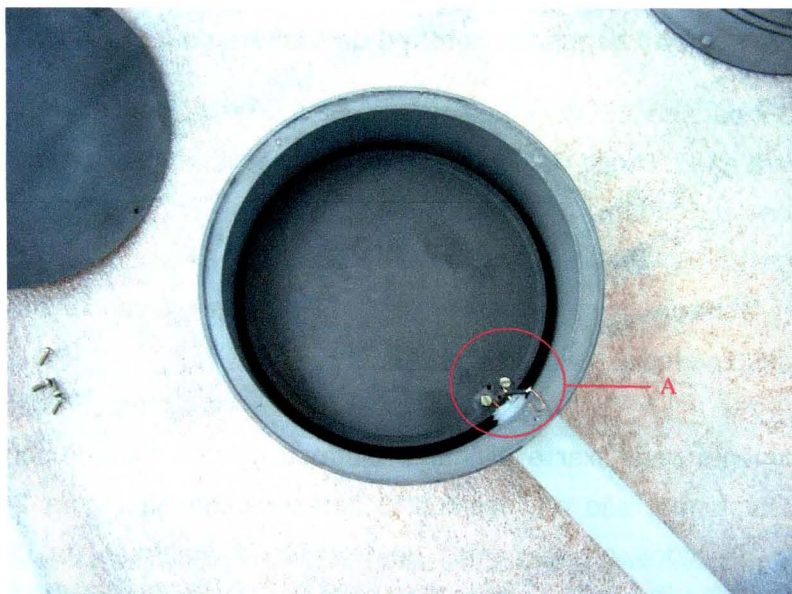


Figura 50. Segundo protótipo de câmara de ionização com detalhe de fixação do elemento central (A) que incorpora o eletrodo coletor e anel de guarda circundante.

Da mesma forma que no modelo anterior, para o circuito interno da câmara de ionização, uma camada de grafite foi aplicada por meio de pintura dos componentes da câmara. Para o cilindro de PMMA foi utilizada uma tinta grafite solúvel em água e para as peças de policarbonato foi utilizada a tinta AERODAG G. O mesmo procedimento de pintura indicado na seção 4.1.3 foi adotado para recobrir os componentes da câmara de forma a uniformizar a distribuição e espessura de tinta nos mesmos. Uma única máscara adesiva foi utilizada no elemento central, facilitando muito o processo de fabricação.

Os condutores foram fixados ao eletrodo central e ao circuito do anel de guarda por meio de parafusos de latão de 2 mm, para ficarem compatíveis com a parede de fixação no manípulo que é de 4 mm, e foram fixados às janelas de entrada por meio de pressão junto às paredes externas do corpo cilíndrico. O segundo protótipo montado é ilustrado na Figura 51, ao lado do primeiro protótipo, onde é possível verificar a ausência do anel de guarda junto ao corpo da câmara.



Figura 51. Segundo protótipo de câmara de ionização montado ao lado do primeiro protótipo desenvolvido.

O mesmo cabo coaxial Philips Super TIAFLEX 50 ohms e cabo de alimentação utilizados no primeiro protótipo foram empregados e os ensaios de isolamento iniciais foram efetuados e os resultados são apresentados na Figura 52.

4.1.8 Medições em Laboratório com feixes estreitos da ISO 4037-1

Novamente a avaliação da resposta em energia foi determinada com a utilização de feixes estreitos (*Narrow*) estabelecidos pela norma ISO 4037-1, de acordo com os requisitos estabelecidos pela norma IEC 60846-1 e pelo requisito do PTB, PTB-A 23.3.

As medições foram efetuadas no Laboratório da STEEE com feixes caracterizados de acordo com a ISO 4037-1, para as seguintes tensões de referência: 40 kV, 80 kV, 100 kV e 150 kV, representadas pelas qualidades N40, N80, N100 e N120. Os valores de referência a 1 metro do ponto focal são apresentados na Tabela 6.

O circuito de amplificação utilizado foi o mesmo apresentado na seção 4.1.4, com ganho de 10^6 , desenvolvido na STEEE, e conectado a um osciloscópio de alta resolução Tektronix DPO 7104, assim como a fonte de corrente contínua microcontrolada, desenvolvida na STEEE, para polarização da câmara com uma tensão de + 250 V.

Os valores da razão de carga coletada pelo kerma no ar de referência são apresentados na Figura 52.

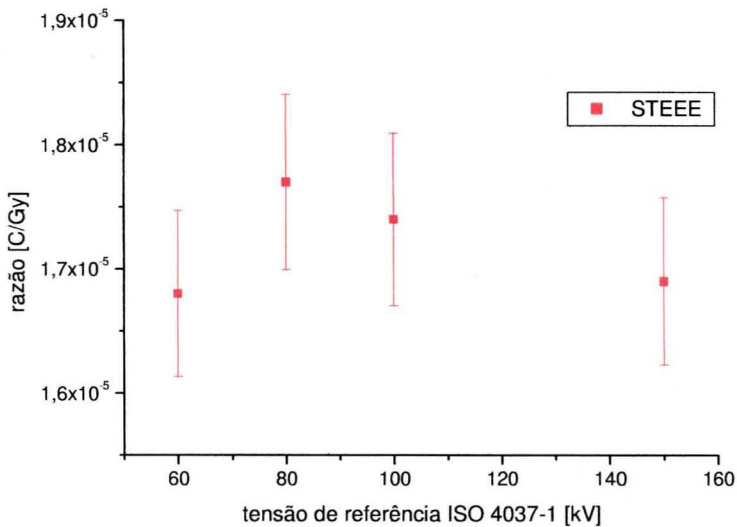


Figura 52. Resultados das medições no laboratório da STEEE para o segundo protótipo de câmara de ionização.

A máxima variação de energia com referência a qualidade N150, referenciada ao requisito mais restritivo do PTB-A 23.3 foi calculada e os resultados são apresentados na Tabela 11.

Tabela 11 – Máxima variação em energia (MVE) da câmara (referência N150) para as medições no laboratório da STEEE.

Qualidade	Máxima variação em energia (MVE)
	STEE
N60	0,70 %
N80	4,74 %
N100	2,79 %

A máxima variação em energia nos dados experimentais indica claramente que a câmara de ionização apresentou uma melhoria sensível em sua resposta em energia, além dos ganhos evidentes em seu processo de fabricação, o que vem de encontro aos objetivos de baixo custo do projeto. Os resultados preliminares foram satisfatórios quando comparamos com os valores de referência normalizados.

4.1.9 Simulação do segundo protótipo no MCNP-4C

O modelo do segundo protótipo utilizando o código MCNP-4C levou em conta os materiais e dimensões do projeto mecânico. Analogamente a geometria do primeiro protótipo os volumes internos efetivos de ar foram segmentados neste modelo. A fonte e *tallies* para resultados foram os mesmos utilizados nas seções 4.1.5.1.3 e 4.1.5.1.4, respectivamente, bem como o kerma no ar de referência da seção 4.1.5.1.2, já que a fonte e a geometria da mesma no sistema era a mesma utilizada no primeiro protótipo.

A obtenção do modelo de Monte Carlo para a câmara de ionização tem como principal objetivos a validação dos resultados de medições em diferentes qualidades no laboratório e o estabelecimento de um modelo de referência que possa ser utilizado para comparações futuras com base em medições práticas laboratoriais ^[12,13] e em espectros obtidos em bases de dados referenciais para radiação espalhada ^[28,31] ou mesmo espectros que venham a surgir de medições em radioproteção.

4.1.9.1 Geometria do segundo protótipo

A geometria simulada foi baseada no terceiro modelo como abordado anteriormente, com a espessura de grafite depositada nos componentes de 35 μm , já que no segundo protótipo o valor da espessura manteve-se entre 33 μm e 36 μm . As figuras 52 e 53 ilustram os componentes na geometria simulada em planta e perfil, ilustrando as células constituintes do modelo. A Figura 53 apresenta uma célula adicional, número 100, para controle do kerma no ar incidente, para avaliação de possíveis desvios em relação ao kerma no ar de referência durante a série de simulações.

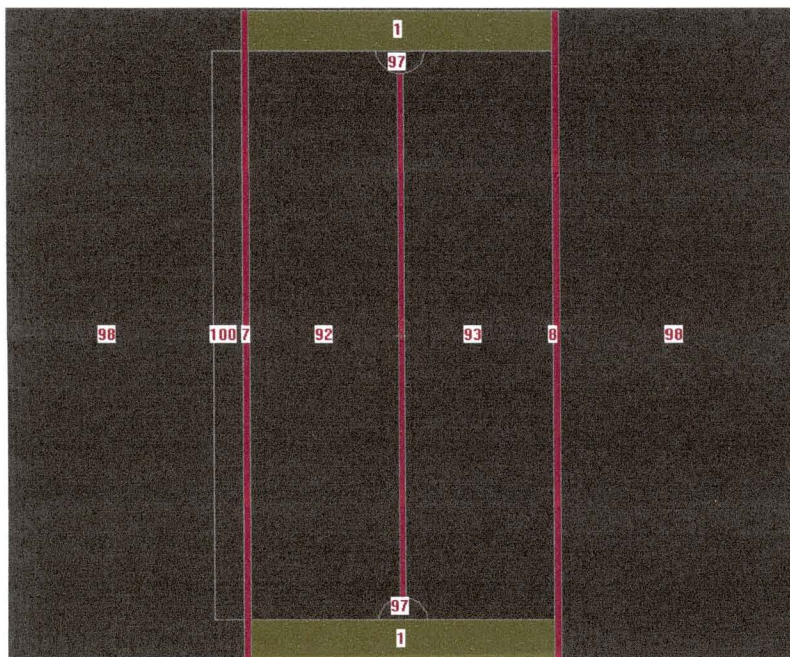


Figura 53. Vista em corte da segunda geometria simulada no MCNP-4C, com volume de ar externo 98, volumes internos de ar de interesse de 92 e 93, volume da zona morta 97, placas de policarbonato em cor vermelha e parede de PMMA em cor mostarda.

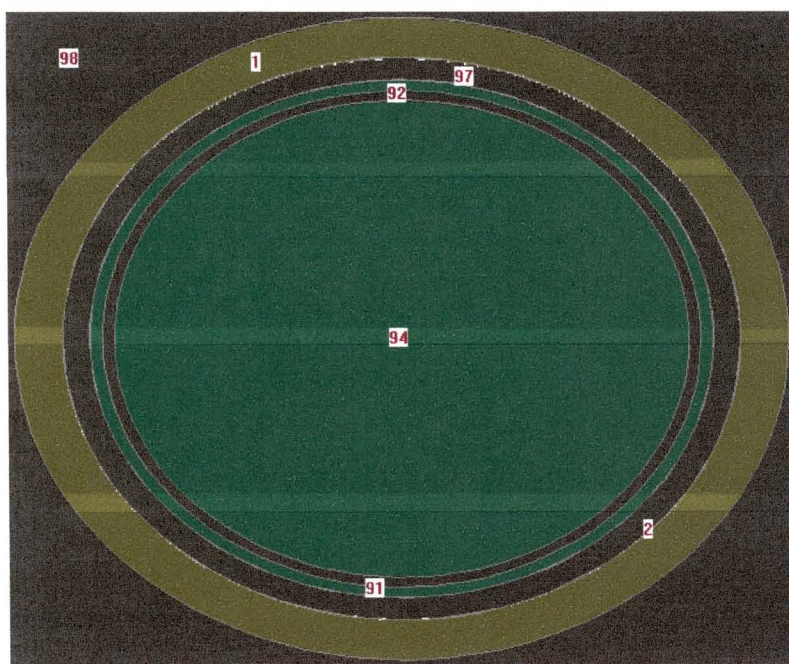


Figura 54. Vista de seção transversal do centro da segunda geometria simulada no MCNP-4C, com volume de ar externo 98, volume da zona morta 97, placa de policarbonato central com pinturas em grafite (94 - eletrodo coletor e 91 - anel de guarda) em cor verde e parede de PMMA em cor mostarda.

Nestas figuras observam-se as zonas efetivas dentro da câmara de ionização, delimitadas pelas células 92 a 96, com a célula 97 representando a zona morta da câmara, descrita por uma seção de anel toroidal, conforme estabelecido no modelo de campo elétrico simulado na seção 4.1.7.1. A variação do volume desta zona morta também foi utilizada como parâmetro para determinar a convergência entre os dados experimentais e os resultados da simulação. Nesta configuração foi dado importância zero para elétrons na zona morta da câmara de ionização e importância um para fótons, conforme adotado na seção 4.1.5.1.5. A zona morta proveniente de campos elétricos fracos foi inicialmente desprezada como abordado na seção 4.1.7.1. As células 7, 8 (Figura 53) e 9 (Figura 55) representam os suportes das janelas de entrada e o eletrodo central, respectivamente, compostos de policarbonato. A célula 1 é a parede de PMMA da câmara.

As pinturas de grafite com 35 μm de espessura podem ser melhor visualizadas na Figura 55, delimitadas pelas células 2, 3, 4 e 91, assim como a seção do anel toroidal, estabelecida pela célula 97. As células 2 e 4 representam a pintura da parede do detector, a célula 3 a pintura do anel de guarda e a célula 91 a pintura do eletrodo coletor.

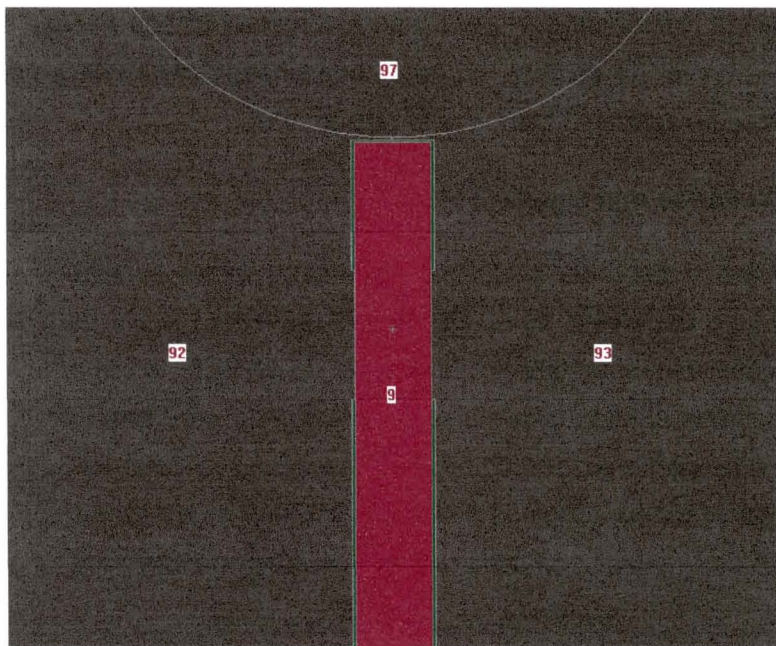


Figura 55. Detalhe das pinturas de grafite da segunda geometria simulada no MCNP-4C, definidas pelas células em verde, volume da zona morta definido pela célula 97 e placa de policarbonato central em cor vermelha.

A composição dos materiais foi adotada com base na seção 4.1.5.1.1, com a utilização da tinta grafite baseada nos ajustes efetuados na seção 4.1.6, onde os eletrodos utilizam a tinta AERODAG G (100% grafite) e a parede de PMMA a tinta COQUITIMEL ALF-9 (composição da Tabela 9).

4.1.9.2 Fonte, Kerma no ar de referência e parâmetros de saída

Analogamente à seção 4.1.5.1.3, a fonte utilizada consistiu de feixes de radiação X de espectro estreito da norma ISO 4037-1, e os espectros utilizados nas simulações foram calculados com o GEANT4^[82,83].

Como a geometria de simulação para o kerma no ar de referência não foi alterada em relação à posição e abertura de saída da fonte, os valores de referência foram obtidos dos resultados das simulações efetuadas na seção 4.1.5.1.5, e os dados foram utilizados para o estabelecimento dos valores da razão carga coletada pelo kerma no ar de referência.

Da mesma forma, os *tallies* do MCNP-4C utilizados nas simulações do segundo protótipo, que obedeceram os critérios apresentados na seção 4.1.5.1.4, utilizando-se os resultados com o *tally* *F6, onde os dados são obtidos diretamente em J/kg (após conversão, já que a unidade original é jerks/g) para o kerma no ar de referência e o *tally* F8 para contabilizar toda energia depositada no volume sensível da câmara, ou seja, toda energia capaz de gerar pares de carga capazes de serem coletados pelo eletrômetro.

4.1.9.3 Resultados das simulações

Para o segundo protótipo, novamente foram simulados feixes com tensões do tubo de raios X de 60 kV, 80 kV, 100 kV e 150 KV para comparação com resultados experimentais no laboratório da STEEE. É importante ressaltar que os resultados obtidos na simulação do segundo protótipo, apresentados na Figura 56, analogamente aos critérios de aceitação já estabelecidos na seção 4.1.5.1.4, passaram por todos os dez testes estatísticos estabelecidos no MCNP-4C. O tempo de simulação de cada um dos espectros de interesse foi de 2 horas.

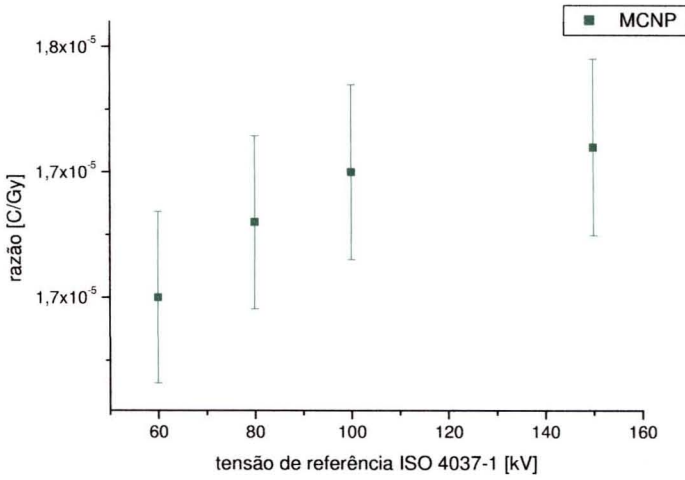


Figura 56. Resultados da razão carga / kerma no ar de referência das simulações com o segundo protótipo de câmara de ionização no MCNP-4C

Os resultados comparativos entre a simulação no MCNP-4C e os resultados experimentais são mostrados na Figura 57, com os respectivos resíduos ponderados.

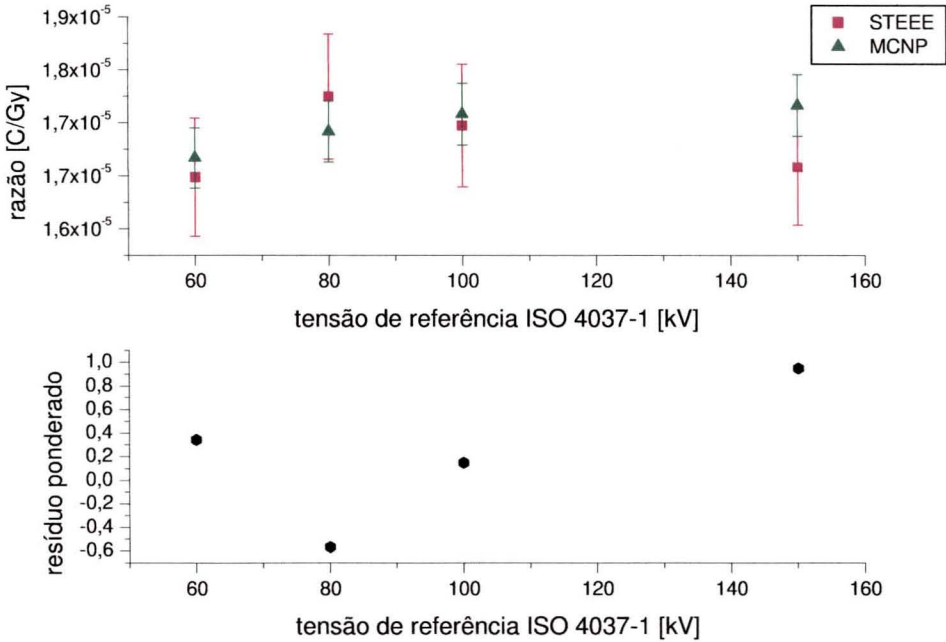


Figura 57. Resultados comparativos dos dados experimentais na STEEE e da primeira série de simulações do segundo protótipo de câmara de ionização no MCNP-4C.

Nota-se bom acordo entre dados experimentais e simulação, mais claramente observado nos resíduos ponderados que ficaram dentro de um desvio padrão. A máxima variação em energia com referência a qualidade N150 foi calculada também para os resultados das simulações, adotando como critério mais restritivo o requisito PTB-A 23.3, e os resultados comparativos com os dados provenientes das medições em laboratório (Tabela 11) são apresentados na Tabela 12.

Tabela 12 – Máxima variação em energia (MVE) da câmara (referência N150) para as medições no laboratório da STEEE e simulações no MCNP-4C.

Qualidade	Máxima variação em energia (MVE)	
	MCNP	STEEE
N60	3,19 %	0,70 %
N80	2,00 %	4,74 %
N100	0,68 %	2,79 %

Os resultados dentro da meta de variação de 5% foram alcançados neste protótipo, que foi considerado satisfatório, e foi assim definido como câmara de ionização C03, utilizada nas demais avaliações apresentadas nos resultados deste trabalho, em conjunto com o eletrômetro desenvolvido no presente projeto que será abordado nas seções seguintes.

4.2 Eletrômetro

Um eletrômetro pode ser entendido basicamente como um voltímetro com uma impedância de entrada extremamente elevada ^[35]. Na maioria das aplicações sua finalidade é a medição da corrente gerada por transdutores e no caso das câmaras de ionização estas correntes podem estar na faixa de 10^{-6} até 10^{-14} A, o que requer impedância de entrada extremamente elevada para que a relação sinal ruído seja satisfatória e as perdas de sinais sejam as menores possíveis ^[89,90]. Alguns eletrômetros atuais podem medir correntes da ordem de 10^{-15} A ou mesmo 10^{-17} A ^[91].

Neste trabalho, o projeto do eletrômetro foi baseado na caracterização dos ensaios de interesse e no acesso à tecnologia eletrônica disponível, visando baixo custo, boa estabilidade e linearidade do sistema. O detalhamento do projeto do eletrômetro será abordado nas seções seguintes.

4.2.1 Caracterização do eletrômetro

Assim como na definição dos parâmetros iniciais de construção da câmara de ionização, o estabelecimento de parâmetros para o projeto do eletrômetro implica em detalhado estudo de características normativas e cálculos preliminares da ordem de grandeza das correntes que serão medidas na aplicação do sistema.

No caso dos ensaios de levantamento de mapas de isokerma, a obtenção de parâmetros para o desenvolvimento do eletrômetro é mais difícil, pois a sensibilidade do sistema não pode ser facilmente estabelecida, já que os níveis de referência de kerma no ar são relativos ao produto kerma-área fornecido pelo gerador de raios X na técnica de referência ^[12]. Desta forma, outros ensaios que estabelecem parâmetros de referência absolutos foram escolhidos para delinear o projeto do eletrômetro, entre eles os ensaios de radiação de fuga, radiação residual e radiação parasita na zona de ocupação significativa ^[13]. A Tabela 13 apresenta os níveis de referência das normas técnicas para estes ensaios.

Tabela 13 – Níveis de referência de kerma no ar em uma irradiação e maior e menor taxa de kerma no ar para os ensaios estabelecidos na norma ABNT NBR IEC 60601-1-3.

Ensaio	Menor taxa	Maior Taxa	Uma irradiação
Radiação de fuga	0,25 mGy/h	1 mGy/h	---
Radiação residual	0,15 mGy/h	---	1 µGy
Zona de ocupação significativa	0,15 mGy/h	1,5 mGy/h	---

É possível organizar estes patamares em limites máximo e mínimo da taxa de kerma no ar e um valor de referência para uma única irradiação, sendo que este último pode ocorrer a qualquer tempo selecionável do gerador de raios X, o que a torna a variável mais complexa para caracterização do sistema. Iniciando com os limites de taxa de kerma no ar, as seguintes correntes de referência são deduzidas, baseadas no cálculo da carga produzida por uma câmara com volume efetivo nominal de 500 cm³. Sendo a dose derivada da carga coletada Q , da massa de ar m e da energia média entregue por unidade de carga produzida no gás $(\bar{W}/e)_g$, conforme apresentado na equação 10 na seção 3.5,

podemos considerar os valores apresentados na Tabela 13 como D_g , integrados em uma hora, considerando como gás o ar seco a 22°C e 760 torr, na equação 21.

$$I = \frac{D_g \cdot m}{\left(\frac{W}{e}\right)_g \cdot 3600} \quad (21)$$

Os valores de referência da Tabela 13 transformados em níveis de corrente pela equação 21 estão apresentados na Tabela 14.

Tabela 14 – Níveis de referência de corrente para a menor e maior taxa de kerma no ar para os ensaios estabelecidos na norma ABNT NBR IEC 60601-1-3.

Ensaio	Menor taxa	Maior Taxa
Radiação de fuga	1,22 pA	4,87 pA
Radiação residual	731 fA	---
Zona de ocupação significativa	731 fA	7,31 pA

Os valores apresentados na Tabela 14 são normalizados em 1 segundo. Considerando ainda uma única irradiação sob um tempo de 1 segundo, pode-se encontrar o valor de 17,5 pA para o nível de referência de 1 µGy em ensaios de radiação residual, conforme apresentado na Tabela 13. Estes valores foram então utilizados para estabelecer os limites iniciais para sensibilidade mínima e máxima em corrente que o eletrômetro deveria atender, e foram utilizados como parâmetros do projeto do eletrômetro apresentado neste trabalho.

O processo de indicação dos valores medidos nos eletrômetros comercialmente disponíveis consiste na utilização de conversores A/D que operam em frequências de amostragem variadas. Nestes conversores é possível estabelecer janelas de leituras que variam em função da tecnologia utilizada e da capacidade de cada sistema. Na maioria dos casos, as janelas de leitura são bem inferiores a 1 segundo, da ordem de milissegundos, e destas janelas de curta duração são deduzidos os valores de taxa por horas, minutos e mesmo segundos, de forma a permitir que o usuário visualize os resultados de forma rápida e evite irradiações demoradas para obtenção de dados. Esta obtenção prévia de dados, no entanto, só é metrologicamente confiável quando a estabilidade da saída de radiação X é conhecida.

Analogamente aos eletrômetros mais atuais, no presente projeto uma plataforma de conversão de sinais analógicos para digitais foi empregada, com alguns objetivos básicos:

- Proporcionar resolução de leitura suficiente para os níveis de corrente de interesse;
- Possibilidade de taxa de aquisição de dados em frequências compatíveis com as frequências de pulso de irradiação adotadas por geradores de alta tensão utilizados em procedimentos intervencionistas;
- Capacidade de programação do eletrômetro para obtenção de dados elétricos e radiológicos provenientes das informações de corrente coletadas da câmara de ionização;
- Entrada de dados para correção de densidade do ar e fatores de calibração;
- Visualização da informação em tempo real, por meio de gráficos e indicadores numéricos.

Estes parâmetros delinearam a escolha de circuitos e sistemas embarcados com tecnologia compatível com as características do projeto que serão detalhados nas seções seguintes.

4.2.2 Circuito amplificador de entrada

A medição de carga produzida por uma câmara de ionização tem como metodologia mais eficiente o emprego de capacitores especiais com excelente dielétrico e com baixas perdas por fuga ^[35]. Estes capacitores devem ser conectados a circuitos com elevada impedância de entrada e sua utilização é dependente ainda de potenciômetros de alta precisão para que as constantes de carga do circuito possam ser estabelecidas com boa exatidão.

Uma metodologia para medição de correntes consideradas ultra-baixas (dezenas de femtoampères até nanoampères), é a utilização de amplificadores de transimpedância, que são sistemas capazes de converter os sinais de corrente de entrada em sinais de tensão mensuráveis por qualquer medidor convencional ou mesmo por um osciloscópio ^[92]. Esta metodologia pode simplificar circuitos de medição de cargas por meio de capacitores especiais, ou mesmo circuitos com

chaveamento para carga e descarga do circuito acumulador ^[35], apresentando boa eficiência mesmo em correntes muito baixas.

Os circuitos de transimpedância têm sido amplamente utilizados desde os primórdios do desenvolvimento dos eletrômetros ^[89], onde amplificadores valvulados eram empregados em circuitos complexos e de difícil ajuste, avançando até a atualidade, onde os amplificadores operacionais lineares ou não, passaram a fazer parte dos circuitos de eletrômetros, resultando em sistemas mais eficientes em relação à estabilidade, resposta em frequência e tamanho ^[90].

No presente trabalho, um circuito amplificador de transimpedância foi utilizado como circuito de entrada para medição de corrente. A conversão corrente-tensão foi efetuada por meio de amplificadores operacionais lineares escolhidos pelas vantagens apresentadas acima e pela disponibilidade a baixo custo no mercado. Os amplificadores operacionais ofereciam ainda capacidade de operação com altas taxas de rejeição em modo comum (CMRR) e com correntes de polarização (BIAS) de alguns femtoampères, resultando em uma excelente relação sinal-ruído e boa linearidade e resposta em frequência. Este circuito de entrada era análogo ao circuito utilizado na seção 4.1.4, com melhorias na blindagem eletromagnética tanto na placa de circuito impresso quanto em sua montagem, exigindo uma carcaça metálica envolvente totalmente aterrada, o que não foi efetuado no modelo anterior.

As melhorias efetuadas no circuito de entrada, em relação ao circuito utilizado nos testes preliminares apresentados na seção 4.1.4, reduziram substancialmente os ruídos no sistema, entretanto o ganho alcançado com o amplificador de transimpedância, da ordem de 1×10^6 V/A, ainda era insatisfatório para leitura das correntes determinadas na Tabela 14.

Com este resultado, um segundo estágio de amplificação foi necessário, mas para manutenção da imunidade a ruídos do sistema, um circuito utilizando amplificadores de instrumentação foi implementado propiciando um ganho da ordem de 2×10^9 V/A, elevando a sensibilidade do circuito para resoluções da ordem de 1 mV em correntes de entrada de 500 fA. Esta amplificação possibilitou o uso de sistemas conversores A/D convencionais integrados disponíveis na STEEE.

O protótipo do circuito amplificador com dois estágios, amplificador de transimpedância e amplificador de instrumentação, é mostrado na Figura 58.

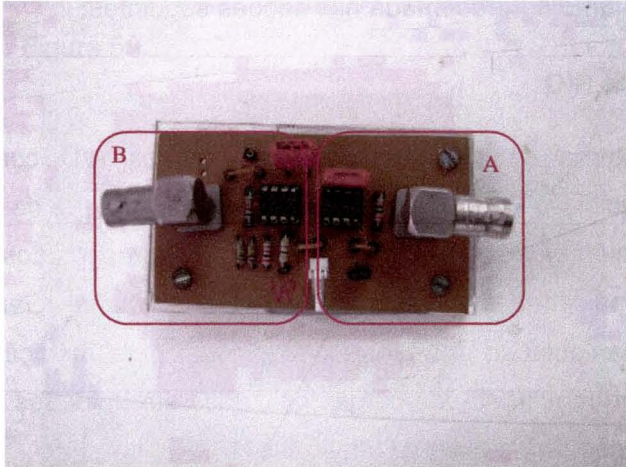


Figura 58. Circuito amplificador com ganho $2,1 \times 10^9$ V/A, composto de dois estágios com amplificador de transimpedância (A) com ganho 1×10^6 V/A e amplificador de instrumentação (B) com ganho 2×10^3 .

Este protótipo foi totalmente coberto por uma blindagem de alumínio para aplicação junto à fonte de polarização da câmara de ionização, e sua saída amplificada foi conectada ao sistema de aquisição de dados, conforme apresentado nas seções seguintes.

4.2.3 Fonte para polarização da câmara

A fonte para polarização da câmara de ionização foi desenvolvida nas etapas iniciais do projeto, conforme abordado na seção 4.1.4. O primeiro protótipo de fonte era bem robusto e sua amplitude de saída podia atingir níveis elevados, da ordem de 5 kV, sendo limitado por uma fonte adicional, incorporada a montagem total do circuito, que estabelecia a tensão de polarização dos *drivers* da fonte em no máximo 10 V. Esta limitação fazia com que o circuito operasse com duas fontes de alimentação distintas, uma para o circuito amplificado (24 V) e outra para o circuito da fonte de polarização da câmara. Outro inconveniente é que qualquer flutuação percentual excedente pode propagar-se pela fonte de tensão adicional para o circuito de polarização da câmara, fazendo com que filtros adicionais fossem acrescentados ao circuito de *driver fly-back* desenvolvido.

Mesmo com estes inconvenientes o primeiro circuito de polarização da câmara foi empregado na primeira montagem de eletrômetro proposto e a operação do conjunto é apresentada nas seções seguintes.

4.2.4 Plataforma RIO

O sistema de medição com conversores A/D consiste em uma plataforma de aquisição de sinais elétricos, com a capacidade de coletar os sinais de tensão provenientes dos circuitos amplificadores apresentados na seção 4.2.2, incorporando uma interface FPGA (*Field Programmable Gating Array*) que proporciona a manipulação dos sinais digitalmente para medição de corrente e tempo e posterior conversão das cargas coletadas em unidades de kerma no ar, conforme a equação 10 definida na seção 3.5.

O circuito proposto estava disponível em um sistema de aquisição National Compact-RIO (C-RIO) ^[93] com 16 canais diferenciais de conversão A/D de 16 bits, com tensões de referência de ± 200 mV, ± 1 V, ± 5 V e ± 10 V, além de 128 linhas digitais de controle e aquisição de dados, permitindo controlar a atuação da fonte de alimentação da câmara de ionização e outros circuitos que compõem a funcionalidade do eletrômetro desenvolvido. Outra conveniência interessante deste sistema foi sua possibilidade de programação em linguagem gráfica na plataforma LabVIEW ^[94], que já faz parte da rotina laboratorial da STEEE, reduz consideravelmente o tempo de desenvolvimento do sistema eletrônico e permite, no caso desta tecnologia, embarcá-lo no circuito final utilizando-se um sistema Single-Board RIO (SB-RIO) ^[95], com as mesmas capacidades funcionais apresentadas pela plataforma de desenvolvimento C-RIO.

A exatidão do kerma no ar medido por um sistema está diretamente relacionada à correção da densidade do ar, por meio da temperatura e pressão atmosférica. Esta informação para correção nos sistemas de medição de kerma no ar comercialmente disponíveis pode ser medida ou inserida manualmente. Para conveniência com os objetivos do presente projeto, foi implementada a possibilidade de entrada de dados manualmente no setup do software de controle do eletrômetro. Também foram desenvolvidos sensores de temperatura e pressão atmosférica, baseados nos circuitos propostos para monitoramento

apresentados por Alcântara ^[96], com reguladores de tensão de alimentação de precisão, que podem ser conectados aos canais disponíveis da placa de aquisição. Os circuitos sensores de temperatura e pressão atmosférica são apresentados na Figura 59.

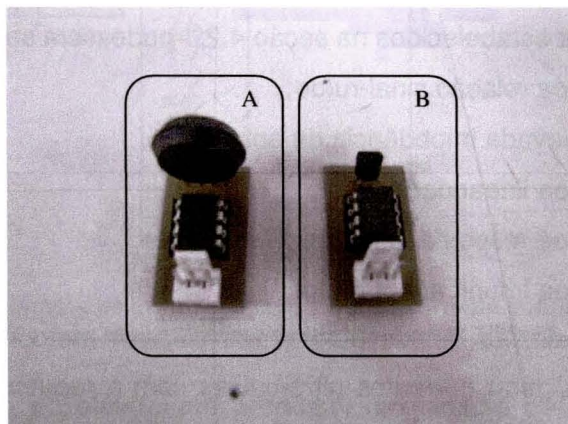


Figura 59. Circuitos sensores de pressão atmosférica (A) e temperatura ambiente (B).

A Figura 60 mostra o diagrama de blocos do primeiro modelo de amplificador de corrente utilizado no eletrômetro e do circuito conversor corrente-tensão acoplado ao sistema digital de alta resolução para os testes iniciais.

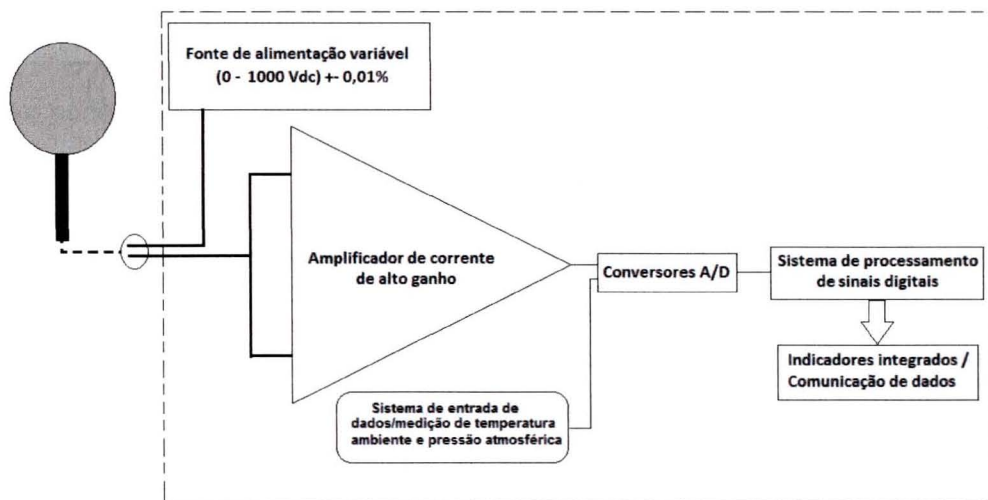


Figura 60. Diagrama de blocos do primeiro modelo de eletrômetro e sua conexão ao protótipo de câmara de ionização.

4.2.5 Calibração do eletrômetro

Com o objetivo de garantir a confiabilidade metrológica e a qualidade dos resultados do circuito, durante o projeto algumas características fundamentais para o circuito do eletrômetro foram estabelecidas para que os níveis de referência estabelecidos na seção 4.2.1 pudessem ser atendidos:

- Boa relação sinal-ruído;
- Elevada impedância de entrada;
- Boa linearidade;
- Boa resposta em tempo;
- Boa imunidade a ruído.

Para avaliação destes parâmetros existem metodologias específicas para que se possa gerar correntes ultra-baixas com a requerida exatidão e boa relação sinal-ruído. No caso dos medidores de carga normalmente utilizam-se capacitores padrão de alta precisão ^[35,36], capazes de fornecer cargas conhecidas e bem estabelecidas, fazendo circular sobre o circuito de entrada do eletrômetro correntes extremamente baixas. A Figura 61 ilustra a conexão de um capacitor padrão à entrada de um eletrômetro em processo de calibração.

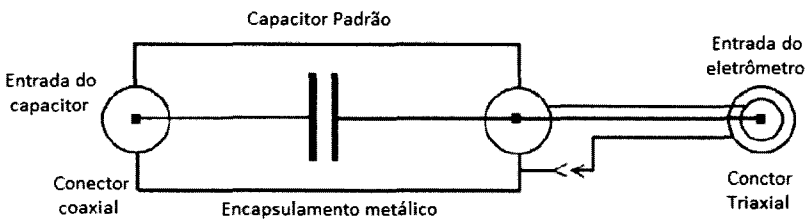


Figura 61. Ilustração da conexão de um capacitor padrão a entrada de um eletrômetro.
 Fonte: TRS457, figura 6.4 ^[36].

Como a capacitância é bem conhecida, é possível deduzir a carga por meio da tensão armazenada no capacitor padrão, $Q = CV$, e a mesma deve ser reproduzida pelo eletrômetro. A Figura 62 ilustra um exemplo de circuito de calibração clássico ^[35,36], que utiliza uma fonte de corrente contínua e um divisor de tensão, montado sobre uma chave seletora de alta qualidade, para a seleção das tensões a serem carregadas no capacitor.

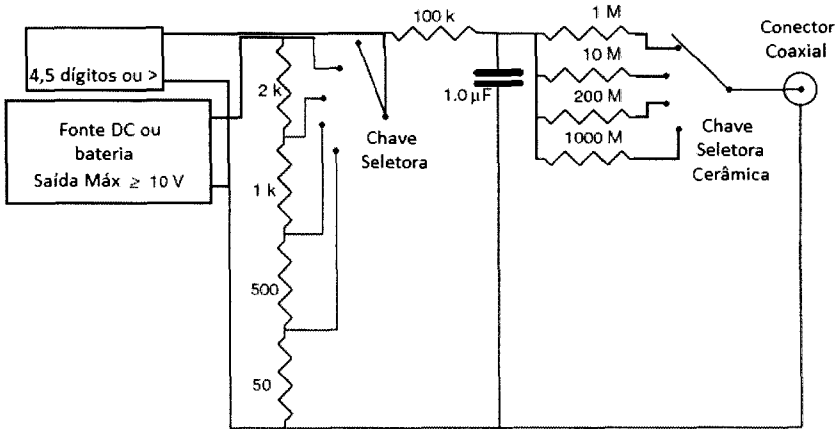


Figura 62. Circuito clássico de calibração com fonte de corrente contínua sobre divisor de tensão resistivo com chave seletora de tensão. Fonte: TRS457, figura 6.3 ^[36].

No caso do eletrômetro proposto, um circuito de transimpedância é disposto na entrada, funcionando como um conversor corrente-tensão, como já explicado na seção 4.2.2. Neste caso a medição de carga não é provida analogicamente e com isso obtém-se um medidor de corrente, que acoplado a um sistema de aquisição pode deduzir a carga por meio da integração dos sinais providos pelo circuito amplificador. A calibração em corrente é necessária, e para isso dois métodos clássicos também podem ser adotados: o uso de uma fonte de corrente ultra-baixa estabilizada ou o uso de uma câmara de ionização em um feixe constante, onde a mesma deve apresentar um volume efetivo bem definido e as devidas correções de densidade do ar devem ser aplicadas corretamente para que a corrente possa ser bem determinada ^[35].

Uma fonte de corrente ultra-baixa não estava disponível na STEEE e mesmo com uma câmara com volume efetivo bem definido, e com condições de monitoramento ambiental disponíveis na STEEE, um feixe constante também não estava disponível. Um primeiro método alternativo foi utilizado para se avaliar a linearidade e ganho do circuito amplificador do eletrômetro. Este circuito era constituído de uma fonte de tensão em corrente contínua estável e com baixa flutuação, conectada a um divisor de referência que forneceria uma corrente extremamente baixa e estabilizada no circuito de entrada do amplificador de transimpedância. O circuito é mostrado na Figura 63, onde R1 é muito maior que R2 (potenciômetro linear), resultando em razões que podem variar de 10^4 até 10^7

na tensão gerada no circuito de entrada e conseqüentemente na corrente de entrada do amplificador de transimpedância.

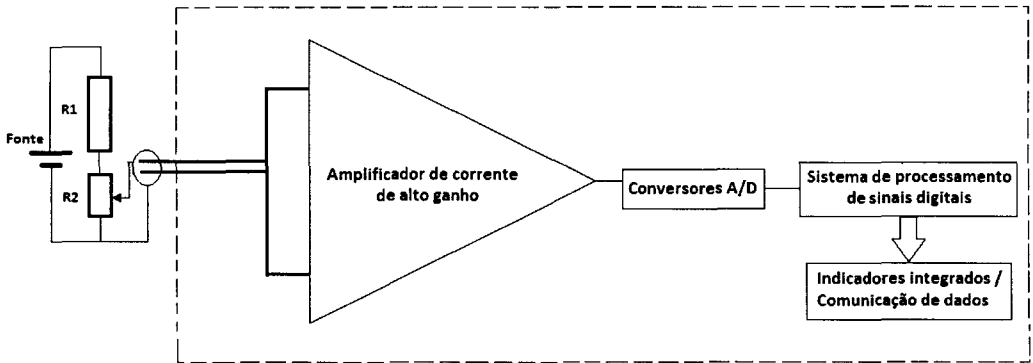


Figura 63. Circuito de calibração com fonte de corrente contínua sobre divisor de tensão resistivo por meio de potenciômetro linear.

Os valores das resistências R1 e da saída de R2 foram medidos com um ohmímetro integrado a um multímetro de 6 ½ dígitos FLUKE 8846A com sistema de medição a quatro fios e classe de exatidão de 0,01%. A tensão de referência foi monitorada por outro multímetro de 6 ½ dígitos FLUKE 8845A com exatidão de 0,004%. Com estes valores de tensão monitorada durante a calibração e pela razão R1/R2 foi possível calcular as tensões de entrada no circuito de transimpedância e deduzir a corrente no mesmo, já que a impedância de entrada é muito bem determinada pelo amplificador de entrada.

Este procedimento inicial com uma fonte conectada à rede de alimentação elétrica não possibilitou a avaliação devido à relação sinal-ruído ser muito baixa e a qualidade da fonte de corrente contínua para esta prática foi questionada. A alternativa foi então substituir a fonte por uma bateria.

Com este circuito foi possível avaliar o ganho do eletrômetro e outros parâmetros como estabilidade e linearidade, com uma relação sinal-ruído adequada aos propósitos do trabalho. A avaliação inicial foi feita com correntes calculadas entre 45 fA e 45 pA, o que foi suficiente para avaliar o ganho, linearidade e estabilidade do amplificador.

Cada corrente aplicada ao sistema foi monitorada em intervalos de 5 minutos para verificação da estabilidade no tempo do circuito do eletrômetro. A avaliação temporal apresentou flutuações da ordem da resolução do sistema de

aquisição de dados, sendo atribuída como componente de incerteza de medição em cada faixa calibrada.

O comportamento de ganho e linearidade é ilustrado na Figura 64 para a faixa de ± 200 mV de tensão de referência do sistema de aquisição C-RIO, com um ganho no circuito de $2,1 \times 10^9$ V/A.

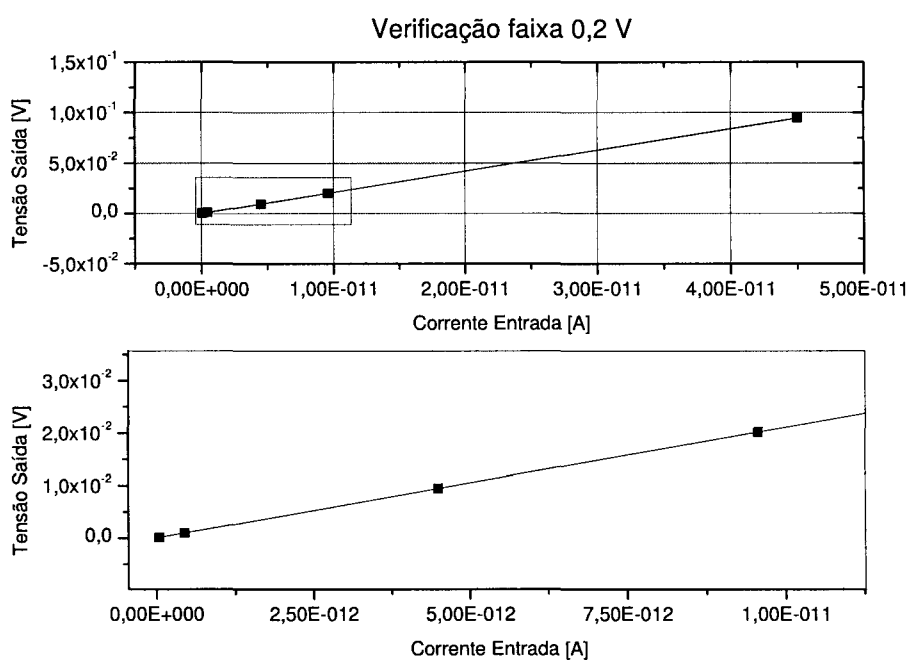


Figura 64. Resultado da calibração do eletrômetro na faixa de ± 200 mV de tensão de referência do sistema de aquisição C-RIO.

O gráfico da Figura 64 mostra a linearidade do sistema, mesmo nas faixas de menor corrente. A Figura 65 ilustra o ganho e a linearidade para a faixa de ± 5 V de tensão de referência do sistema de aquisição C-RIO com um ganho no circuito de $2,1 \times 10^9$ V/A, utilizando-se referenciais de corrente de entrada entre 450 fA e 450 pA durante a calibração.

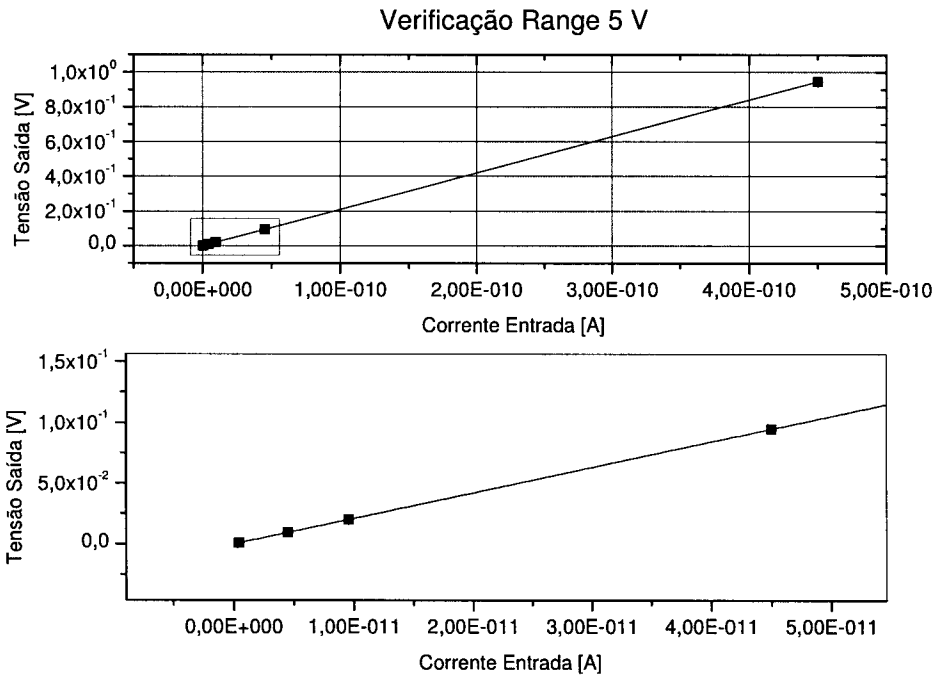


Figura 65. Resultado da calibração do eletrômetro na faixa de ± 5 V de tensão de referência do sistema de aquisição C-RIO.

Os resultados mostraram um ganho médio de $2,11 \times 10^9$ V/A na faixa de ± 200 mV de tensão de referência do sistema de aquisição C-RIO, com variação na linearidade de 0,18%, determinada pelo coeficiente de variação na faixa de calibração. Na faixa de ± 5 V de tensão de referência do sistema de aquisição C-RIO o ganho médio foi de $2,10 \times 10^9$ e a variação na linearidade foi de 0,11%.

Diante deste cenário inicial de resultados satisfatórios, foi possível efetuar a primeira montagem do conjunto câmara-eletrômetro que seria utilizado para avaliação mútua do sistema e complementar os resultados de avaliação de ganho, linearidade, estabilidade temporal e relação sinal-ruído. A Figura 66 mostra a montagem em bancada do sistema do eletrômetro contendo o circuito amplificador alimentado por bateria, a fonte de polarização da câmara alimentada por fonte adicional e o sistema C-RIO com conexão a um computador portátil para visualização dos resultados na plataforma de programação National LabVIEW™.

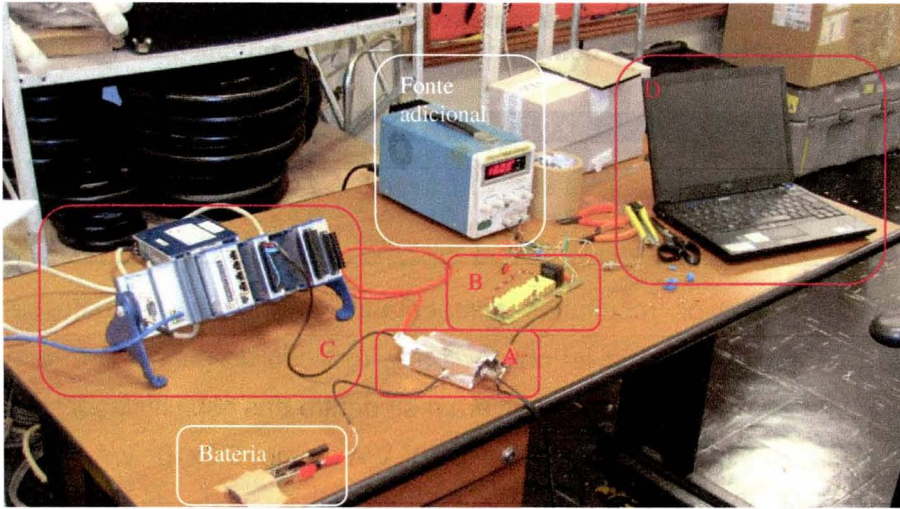


Figura 66. Primeira montagem em bancada de ensaio na STEEE do eletrômetro composto por (A) amplificador, (B) Fonte de polarização da câmara de ionização, (C) sistema de aquisição C-RIO da National Instruments e (D) computador portátil para visualização dos resultados em plataforma LabVIEW™.

O eletrômetro conforme a montagem apresentada na Figura 66, com entrada em aberto, apresentou características com relação à resolução, ruído e faixa de operação indicadas na Tabela 15 para cada tensão de referência do sistema C-RIO. Os dados são apresentados para um ganho nominal do amplificador de entrada de $2,1 \times 10^9$ V/A.

Tabela 15 – Características do eletrômetro em circuito aberto para as tensões de referência no sistema C-RIO com ganho nominal do amplificador de entrada de $2,1 \times 10^9$ V/A.

V_{ref} C-RIO (V)	$\pm 0,2$	± 1	± 5	± 10
Resolução (V)	$6,1 \times 10^{-06}$	$3,1 \times 10^{-05}$	$1,5 \times 10^{-04}$	$3,1 \times 10^{-04}$
Ruído sistema (V)	$6,5 \times 10^{-05}$	$1,3 \times 10^{-04}$	$2,0 \times 10^{-04}$	$8,0 \times 10^{-04}$
Res. Corrente (A)	$2,9 \times 10^{-15}$	$1,5 \times 10^{-14}$	$7,3 \times 10^{-14}$	$1,5 \times 10^{-13}$
Ruído sistema (A)	$3,1 \times 10^{-14}$	$6,0 \times 10^{-14}$	$9,5 \times 10^{-14}$	$3,8 \times 10^{-13}$

Com estes resultados, dentro da margem estabelecida pelos referenciais do projeto apresentados na Tabela 14 da seção 4.2.1, foi possível reduzir a faixa de ganho com o intuito de reduzir também o ruído no sistema. Os resultados da caracterização para um novo ganho nominal de $5,0 \times 10^8$ V/A são apresentados na Tabela 16.

Tabela 16 – Características do eletrômetro em circuito aberto para as tensões de referência no sistema C-RIO com ganho nominal do amplificador de entrada de $5,0 \times 10^8$ V/A.

V_{ref} C-RIO (V)	$\pm 0,2$	± 1	± 5	± 10
Resolução (V)	$6,1 \times 10^{-06}$	$3,1 \times 10^{-05}$	$1,5 \times 10^{-04}$	$3,1 \times 10^{-04}$
Ruído sistema (V)	$4,5 \times 10^{-05}$	$5,0 \times 10^{-05}$	$2,0 \times 10^{-04}$	$4,0 \times 10^{-04}$
Res. Corrente (A)	$1,2 \times 10^{-14}$	$6,1 \times 10^{-14}$	$3,1 \times 10^{-13}$	$6,1 \times 10^{-13}$
Ruído sistema (A)	$9,0 \times 10^{-14}$	$1,0 \times 10^{-13}$	$4,0 \times 10^{-13}$	$8,0 \times 10^{-13}$

Conforme os resultados apresentados na Tabela 16, uma sensível redução no ruído do sistema foi obtida com a redução do ganho, e a resolução em corrente e ruído do sistema mantiveram-se dentro das especificações.

Tanto para o ganho de $2,1 \times 10^9$ V/A como $5,0 \times 10^8$ V/A, os limites inferiores e superiores de kerma no ar sobre um intervalo de 1 segundo do sistema composto pelo eletrômetro e protótipo de câmara de ionização são apresentados na Tabela 17, considerando sobre o limite mínimo o ruído de corrente apresentado anteriormente.

Tabela 17 – Características do eletrômetro em circuito aberto para as tensões de referência no sistema C-RIO com ganho nominal do amplificador de entrada de $2,1 \times 10^9$ V/A e $5,0 \times 10^8$ V/A.

V_{ref} C-RIO (V)	$\pm 0,2$	± 1	± 5	± 10
Ganho nominal $2,1 \times 10^9$				
Min. kerma no ar (J/kg)	$1,8 \times 10^{-09}$	$3,4 \times 10^{-09}$	$5,4 \times 10^{-09}$	$2,2 \times 10^{-08}$
Máx. kerma no ar (J/kg)	$5,4 \times 10^{-06}$	$2,7 \times 10^{-05}$	$1,4 \times 10^{-04}$	$2,7 \times 10^{-04}$
Ganho nominal $5,0 \times 10^8$				
Min. kerma no ar (J/kg)	$5,1 \times 10^{-09}$	$5,7 \times 10^{-09}$	$2,3 \times 10^{-08}$	$4,5 \times 10^{-08}$
Máx. kerma no ar (J/kg)	$2,3 \times 10^{-05}$	$1,1 \times 10^{-04}$	$5,7 \times 10^{-04}$	$1,1 \times 10^{-03}$

Estes valores compreendem toda faixa de interesse estabelecida pelas normas técnicas abordadas no presente trabalho, conforme especificação na seção 4.1.

A Figura 67 mostra o painel de controle final desenvolvido na plataforma LabVIEW™, onde são exibidos os controles dos canais de entrada do conversor A/D, as entradas de dados de ganho do sistema, entradas de correção de temperatura e pressão atmosférica, saídas de dados elétricos medidos, saídas de dados calculados e filtro opcional para medição de corrente, utilizado durante todo o processo de validação apresentado nos resultados do presente trabalho.

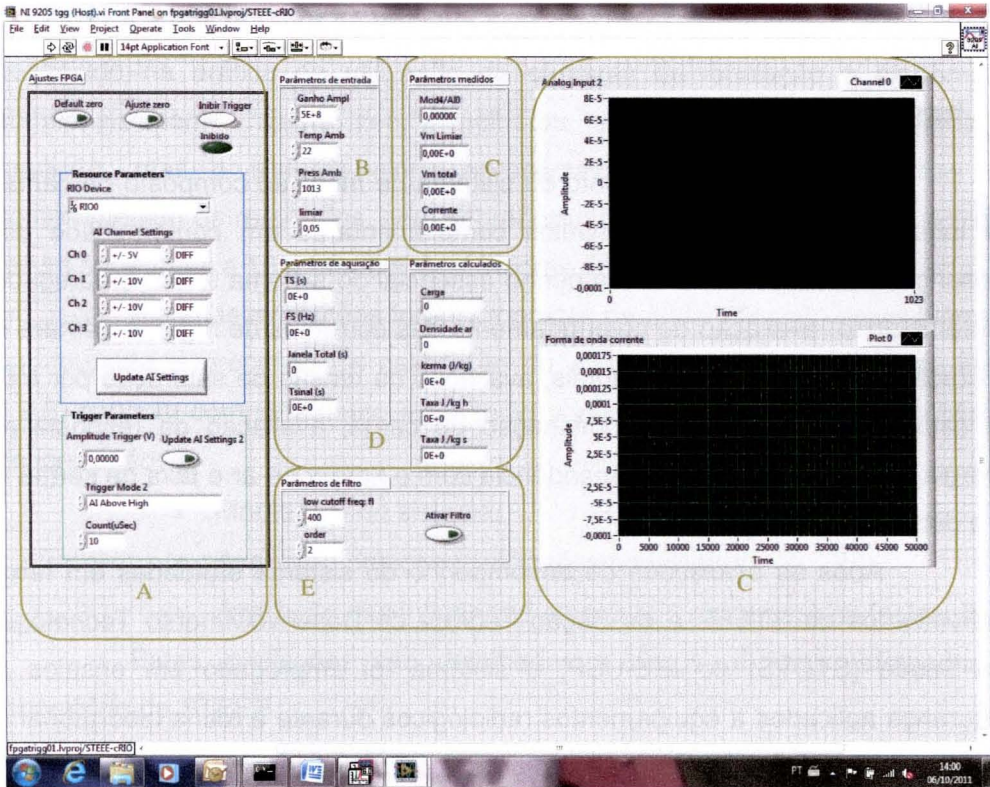


Figura 67. Painel frontal do programa de controle e aquisição de dados do sistema desenvolvido na plataforma LabVIEW™. (A) controle dos conversores A/D do sistema, (B) parâmetros de entrada de ganho, temperatura e pressão atmosférica, (C) parâmetros elétricos de saída, (D) parâmetros de saída calculados e (E) filtro opcional para corrente de entrada

A metodologia empregada nos ensaios efetuados no sistema integrado câmara-eletrômetro é apresentada nos resultados finais de avaliação do sistema nas seções a seguir.

5 RESULTADOS

Após o desenvolvimento do sistema de medição composto de câmara de ionização e eletrômetro, ensaios complementares em conformidade com prescrições normativas de desempenho essencial do sistema foram empregados contemplando: avaliação do comportamento das correntes de fuga na câmara de ionização com variações ambientais, avaliação da tensão de saturação por meio de estudo de perdas por recombinação de carga, avaliação da resposta em energia, resposta em tempo, dependência com o kerma no ar e taxa de kerma no ar e dependência angular.

Após as avaliações de desempenho do sistema efetuadas em feixes padronizados da STEEE e da Seção Técnica de Desenvolvimento Tecnológico em Saúde (STDTS) do IEE-USP, o sistema foi empregado em ensaios de segurança aplicados a equipamentos radiológicos durante a rotina laboratorial da STEEE. Devido à indisponibilidade de corpos de prova durante todo o período de desenvolvimento do sistema, em alguns casos os ensaios foram simulados nas condições necessárias para comparação com a instrumentação de referência utilizada no laboratório.

Uma avaliação mais detalhada da resposta da câmara de ionização desenvolvida com feixes espalhados foi efetuada por meio de simulações utilizando o método de Monte Carlo. Como fonte para estas simulações foram utilizados espectros espalhados obtidos em geometrias equivalentes a ensaios prescritos pelas normas de segurança e desempenho utilizadas como referência neste trabalho ^[12,13,31]. Estes ensaios e simulações são abordados nas seções seguintes para caracterização e validação do sistema.

5.1 Instabilidades no campo elétrico da câmara de ionização

Na primeira montagem do sistema para avaliações em ensaios de segurança e desempenho na STEEE, verificaram-se variações adversas no comportamento das correntes de fuga, que poderiam influenciar negativamente os resultados das medições de kerma no ar. Esta constatação levou à inclusão no software do eletrômetro de um sistema de correção para as correntes de fuga

detectadas anteriormente ao trabalho com a câmara de ionização. Este recurso, conhecido na prática da utilização de câmaras de ionização e eletrômetros comerciais como “ajuste zero”, melhorou significativamente o sistema de medição, mas o sistema ainda apresentava instabilidades aleatórias que comprometiam os resultados, com sobreposição de sinais que geravam erros de leitura superiores a 10% em relação a valores de referência.

Algumas avaliações foram propostas para identificação do problema, já que durante o processo de calibração do eletrômetro, apresentado na seção 4.2.5, nenhum comportamento adverso foi verificado sem a presença da câmara de ionização:

- Montagem do sistema;
- Avaliação dos cabos utilizados no sistema;
- Avaliação das influências ambientais na câmara de ionização.

Estas avaliações são detalhadas a seguir, e foram efetuadas no laboratório da STEEE.

5.1.1 Montagem do sistema

A montagem inicial apresentada na Figura 66 da seção 4.2.5 apresentava problemas quanto à fonte de alimentação dos circuitos eletrônicos, blindagem eletromagnética do conjunto e disposição física dos circuitos componentes do eletrômetro. Mesmo com estas limitações, testes preliminares foram efetuados em ensaios no laboratório da STEEE e mostraram concordância com os sistemas utilizados na rotina laboratorial. A montagem do sistema e suas possíveis interferências na qualidade dos resultados já era uma preocupação naquele momento, agravado pelo comportamento adverso abordado anteriormente, pois implicava em um problema de portabilidade, essencial para o emprego nos ensaios de rotina.

Estes fatos motivaram a montagem do sistema de forma integrada em um gabinete totalmente blindado, que foi adaptado em uma caixa metálica disponível no laboratório da STEEE. A Figura 68 apresenta a montagem do eletrômetro com uma única fonte de alimentação para a fonte de polarização (BIAS) da câmara de ionização e sistema de aquisição de dados C-RIO, e bateria suplementar para alimentação do circuito amplificador de entrada do eletrômetro, da mesma forma como apresentado na seção 4.2.5.



Figura 68. Segunda montagem do eletrômetro em gabinete metálico blindado, composta por (A) amplificador, (B) Fonte de polarização da câmara de ionização, (C) sistema de aquisição C-RIO da National Instruments e (D) fonte de alimentação do sistema

O circuito C-RIO apresentado na montagem da Figura 68 não possui saída analógica integrada, que poderia ser utilizada no controle da fonte de polarização da câmara. Esta saída analógica pode ser incorporada ao sistema C-RIO por meio de módulos adicionais que não estavam disponíveis no momento da montagem. Desta forma, um controle manual por meio de potenciômetro linear foi incorporado ao circuito da fonte de polarização da câmara.

A Figura 69 mostra o sistema montado com controle manual da tensão de polarização da câmara de ionização e cabo para comunicação com computador portátil para visualização dos resultados em plataforma LabVIEW™.



Figura 69. Sistema montado com (A) cabo de comunicação para conexão a computador portátil, (B) controle manual da tensão de saída (potenciômetro) e (C) entrada do eletrômetro com conector coaxial e plugue banana para saída de tensão de polarização para câmara de ionização.

A montagem melhorou bastante a mobilidade do sistema, mas as instabilidades aleatórias das correntes de fuga mantiveram-se dentro de patamares insatisfatórios.

5.1.2 Avaliação dos cabos utilizados no sistema

Para garantir o desempenho essencial do sistema, um novo cabo duplo Philips Super TIAFLEX 50 ohms foi utilizado, conferindo dupla blindagem aos circuitos de polarização e de medição de correntes da câmara de ionização. A nova conexão do cabo para o circuito do eletrômetro é apresentado na Figura 70. O cabo foi fixado à câmara diretamente, com um único terminal para conexão com o eletrômetro, evitando-se conexões intermediárias que poderiam resultar em acréscimos de correntes de fuga no sistema.

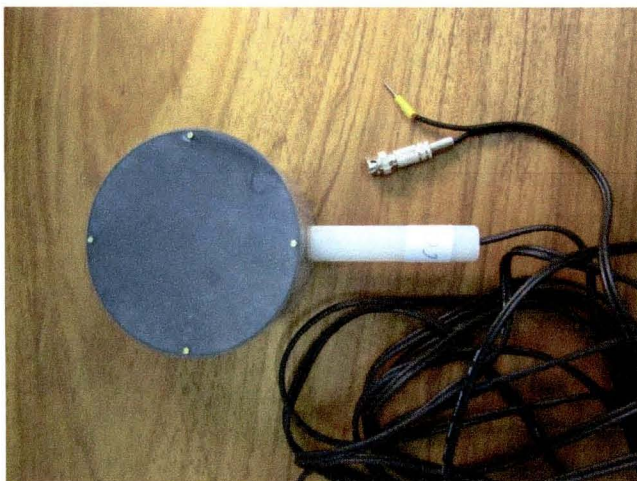


Figura 70. Novo cabo Philips Super TIAFLEX 50 ohms duplo, utilizado na câmara de ionização e sua conexão com o circuito do eletrômetro.

Para verificar a influência dos cabos utilizados no sistema tensões de até 1000 V foram aplicadas a uma amostra de cabo de 10 metros observando-se induções no condutor conectado ao amplificador de entrada por meio do monitoramento das variações nos sinais de corrente apresentados pelo sistema. Durante este teste nenhuma variação foi detectada no eletrômetro, e este manteve seus patamares de ruído próximos aos apresentados na seção 4.2.5 quando em circuito aberto.

A influência da isolação ou mesmo blindagem eletromagnética dos cabos utilizados no sistema foi então descartada.

5.1.3 Avaliação das influências ambientais na câmara de ionização

Um dos motivos das correntes de fuga medidas no sistema poderia ter origem nas oscilações ambientais de temperatura e umidade dentro do laboratório da STEEE, já que o controle ambiental do mesmo, para os ensaios em equipamentos eletromédicos ^[43], admite variações de temperatura entre 10 °C e 40 °C e umidade relativa do ar entre 30% e 75%. Para garantia dos resultados de ensaios e maior confiabilidade metrológica, a STEEE limita suas condições operacionais a temperaturas ambiente entre 20 °C e 28 °C. Como não havia condições de controle para avaliação da influência da pressão atmosférica, e a

influência da mesma nas correntes de fuga pode ser desprezada em uma ampla faixa ^[43], a mesma não foi analisada.

Estas variações observadas na rotina laboratorial resultaram em um estudo baseado em ensaios ambientais propostos pelas normas de referência utilizadas neste trabalho, a IEC 60846-1 ^[63] e o requisito PTB-A 23.3 ^[74].

De acordo com a norma IEC 60846-1 ^[63], a avaliação da resposta do sistema de medição às variações ambientais, quando o mesmo é destinado a utilização em ambientes internos (*indoor*), deve ser efetuada em temperaturas de 5°C a 40°C, a 65% de umidade relativa do ar, e em umidades relativas de até 85% em temperatura ambiente de 35°C.

No requisito PTB-A 23.3 ^[74], a avaliação para sistemas *indoor* deve ser efetuada em temperaturas de 5°C a 40°C, a 60% de umidade relativa do ar, e em umidades relativas de 30% a 75% em temperatura ambiente de 20°C.

Para as avaliações de resposta às condições ambientais de temperatura e umidade relativa do ar, foi utilizada uma câmara climática WEISS WK111/180 (Figura 71), alocada na STEEE para ensaios de condicionamento à umidade em equipamentos eletromédicos.

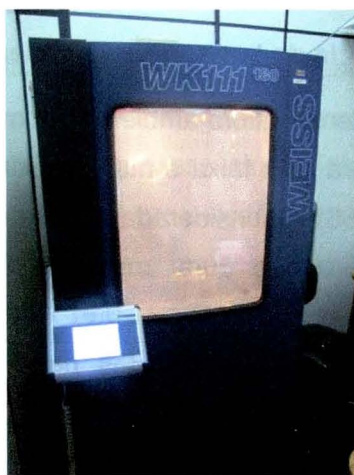


Figura 71. Câmara climática utilizada nas avaliações de resposta da câmara de ionização às condições ambientais.

A avaliação foi limitada à câmara de ionização, posicionada no interior da câmara climática, já que as condições ambientais a serem aplicadas poderiam afetar adversamente o protótipo de eletrômetro, não preparado para imunidade a grandes variações climáticas. Além desta restrição, o objetivo era identificar as

fontes de interferências das correntes de fuga, e não efetuar um ensaio de tipo no sistema que ainda está em fase de protótipo.

A tensão de polarização utilizada foi de +300 V. A montagem da câmara de ionização na câmara climática é mostrada na Figura 72, onde, para avaliação dos valores de temperatura e umidade relativa do ar ajustados, um termohigrômetro de referência ROTRONIC HIGROPALM 23, com sonda HIGROCLIP 2 foi utilizado.

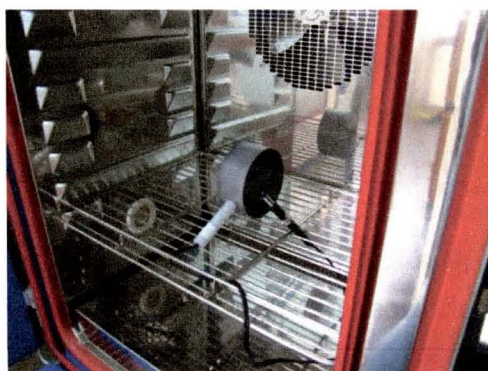


Figura 72. Posicionamento da câmara de ionização e sonda HIGROCLIP 2 no interior da câmara climática utilizada nas avaliações de resposta da câmara de ionização às condições ambientais.

5.1.4 Avaliação da influência da temperatura ambiente

Como a faixa de temperatura ambiente é a mesma nas duas normas, e a umidade de referência para esta faixa é muito próxima, a umidade relativa do requisito PTB-A 23.3, de 65%, considerada mais restritiva, foi adotada para avaliação da influência da temperatura ambiente. Os valores de referência utilizados são apresentados na Tabela 18.

Tabela 18 – Valores de referência utilizados na avaliação da influência da temperatura ambiente nas correntes de fuga da câmara de ionização

Temperatura (°C)	Umidade (%)	Pressão ATM (torr)
5	65	928
10	65	928
18	65	928
20	65	928
22	65	928
25	65	928
30	65	928
35	65	928
40	65	928

Os resultados das correntes de fuga sem ajuste e com ajuste por software, na avaliação da influência de temperatura ambiente, são apresentados na Figura 73.

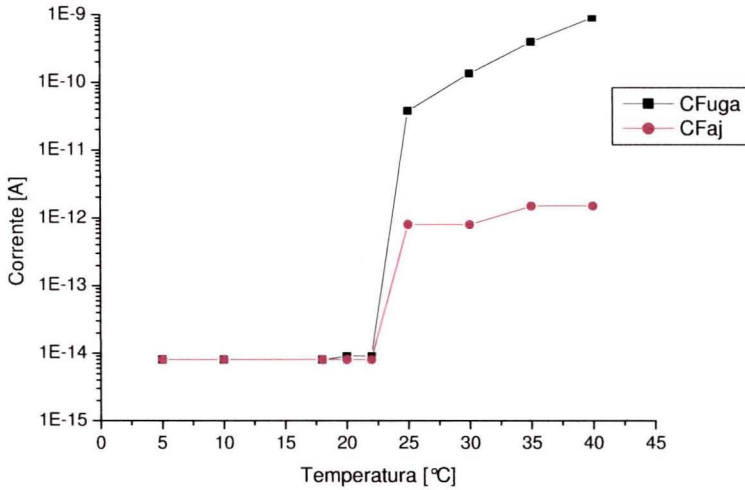


Figura 73. Resultado das correntes de fuga sem ajuste (CFuga) e com ajuste via software (CFaj) na avaliação da resposta da câmara de ionização às variações de temperatura ambiente na umidade relativa do ar de 65%.

Os resultados das variações das correntes de fuga com a temperatura ambiente indicam que, para temperaturas superiores a 22°C, ocorre o comprometimento do sistema, já que os valores interpretados como ruídos de fundo, mesmo após o ajuste zero promovido por software, são da ordem de picoampères, ultrapassando a margem mínima estabelecida na caracterização do eletrômetro indicada na Tabela 14 da seção 4.2.1.

5.1.5 Avaliação da influência da umidade relativa do ar

Como os critérios para as avaliações da umidade relativa do ar entre a norma IEC 60846-1 e o requisito PTB-A 23.3 são distintos, a avaliação foi efetuada nas condições específicas estabelecidas para cada norma. Para esta avaliação, os valores de referência apresentados na Tabela 19 para a norma IEC 60846-1 e na Tabela 20 para o requisito PTB-A 23.3, foram utilizados.

Tabela 19 – Valores de referência utilizados na avaliação da influência da umidade relativa do ar nas correntes de fuga da câmara de ionização de acordo com a norma IEC 60846-1.

Temperatura (°C)	Umidade (%)	Pressão ATM (torr)
35	30	929
35	40	929
35	50	929
35	60	928
35	65	928
35	75	928
35	85	928

Tabela 20 – Valores de referência utilizados na avaliação da influência da umidade relativa do ar nas correntes de fuga da câmara de ionização de acordo com o requisito PTB-A 23.3.

Temperatura (°C)	Umidade (%)	Pressão ATM (torr)
20	30	928
20	40	928
20	50	930
20	60	930
20	65	930
20	70	930
20	75	930

Os resultados das correntes de fuga sem ajuste e com ajuste por software, na avaliação da influência da umidade relativa do ar para a norma IEC 60846-1, são apresentados na Figura 74.

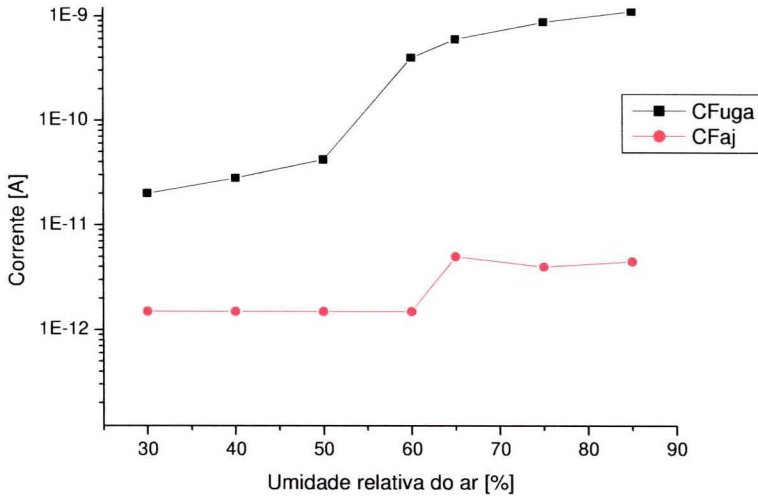


Figura 74. Resultado das correntes de fuga sem ajuste (CFuga) e com ajuste via software (CFaj) na avaliação da resposta da câmara de ionização às variações de umidade relativa do ar na temperatura de 35 °C, de acordo com a norma IEC 60846-1.

Os resultados das variações das correntes de fuga com a umidade relativa do ar para os requisitos da IEC 60846-1 indicaram o comprometimento do sistema mesmo para umidades relativas do ar baixas. As variações não atendem aos requisitos do sistema apresentados na Tabela 14 da seção 4.2.1. Estes valores coincidem com a avaliação anterior na seção 5.1.4 onde foi demonstrada a sensibilidade da câmara para temperaturas superiores a 22 °C.

Para o requisito PTB-A 23.3 os resultados das correntes de fuga sem ajuste e com ajuste por software, na avaliação da influência da umidade relativa do ar são apresentados na Figura 75.

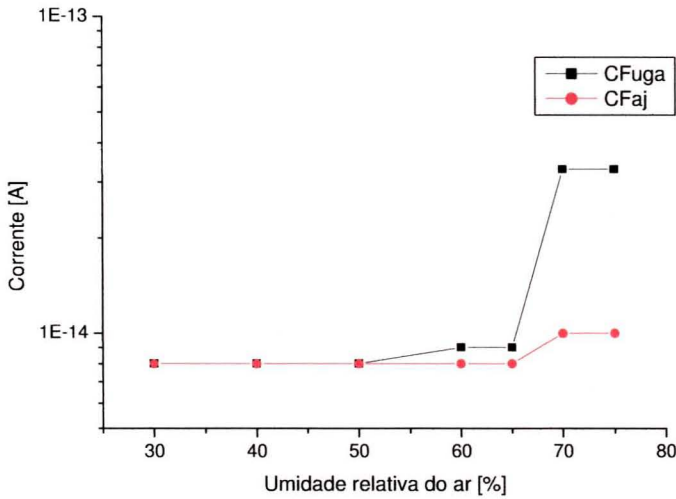


Figura 75. Resultado das correntes de fuga sem ajuste (CFuga) e com ajuste via software (CFaj) na avaliação da resposta da câmara de ionização às variações de umidade relativa do ar na temperatura de 20 °C, de acordo com o requisito PTB-A 23.3.

Os resultados das variações das correntes de fuga com a umidade relativa do ar para o requisito PTB-A 23.3 evidenciam que, mesmo em valores elevados da umidade relativa do ar não ocorre o comprometimento do sistema, ficando todos os valores dentro da margem mínima estabelecida na caracterização do eletrômetro, indicada na Tabela 14 da seção 4.2.1. Os dados apresentados na avaliação segundo o requisito PTB-A 23.3 também demonstram uma boa estabilidade da câmara para temperaturas inferiores a 22 °C, conforme avaliação anterior na seção 5.1.4.

Os resultados das avaliações ambientais mostraram uma sensibilidade da câmara às temperaturas ambientes superiores a 22 °C, onde a suspensão das partículas de água no ar, dentro do volume da câmara, trazem como consequência a elevação das correntes de fuga e geram instabilidade ao sistema. Já em temperaturas inferiores, a umidade relativa do ar não influencia de forma significativa as correntes de fuga na câmara de ionização e a estabilidade do sistema.

Os ensaios para avaliação da resposta do sistema de medição, que podem ser efetuados em condições controladas no laboratório, a partir destes resultados, foram todos executados em temperaturas inferiores a 22 °C.

5.2 Resposta em energia do sistema de medição

Nas etapas de desenvolvimento do presente projeto, conforme abordado na seção 4.1, a resposta em energia da câmara de ionização foi avaliada individualmente, já que o eletrômetro desenvolvido não estava disponível naquele momento. Uma reavaliação do sistema de medição como um todo foi efetuada nos laboratórios da STEEE e STDTS no IEE-USP, em feixes pulsados na STEEE e em feixes contínuos na STDTS. Esta avaliação foi efetuada nas mesmas configurações utilizadas para as simulações no MCNP-4C apresentadas na seção 4.1.5, com a câmara de ionização posicionada a um metro do ponto focal do conjunto-emissor de radiação X.

As qualidades utilizadas na STEEE e STDTS foram as qualidades da ISO 4037-1 ^[75] para feixes estreitos (*Narrow*). Na STEEE estavam disponíveis as qualidades N30 a N120, para tensões do tubo de raios X de 30 kV a 120 kV, respectivamente ^[76], devido a problemas técnicos no gerador de alta tensão para tensões superiores a 125 kV. Na STDTS estavam disponíveis as qualidades N40 a N150, para tensões do tubo de raios X de 40 kV a 150 kV, respectivamente ^[97].

Os equipamentos e instrumentos utilizados na configuração de ensaios na STEEE foram os mesmos já mencionados na seção 4.1.4, onde os valores de kerma no ar de referência foram medidos com uma câmara de ionização 10x5-180 e um eletrômetro 9095 da Radcal Corporation. Na STEEE os feixes eram pulsados, provenientes de um gerador de raios X diagnóstico VMI Pulsar Plus, com tubo VARIAN 150 kV.

A diferença nos feixes da STEEE utilizados nesta etapa do trabalho foi a redução significativa dos valores de kerma no ar de referência, obtidos na menor corrente disponível do gerador de alta tensão (50 mA), já que houve aumento significativo na sensibilidade do sistema de medição desenvolvido. Os novos valores de kerma no ar de referência para as qualidades da ISO 4037-1 ^[75] (*Narrow*) utilizados na STEEE, para tempos de irradiação de 100 ms são apresentados na Tabela 21.

Tabela 21 – Kerma no ar de referência em corrente mínima do tubo de raios X em modo pulsado para feixes ISO 4037-1 padrão estreito (*Narrow*) da STEEE-IEE/USP.

Qualidade	Kerma no ar de referência
STEEE-N30	12,9 μGy
STEEE-N40	12,1 μGy
STEEE-N60	9,37 μGy
STEEE-N80	4,74 μGy
STEEE-N100	2,16 μGy
STEEE-N120	2,26 μGy

A Figura 76 mostra a montagem da câmara C03 utilizada na avaliação final de dependência em energia do sistema no laboratório da STEEE.

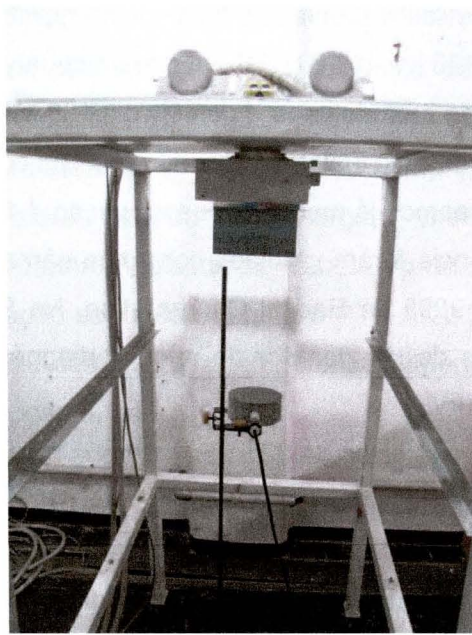


Figura 76. Montagem da câmara de ionização C03 no sistema de referência da STEEE para avaliação da dependência em energia em feixes padrão estreito da ISO 4037-1 ^[75].

Os resultados das medições em feixe pulsado na STEEE são apresentados na Figura 77.

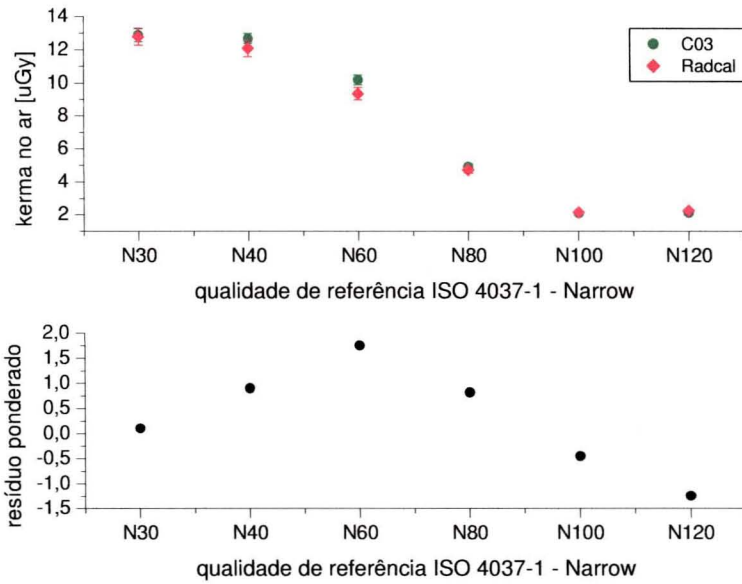


Figura 77. Resultado da resposta em energia do sistema desenvolvido em relação ao sistema de referência da STEEE para feixes padrão estreito da ISO 4037-1 ^[75].

Os dados mostram a concordância dos valores obtidos com o sistema de medição em relação aos feixes de referência, o que é evidenciado pelo resíduo ponderado dentro de dois desvios padrão.

Na STDTS os valores de referência são obtidos também a um metro do ponto focal, como na STEEE, porém é utilizado um gerador de raios X industrial Philips Alemanha MG 325, com unidade de comando MGC40 e tubo de raios X MCN 323. A câmara de referência utilizada foi uma PTW de 30 cm³ TN23361 com eletrômetro PTW UNIDOS modelo T10005.

A Tabela 22 mostra os valores de referência de kerma no ar para as qualidades da ISO 4037-1 ^[75] (*Narrow*) utilizados na STDTS em feixe contínuo.

Tabela 22 – Taxa de kerma no ar de referência em modo contínuo para feixes ISO 4037-1 padrão estreito (*Narrow*) da STDTS-IEE/USP.

Qualidade	Taxa de kerma no ar de referência
STDTS-N40	91,4 mGy/h
STDTS-N60	35,1 mGy/h
STDTS-N80	13,7 mGy/h
STDTS-N100	6,62 mGy/h
STDTS-N120	12,4 mGy/h
STDTS-N150	95,2 mGy/h

A Figura 78 mostra a montagem da câmara C03 utilizada no sistema desenvolvido, na avaliação final de dependência em energia no laboratório da STDTS.

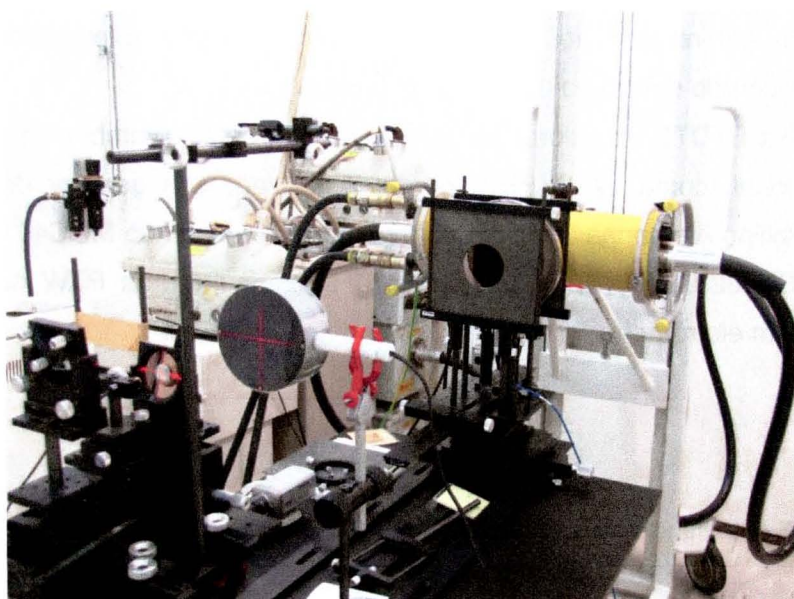


Figura 78. Montagem da câmara de ionização C03 no sistema de referência da STDTS para avaliação da dependência em energia em feixes padrão estreito da ISO 4037-1 ^[75].

Os resultados das medições em feixe contínuo são apresentados na Figura 79.

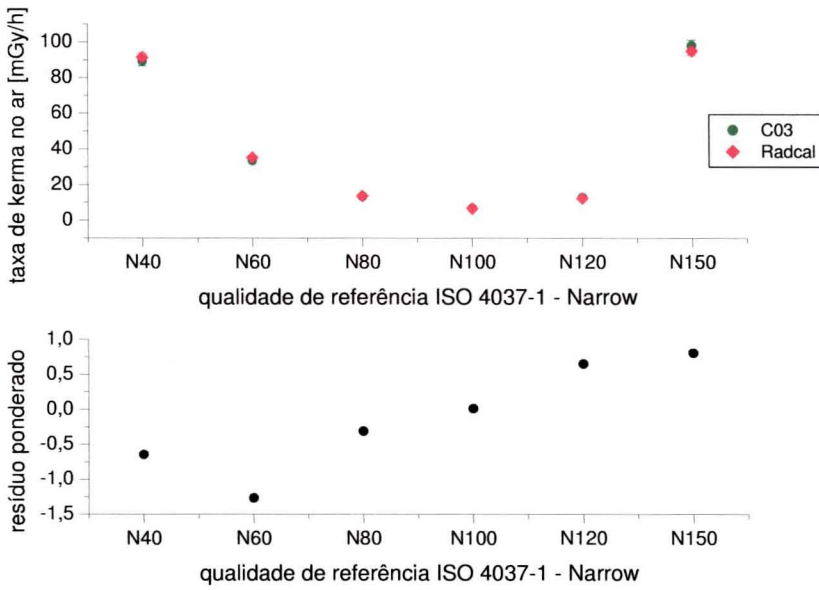


Figura 79. Resultado da resposta em energia do sistema desenvolvido em relação ao sistema de referência da STDTS para feixes padrão estreito da ISO 4037-1 [75].

Para avaliação da dependência em energia em feixe contínuo, a concordância dos valores obtidos com o sistema de medição em relação aos feixes de referência é evidenciada pelo resíduo ponderado dentro de um desvio padrão.

De acordo com o requisito PTB-A 23.3, a variação máxima permitida seria de 40% e segundo a norma IEC 60846-1, a variação deveria estar dentro de - 29% a + 68%. A Figura 80 apresenta os desvios máximos f_{\max} de acordo com os documentos de referência [63,74]. O desvio máximo é definido como:

$$f_{\max} = \frac{A}{A_0} - 1 \tag{22}$$

onde A é o valor de kerma no ar ou taxa de kerma no ar obtido com o instrumento sob ensaio em qualquer condição de variação de parâmetros de desempenho de interesse e A_0 é o valor de referência para a mesma condição [63,74].

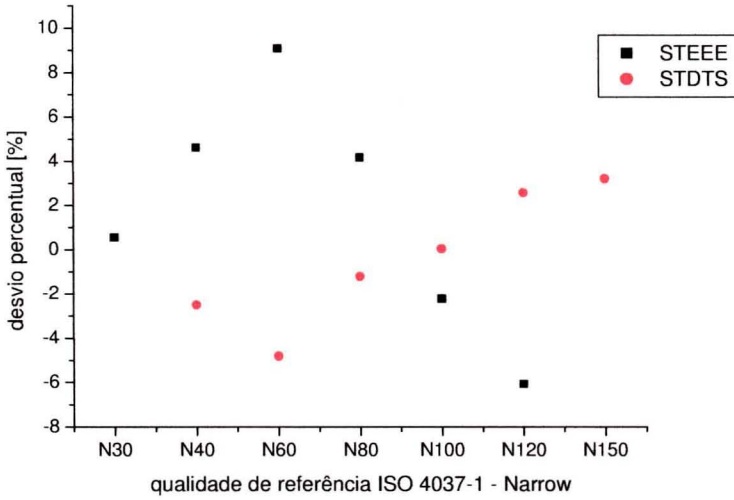


Figura 80. Resultado da resposta em energia do sistema desenvolvido em relação aos sistemas de referência da STEEE e STDTS para feixes padrão estreito da ISO 4037-1 ^[75], de acordo com o requisito PTB-A 23.3 e a norma IEC 60846-1.

Em nenhuma das condições apresentadas os desvios ponderados em relação aos valores de referência foram superiores a 10% em feixe pulsado e 5% em feixe contínuo. É importante ressaltar que os dados obtidos com o sistema na avaliação da dependência em energia, tanto para os feixes pulsados da STEEE quanto para os feixes contínuos da STDTS, não foram submetidos a nenhum fator de calibração.

Durante a avaliação da dependência em energia nos sistemas da STEEE e STDTS, aproveitou-se o arranjo de ensaio e as qualidades disponíveis para a avaliação da dependência angular da câmara de ionização e avaliação prática das perdas por recombinação de carga, utilizando-se o método das duas tensões descrito por Boag ^[98]. Os resultados são apresentados nas seções a seguir.

5.3 Dependência angular da câmara de ionização

Aproveitando-se as mesmas configurações de ensaio dos laboratórios da STEEE e da STDTS no IEE-USP a avaliação da dependência angular da câmara de ionização acoplada ao eletrômetro desenvolvido foi efetuada. Para esta avaliação, o requisito PTB-A 23.3 ^[74] e a norma IEC 60846-1 ^[63] foram utilizados no presente trabalho. A variação angular das normas de referência é

coincidente para este ensaio e deve ser de $\pm 45^\circ$. A Figura 81 ilustra a variação angular nos arranjos da STEEE e STDTS, onde, em ambos os laboratórios, as variações angulares são obtidas com auxílio de um medidor digital de ângulos Bosch / DNM 60L, com resolução de $0,01^\circ$.

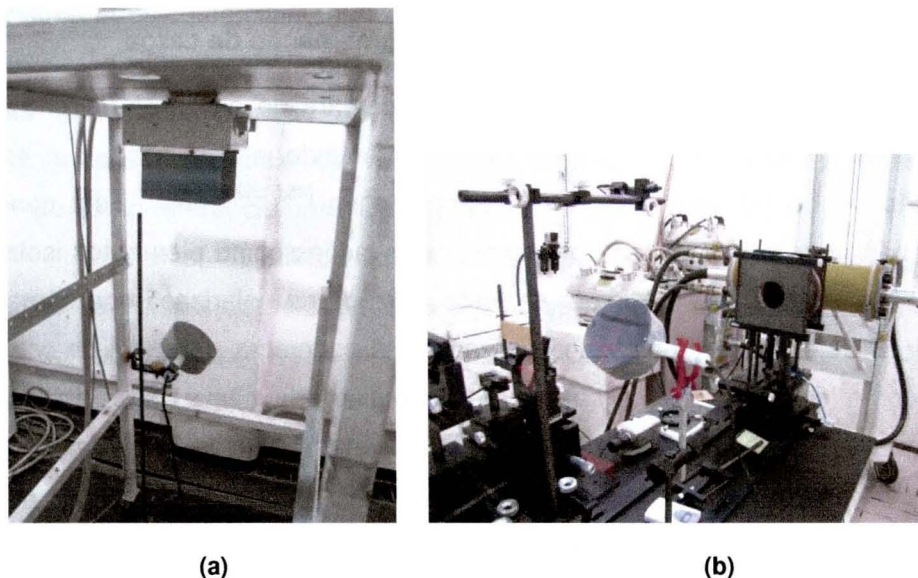


Figura 81. Montagem da câmara de ionização C03 nos sistemas de referência pulsado da STEEE (a) e contínuo da STDTS (b) para avaliação da dependência angular em feixe padrão estreito N80 da ISO 4037-1 [75].

Por conveniência dos setups da STEEE e da STDTS, o feixe de referência utilizado foi o N80 em feixes pulsado e contínuo, respectivamente. Os resultados são apresentados na Tabela 23, provenientes de uma série de 5 medições em cada ângulo de interesse. As variações percentuais foram calculadas em relação ao kerma no ar de referência medido pelo sistema em 0° .

Tabela 23 – Dependência angular da câmara conectada ao sistema de medição para ensaios nos laboratórios da STEEE (feixe pulsado) e STDTS (feixe contínuo) numa qualidade de referência N80 (ISO 4037-1 [75]).

Ângulo de referência	Kerma no ar / taxa de kerma no ar de referência	Variação percentual	
		STEE	STDTS
- 45°	4,94 μGy / 13,5 mGy/h	-3,37%	5,73%
+ 45°	4,94 μGy / 13,5 mGy/h	-2,56%	2,35%

De acordo com o requisito PTB-A 23.3, a variação máxima permitida seria de 40% e segundo a norma IEC 60846-1, a variação deveria estar dentro de

– 29% a + 68%, os mesmos requisitos para a dependência em energia avaliada na seção anterior. Os resultados da dependência angular do sistema de medição apresentaram variação máxima de 5,73%, o que, levando em conta a geometria da câmara de ionização, pode ser considerado totalmente satisfatório.

5.4 Tensão de saturação e perdas por recombinação de carga

A tensão de polarização de uma câmara de cavidade deveria ser a mais alta possível em condições ideais, garantindo a saturação e a correta coleção de cargas produzidas no volume efetivo [35,51,52,55,56,57]. Esta condição ideal não pode ser alcançada por diversas limitações como elementos isolantes, correntes de fuga e estabilidade da fonte utilizada na polarização da câmara. A limitação da tensão de polarização associada à geometria e volume da cavidade traz como consequência a saturação incompleta da câmara de ionização e perdas por recombinação de cargas, classificadas como iniciais (colunares) e gerais (volumétricas), já abordadas na seção 3.5.3 [51,52].

No caso das câmaras utilizadas em radiodiagnóstico, devido às energias de trabalho dos geradores de raios X, as perdas de interesse são as ocasionadas pela recombinação geral, onde alguns métodos práticos podem ser utilizados para sua determinação [57]. Os modelos teóricos e práticos mais comumente utilizados são de Boag [98], onde a avaliação da eficiência de coleção de carga f pode ser determinada na prática utilizando-se duas tensões distintas de polarização da câmara de ionização.

Para feixes contínuos de radiação X a relação extrapolada por Boag para as duas cargas coletadas Q'_1 e Q'_2 pelo método que utiliza duas tensões de polarização $V(Q'_1)$ e $V/2(Q'_2)$ é estabelecida pela equação 23.

$$\frac{Q'_1}{Q} = \frac{4}{3} - \frac{Q'_1}{3 \cdot Q'_2} \quad (23)$$

onde Q é a carga sem as perdas por recombinação geral.

Em feixes pulsados a relação extrapolada por Boag é dada pela equação 24.

$$\frac{Q'_1}{Q} = 2 - \frac{Q'_1}{Q'_2} \quad (24)$$

O método de Boag (1986) permite de forma simplificada, desde que a alteração da tensão de polarização da câmara seja possível, determinar a eficiência de coleção de cargas em uma câmara de ionização. No entanto, esta conveniência de alteração da tensão de polarização nem sempre está presente nos eletrômetros comercialmente disponíveis.

Geleijns *et al* ^[57] propôs um método alternativo para avaliação das perdas por recombinação de cargas em instrumentos utilizados em radiodiagnóstico, por meio da variação da exposição ou taxa de exposição, utilizando como referência uma câmara monitora.

Das *et al* ^[56] utilizou adaptadores especiais para avaliar câmaras de ionização da Radcal Corporation, cujo eletrômetro não possibilita a alteração da tensão de polarização, e são muito utilizadas nas práticas de radioproteção e controle de qualidade, de forma a permitir a avaliação proposta por Boag, comparando os resultados práticos com resultados teóricos, para feixes contínuos e pulsados.

Outro fator importante levantado por Yamamoto *et al* ^[71] e utilizado por Geleijns *et al* em suas avaliações teóricas, foi o tempo de trânsito de íons na câmara de ionização, onde as aproximações às larguras de pulso provenientes dos geradores de raios X podem comprometer os resultados obtidos com a câmara, levando à perdas por recombinação de cargas na cavidade.

Uma constatação importante ressaltada por Geleijns *et al* e Das *et al* é que as perdas por recombinação de cargas passam a ser relevantes com o aumento da exposição ou taxa de exposição ^[56,57].

Para avaliação das perdas por recombinação de carga e eficácia da tensão de saturação, determinada nos cálculos de campo elétrico abordados na seção 4.1.2 e utilizada nos ensaios de caracterização da câmara de ionização apresentados na seção 4.1.4, foi utilizado o método de Boag, já que o sistema desenvolvido permitia a variação da tensão de polarização da câmara de ionização.

5.4.1 Aproximação teórica das perdas por recombinação de carga

A recombinação geral em uma câmara de ionização de placas paralelas para irradiação contínua, segundo Boag, pode ser definida pela relação linear entre $1/f$ e $1/V^2$, estabelecida na equação 25.

$$\frac{1}{f} = 1 + \left(\frac{\alpha}{6ek_1k_2} \right) \cdot d^4 \cdot q \cdot \left(\frac{1}{V^2} \right) \quad (25)$$

onde α é o coeficiente de recombinação, q é a carga coletada, sem a recombinação inicial, por unidade de volume e tempo, e a carga elementar do elétron, k_1 a mobilidade dos íons positivos, k_2 a mobilidade dos íons negativos e d a distância entre os eletrodos. O valor médio do coeficiente $\alpha/6ek_1k_2$ no ar, estimado por Boag, é $(6,73 \pm 0,8) \times 10^{13} \text{ s m}^{-1} \text{ C}^{-1} \text{ V}^2$, variando entre $7,53 \times 10^{13} \text{ s m}^{-1} \text{ C}^{-1} \text{ V}^2$ e $5,93 \times 10^{13} \text{ s m}^{-1} \text{ C}^{-1} \text{ V}^2$ segundo resultados experimentais.

Os valores de f apresentam linearidade com o quadrado da tensão e são considerados válidos somente quando $f > 0,7$.

Para uma tensão de polarização de 300 V os valores nominais de eficiência de coleção de cargas calculados para o protótipo de câmara desenvolvido, em irradiação contínua, f_1 e f_2 , considerando coeficientes $\alpha/6ek_1k_2$ de $7,53 \times 10^{13} \text{ s m}^{-1} \text{ C}^{-1} \text{ V}^2$ e $5,93 \times 10^{13} \text{ s m}^{-1} \text{ C}^{-1} \text{ V}^2$, respectivamente, são apresentados na Figura 82, para cargas variando entre 1×10^{-11} e $1 \times 10^{-7} \text{ C}$.

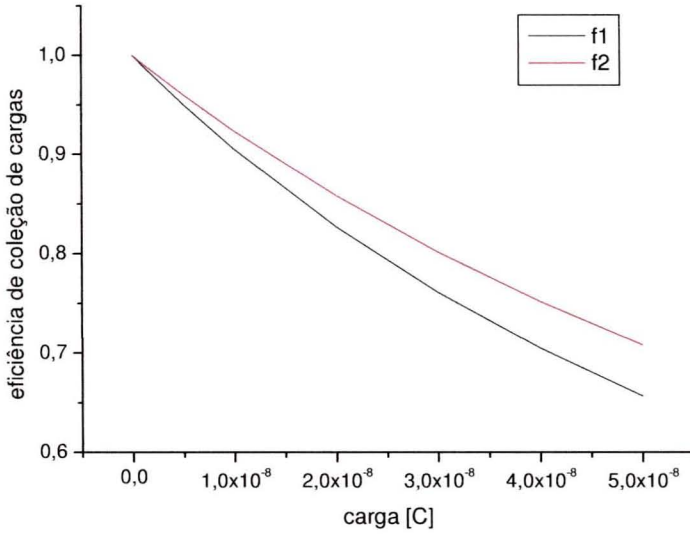


Figura 82. Eficiência de coleção de carga em irradiação contínua para o protótipo de câmara de ionização desenvolvido. $f1$ para $\alpha/6ek_1k_2$ de $7,53 \times 10^{13} \text{ s m}^{-1} \text{ C}^{-1} \text{ V}^2$. $f2$ para $\alpha/6ek_1k_2$ de $5,93 \times 10^{13} \text{ s m}^{-1} \text{ C}^{-1} \text{ V}^2$.

Para irradiação pulsada, em uma câmara de placas paralelas, a relação de Boag pode ser aproximada da equação 26.

$$\frac{1}{f} = 1 + \left(\frac{\mu \cdot r \cdot d^2}{2 \cdot V} \right) \quad (26)$$

onde μ é o coeficiente de recombinação ($\mu = \alpha/e(k_1k_2)$) e r é a carga coletada sem a recombinação inicial, por unidade de volume e por pulso.

De forma análoga a utilizada para avaliação em irradiação contínua, o valor nominal de eficiência de coleção de cargas f foi calculado para o protótipo de câmara desenvolvido, em irradiação pulsada, sendo apresentado na Figura 83 para cargas variando entre 1×10^{-11} e 1×10^{-17} C, cobrindo a faixa de interesse para os ensaios em laboratório.

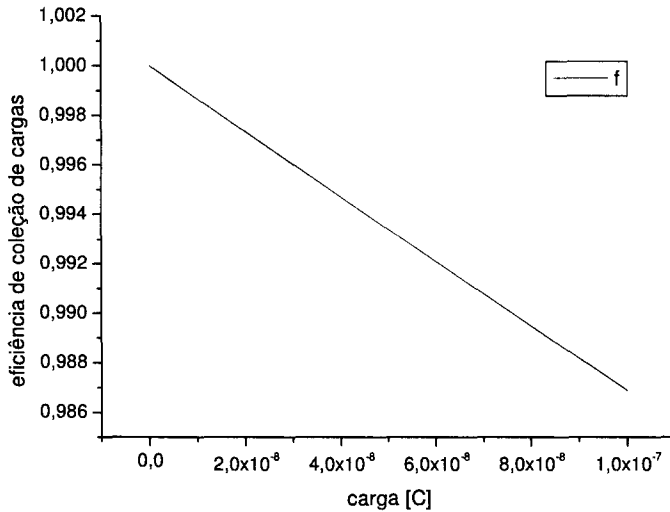


Figura 83. Eficiência de coleção de carga f em irradiação pulsada para o protótipo de câmara de ionização desenvolvido.

5.4.2 Avaliação prática das perdas por recombinação de carga

Durante as medições em laboratório para avaliação da dependência em energia, foram efetuados ensaios adicionais com o intuito de avaliar o sistema de forma mais completa e verificar a compatibilidade com as previsões teóricas. Dentre estes ensaios adicionais, a avaliação prática das perdas por recombinação de carga foi efetuada.

As avaliações das perdas por recombinação geral foram, de forma similar à avaliação teórica, efetuadas em feixe pulsado e em feixe contínuo. Para as avaliações em feixe pulsado utilizou-se o laboratório da STEEE e em feixe contínuo o laboratório da STDTS, aproveitando-se as configurações de ensaio apresentadas na seção 5.2. A metodologia escolhida foi a das duas tensões estabelecido por Boag^[98] por sua simplicidade e pela disponibilidade do ajuste de tensão de polarização da câmara de ionização no sistema.

Para avaliação em função da energia do feixe foram utilizadas as qualidades apresentadas na seção 5.2, com os valores de referência apresentados na Tabela 21 e na Tabela 22, para feixes pulsados e contínuos respectivamente. Na avaliação em função do kerma no ar e taxa de kerma no ar

foi utilizada a qualidade N80 como referência tanto para feixes pulsados quanto para feixes contínuos, com o objetivo de otimizar o procedimento, já que a avaliação das perdas por recombinação geral não é prescrita nas normas de referência internacionais utilizadas como referência no presente trabalho ^[63,74]. As tensões utilizadas para a determinação da eficiência em coleção de carga $f = Q'/Q$ foram de +150 V para $V/2 Q'_2$ e de +300 V para $V Q'_1$, aplicadas às equações 22 e 23.

Os resultados em função da energia, comparados aos cálculos teóricos obtidos pelos métodos descritos na seção 5.4.1, são apresentados na Figura 84 para feixes pulsados e na Figura 85 para feixes contínuos.

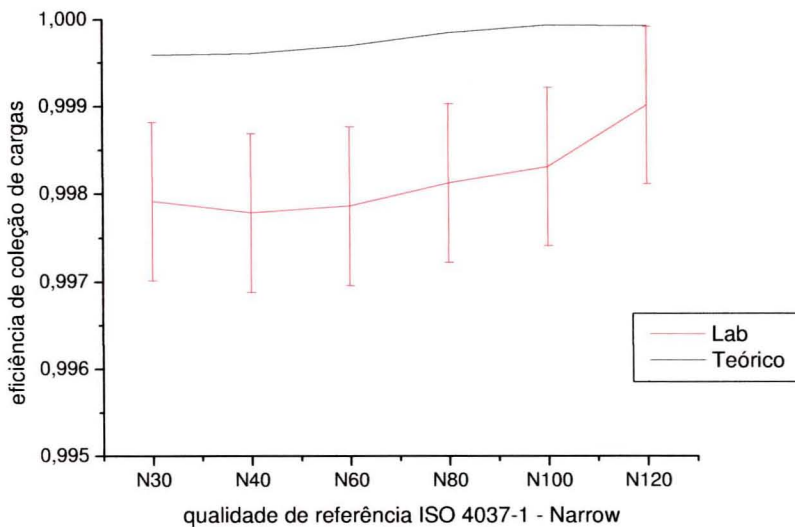


Figura 84. Eficiência de coleção de carga f do sistema desenvolvido em função da energia para irradiação pulsada em feixes com qualidade *Narrow* ISO 4037-1 ^[75], determinada pelo método das duas tensões e por aproximação teórica ^[98].

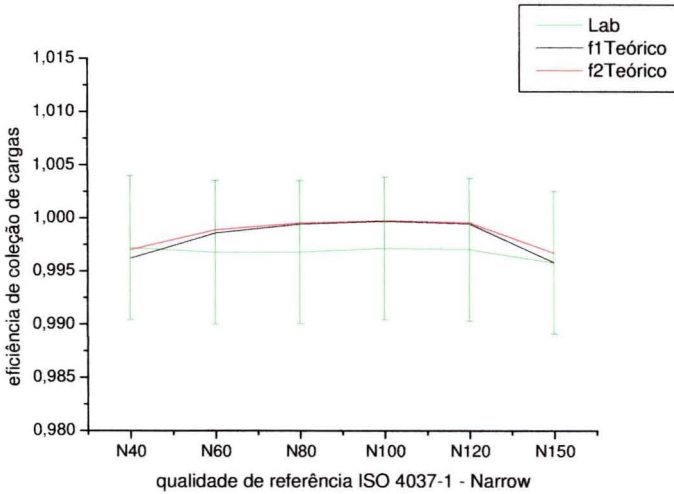


Figura 85. Eficiência de coleção de carga f do sistema desenvolvido em função da energia para irradiação contínua em feixes com qualidade *Narrow* ISO 4037-1 ^[75], determinada pelo método das duas tensões e por aproximação teórica ^[98].

A Figura 86 e a Figura 87 mostram os resultados da eficiência de coleção de carga do sistema desenvolvido em função do kerma no ar para feixes pulsados e em função da taxa de kerma no ar para feixes contínuos, respectivamente, comparados aos dados obtidos pelos métodos descritos na seção 5.4.1.

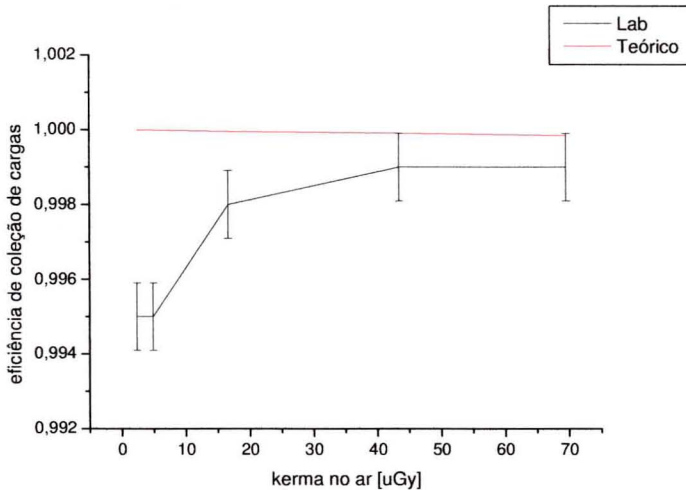


Figura 86. Eficiência de coleção de carga f do sistema desenvolvido em função do kerma no ar para irradiação pulsada em feixe com qualidade N80 ^[75], determinada pelo método das duas tensões e por aproximação teórica ^[98].

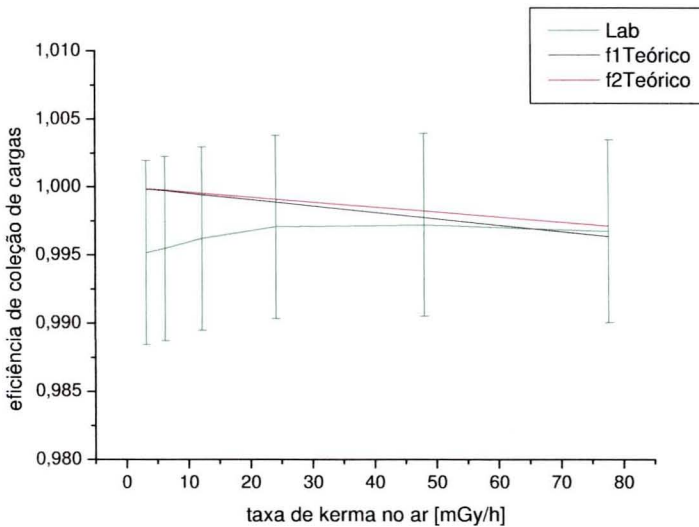


Figura 87. Eficiência de coleção de carga f do sistema desenvolvido em função da taxa de kerma no ar para irradiação contínua em feixe com qualidade N80 ^[75], determinada pelo método das duas tensões e por aproximação teórica ^[98].

Na resposta em energia para os feixes pulsados da STEEE, como é possível verificar na Tabela 21 na seção 5.4.1, o kerma no ar é praticamente decrescente em relação à energia da qualidade de referência. Sendo a eficiência inversamente proporcional ao kerma no ar em feixes pulsados é possível observar na Figura 84 o aumento da eficiência diretamente proporcional ao aumento da energia de referência, tanto nos dados teóricos onde o aumento da eficiência com a energia é mais pronunciado, quanto nos dados experimentais onde este aumento é mais suave. Entretanto, em valores absolutos, as eficiências teórica e prática são divergentes.

Para a resposta em energia nos feixes contínuos da STDTs, com as taxas de kerma no ar de acordo com a Tabela 22 na seção 5.4.1, existe convergência entre dados experimentais e teóricos conforme mostra a Figura 85, considerando as incertezas de medição das cargas que são da ordem de 3%.

Para a dependência em função do kerma no ar em feixes pulsados, conforme apresentado pela Figura 86, novamente a divergência entre dados teóricos e experimentais é mais pronunciada em cargas menores. Para feixes contínuos, a eficiência em função da taxa de kerma no ar também pode ser

considerada equivalente entre dados experimentais e teóricos, conforme os dados apresentados na Figura 87.

As divergências entre os dados experimentais e teóricos em feixes pulsados, tanto para resposta em energia quanto para a resposta em relação ao kerma no ar ou taxa de kerma no ar, são evidentes nas figuras 84 e 86. As diferenças entre a recombinação de carga experimental e teórica estão relacionadas à carga e não à energia do feixe, o que para a faixa de radiodiagnóstico era o esperado [35,98].

Tais divergências entre dados experimentais e teóricos foram constatadas por Geleijns *et al* [57] e Yamamoto *et al* [71], no entanto, a expectativa de convergência de dados teóricos e experimentais em feixes pulsados para cargas mais baixas [56,57,71], onde as perdas por recombinação geral são desprezíveis [35,98], não ocorreu. Este fato pode ser atribuído a uma relação sinal ruído insatisfatória do eletrômetro, o que se pronuncia em cargas mais baixas. Mesmo assim, as perdas por recombinação foram todas inferiores a 0,5%, tanto nos dados experimentais quanto nos teóricos, sendo desnecessária a utilização de fatores de correção para utilização prática, de acordo com os requisitos normativos para este tipo de detector [63,74], já abordados na seção 4.1.8.

5.5 Linearidade e dependência com o kerma no ar e a taxa de kerma no ar do sistema de medição

Complementando a avaliação das perdas por recombinação de cargas, que não é uma avaliação prescrita por normas quando se trata de instrumentação utilizada em radiodiagnóstico [63,73,74], uma avaliação de linearidade e dependência com o kerma no ar em feixes pulsados e com a taxa de kerma no ar em feixes contínuos foi efetuada para verificação complementar do sistema, aproveitando-se novamente as configurações de ensaios apresentadas na seção 5.4.1.

A avaliação foi direcionada aos valores absolutos de kerma no ar ou taxa de kerma no ar, seguindo-se requisitos normativos internacionais para detectores de radioproteção [63,74]. Tanto para o requisito PTB-A 23.3 [74] quanto para a norma IEC 60846-1 [63] as avaliações para o tipo de detector desenvolvido no presente trabalho são efetuadas em termos de equivalente de dose ambiente

$H^*(10)$. Somente na IEC 60846-1 é prescrita a qualidade de referência N80, em conformidade com a norma ISO 4037-1 ^[75], para as avaliações de linearidade e dependência com a dose ou taxa de dose. Esta qualidade de referência foi adotada no presente trabalho.

Os valores de kerma no ar e taxa de kerma no ar, no entanto, foram utilizados de acordo com as configurações disponíveis nos laboratórios da STEEE e STDTS, conforme apresentado na seção 5.4.1, não seguindo as faixas estabelecidas pelas normas utilizadas como referência para os ensaios, que são dadas em equivalente de dose ambiente, já que estes laboratórios não são destinados a este tipo de avaliação propriamente dita. No requisito PTB-A 23.3, a prescrição tanto para dose quanto para a taxa de dose é de quatro ordens de magnitude, estabelecidas em conjunto com o fabricante do instrumento. Já na norma IEC 60846-1, a dose e a taxa de dose devem ser avaliadas em três ordens de grandeza, mas incluindo 100 μSv e 100 $\mu\text{Sv/h}$. No presente trabalho, os valores de referência para avaliação da dependência com o kerma no ar são apresentados na Tabela 24, para o gerador de raios X operando em uma corrente anódica de 50 mA.

Tabela 24 – Kerma no ar de referência em modo pulsado para feixe ISO 4037-1 padrão estreito (*Narrow*) N80 da STEEE-IEE/USP.

Produto corrente tempo em 50 mA	Kerma no ar de referência
2,5 mAs	2,32 μGy
5 mAs	4,74 μGy
16 mAs	15,3 μGy
40 mAs	39,7 μGy
63 mAs	63,1 μGy

Os valores de referência para avaliação da dependência com a taxa de kerma no ar são apresentados na Tabela 25, para diferentes correntes de referência.

Tabela 25 – Taxa de kerma no ar de referência em modo contínuo para feixe ISO 4037-1 padrão estreito (*Narrow*) N80 da STDTS-IEE/USP.

Corrente (mA)	Taxa de kerma no ar de referência
1	3,58 mGy/h
2	6,95 mGy/h
4	13,66 mGy/h
8	26,84 mGy/h
16	53,22 mGy/h
26	85,42 mGy/h

Para correntes superiores a 26 mA o gerador da STDTS apresentou desvio de linearidade identificado pelas medições com o sistema de referência e com uma câmara monitora PTW TN34014.

Os resultados comparativos da resposta em relação ao kerma no ar de referência em feixe pulsado do sistema de medição são apresentados na Figura 88. Para feixe contínuo os resultados da taxa de kerma no ar em função da corrente anódica são apresentados na Figura 89.

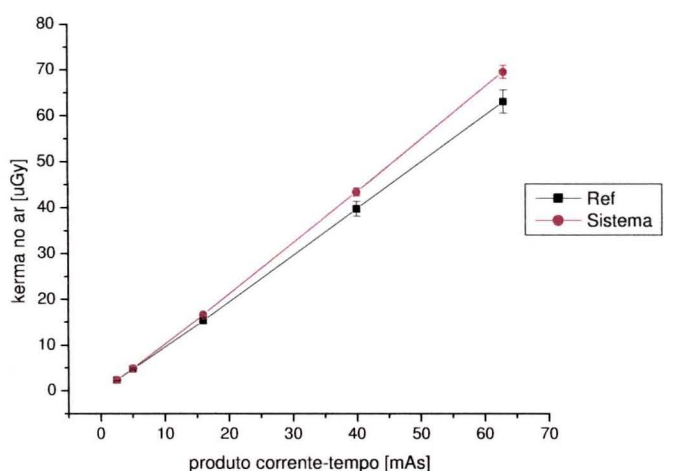


Figura 88. Resposta do kerma no ar no sistema de referência e sistema desenvolvido em função do produto corrente-tempo para irradiação pulsada em feixe com qualidade N80 ^[75].

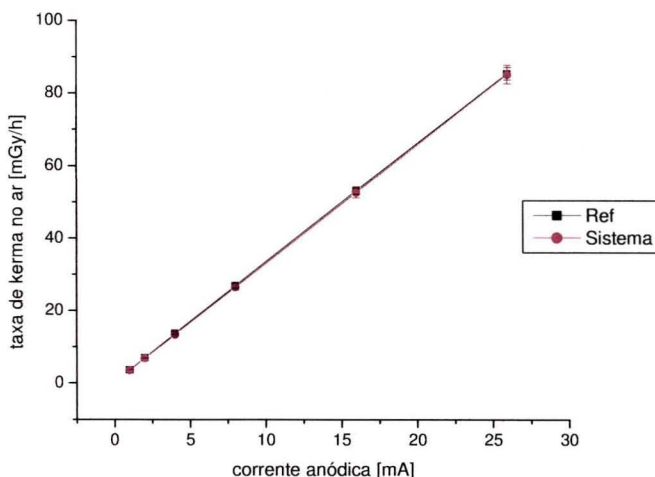


Figura 89. Resposta da taxa de kerma no ar no sistema de referência e sistema desenvolvido em função da corrente anódica para irradiação contínua em feixe com qualidade N80 [75].

A linearidade e a dependência de kerma no ar e taxa de kerma no ar podem ser calculadas com base na equação 27, definida no requisito PTB-A 23.3, para equivalente de dose ambiente, devendo ambas ser inferiores a 10%. O requisito PTB-A 23.3 é mais restritivo que a norma IEC 60846-1 que permite variações entre -15% e +22% para linearidade e entre -12% e +18% para dependência com a dose ou taxa de dose.

$$\frac{A_{MAX} - A_{MIN}}{A_{MAX} + A_{MIN}} \leq 0,1 \quad (27)$$

onde A_{MAX} é o valor máximo da resposta do sistema sob ensaio, e A_{MIN} é o valor mínimo da resposta do sistema sob ensaio, encontradas dentre os valores experimentais. Entende-se por resposta A do sistema a razão entre o valor de kerma no ar ou taxa de kerma no ar obtido no sistema sob ensaio e o valor obtido no sistema de medição de referência para uma mesma condição dos parâmetros de desempenho.

Para o feixe pulsado a linearidade e dependência com o kerma no ar foi de 3,4 %. Em feixe contínuo a linearidade e dependência com a taxa de kerma no ar foi de apenas 0,8 %.

5.6 Resposta em tempo do sistema de medição

Uma caracterização muito importante para avaliação do sistema de medição é o levantamento de seu tempo de resposta ^[46]. A maioria dos fabricantes limita-se a declarar o desempenho de seus sistemas somente quanto às faixas de dose e taxa de dose, e resposta em energia, normalmente referentes a feixes de irradiação contínua, onde uma maior estabilidade, tanto da câmara de ionização quanto do eletrômetro, é alcançada. Entretanto, estas condições não são as mesmas encontradas nos ensaios em laboratório ^[13], ou mesmo na prática de avaliação da proteção radiológica nos procedimentos de controle de qualidade em radiologia diagnóstica ^[49], onde os equipamentos operam em modo pulsado, com janelas de irradiação da ordem de 15 pulsos por segundo ou mais. Além disso, na prática de radiodiagnóstico, a medição da radiação de fuga ocorre em modo intermitente e não contínuo, sob condições de aplicação de carga disponíveis nos equipamentos sob ensaio ^[46].

A avaliação da resposta em tempo do sistema de medição foi efetuada utilizando-se os feixes de referência da STEEE, em conformidade com a norma ISO 4037-1 ^[75], empregados na seção 5.2 para avaliação da resposta em energia da câmara de ionização, variando-se o tempo de irradiação do gerador de raios X disponível no laboratório, entre 50 ms e 1,2 s, com uma corrente fixa de 50 mA.

Os valores de referência para as diferentes qualidades de feixes estreitos, em diferentes tempos de irradiação, foram levantados com base no sistema de referência do laboratório Radcal 9095 com câmara de ionização de referência 10x5-180, que também tinha como conveniência a melhor resposta em energia declarada. Estes valores são apresentados na Tabela 26.

Tabela 26 – Kerma no ar de referência em modo pulsado para feixes ISO 4037-1 padrão estreito (*Narrow*) da STEEE-IEE/USP.

Tempo de irradiação (ms)	Kerma no ar de referência (μGy)					
	N30	N40	N60	N80	N100	N120
50	6,34	5,98	4,60	2,32	1,05	1,13
100	12,8	12,1	9,37	4,47	2,16	2,26
320	42,5	39,7	30,4	15,3	7,04	7,42
800	117,0	106,0	79,5	39,7	18,3	19,4
1250	190,0	171,0	127,0	63,1	28,9	30,8

Adicionalmente, dois sistemas de medição disponíveis na STEEE foram avaliados: sistema de medição PTW composto de uma câmara de ionização TA34055-0 / 300 cm³ acoplada a um eletrômetro UNIDOS E; e sistema de medição Keithley composto de uma câmara 96020C / 150 cm³ acoplada a um eletrômetro 3505A. Os sistemas são ilustrados na Figura 90.

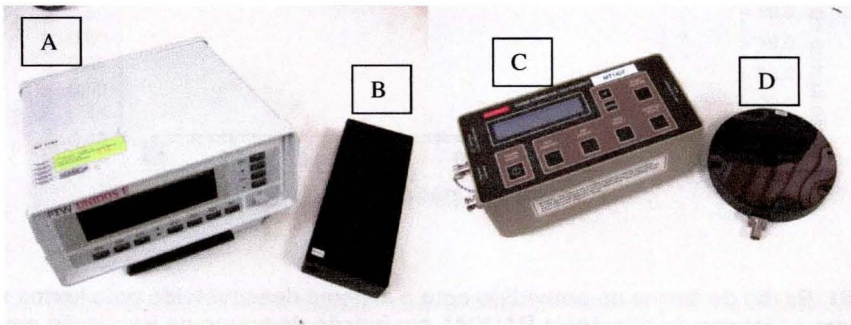


Figura 90. Sistema de medição PTW composto de um eletrômetro (A) UNIDOS E e uma câmara de ionização (B) TA34055-0 / 300 cm³ acoplada a; e sistema de medição Keithley composto de um eletrômetro (C) 3505A uma câmara (D) 96020C / 150 cm³.

Os resultados comparativos da razão do kerma no ar medido pelo kerma no ar de referência em função do tempo de irradiação para as diversas qualidades de feixe estreitos ISO 4037-1, são apresentados nas figuras 92 a 94 para os ensaios com o sistema de medição desenvolvido e ensaios com os sistemas PTW e Keithley.

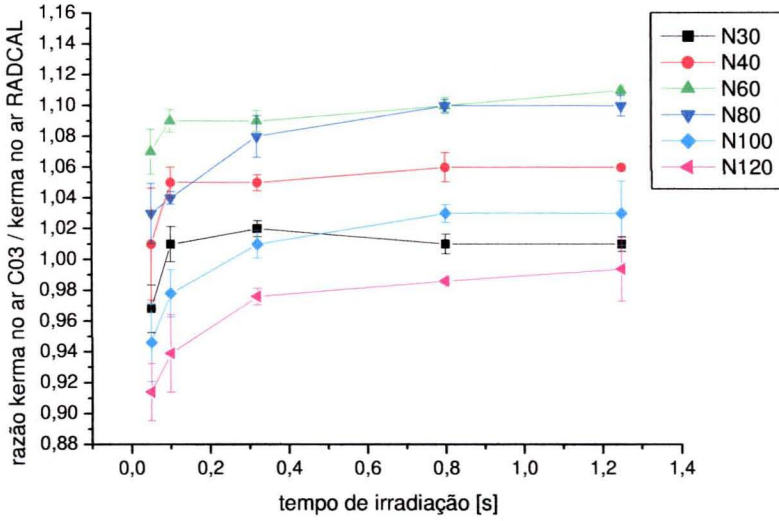


Figura 91. Razão do kerma no ar medido com o sistema desenvolvido pelo kerma no ar medido com o sistema de referência RADCAL em função do tempo de irradiação em feixes com qualidade *Narrow* da ISO 4037-1 [75].

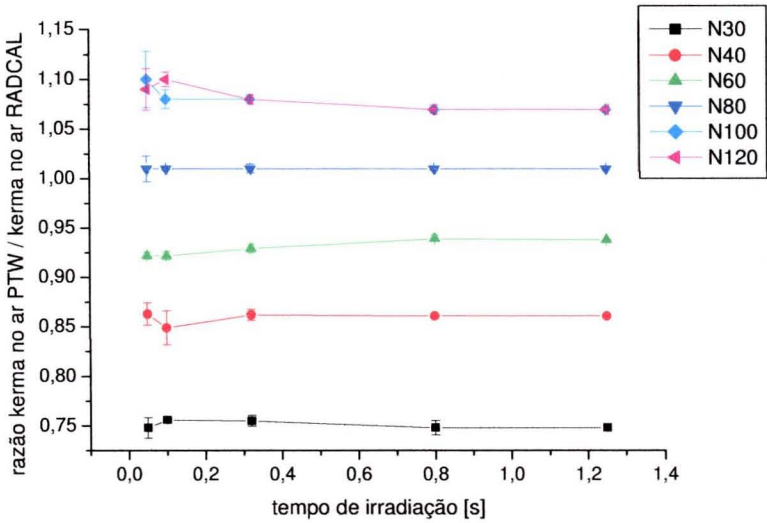


Figura 92. Razão do kerma no ar medido com o sistema PTW pelo kerma no ar medido com o sistema de referência RADCAL em função do tempo de irradiação em feixes com qualidade *Narrow* da ISO 4037-1 [75].

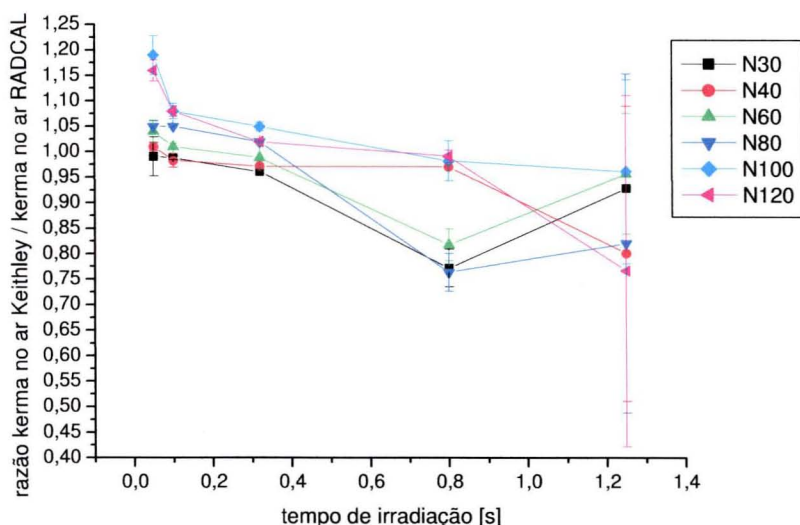


Figura 93. Razão do kerma no ar medido com o sistema Keithley pelo kerma no ar medido com o sistema de referência RADCAL em função do tempo de irradiação em feixes com qualidade *Narrow* da ISO 4037-1 [75].

O sistema PTW, conforme declarado pelo fabricante, e evidenciado na Figura 92, é indicado para utilização em tensões do tubo de raios X a partir de 80 kV. Para tensões inferiores, o comprometimento da resposta em energia é superior a 10%, necessitando de fatores de correção.

Para o sistema Keithley os resultados mostram instabilidades em feixes pulsados, com variações muito grandes em tempos de irradiação maiores, representadas pelas altas incertezas nos dados experimentais, conforme mostrado na Figura 93. Observa-se ainda que não é possível identificar um comportamento sistemático definido, tanto em relação à energia quanto em relação ao tempo de irradiação. Estas instabilidades podem estar relacionadas à taxa de amostragem do sistema eletrônico de conversão de dados analógicos utilizado, que é o mais antigo de todos.

No sistema desenvolvido a resposta em energia apresenta acordo com os valores de referência dentro de $\pm 10\%$, conforme mostram os dados da Figura 91. Entretanto, observa-se que para tempos de irradiação mais curtos, como em 50 ms e 100 ms, o sistema apresenta a tendência de medir valores de kerma no ar inferiores aos medidos para tempos de irradiação mais longos. As variações da resposta com o tempo de irradiação são maiores para as energias mais altas.

As câmaras de ionização Radcal, PTW e Keithley apresentam espessuras aproximadamente iguais, da ordem de 20 mm, 18 mm e 15 mm, respectivamente. O protótipo de câmara desenvolvido apresenta espessura de 50 mm. Isto implica em capacitância mais elevada no protótipo desenvolvido, o que leva a um maior tempo de trânsito dos íons, conforme já abordado na seção 4.1.1. De acordo com Geleijns ^[57], o tempo de trânsito dos íons pode ser determinado teoricamente pela relação estabelecida na equação 15 da seção 4.1.1.

Esta aproximação, considerando a distância entre eletrodo coletor e janelas no protótipo C03, leva a tempos de trânsito entre 11 e 15 ms, para uma tensão de polarização de 300 V. Supondo para as câmaras Radcal, PTW e Keithley, distâncias de 20, 18 e 15 mm e conforme Das ^[56], tensões de polarização de 200 V, 400 V e 250 V, respectivamente, os valores dos tempos de trânsito variariam entre 0,9 e 1,3 ms para a câmara Radcal, entre 3 e 4 ms para a câmara PTW e entre 1,2 e 1,7 ms para a câmara Keithley.

Nos estudos de Geleijns, para níveis constantes de exposição, quanto mais o tempo de irradiação se aproxima do tempo de trânsito dos íons, maior a probabilidade de perdas por recombinação geral de cargas. A Figura 94 ilustra uma aquisição em tempo de irradiação de 50 ms para qualidade N40, onde fica evidente o comportamento capacitivo do protótipo desenvolvido.

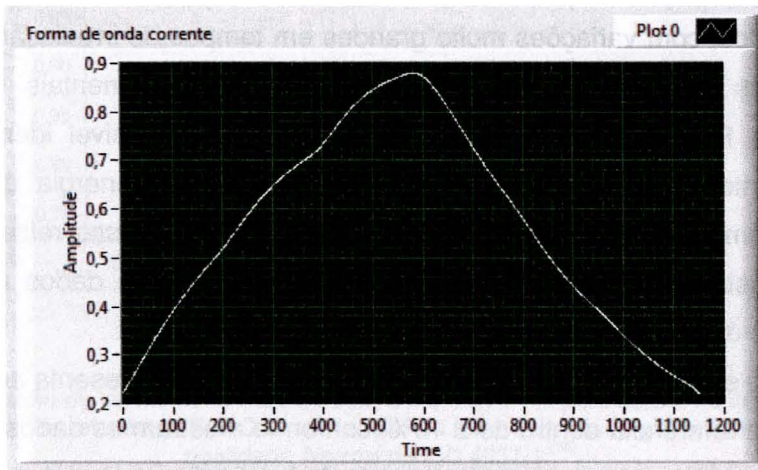


Figura 94. Captura de imagem do painel de controle desenvolvido em plataforma LabVIEW™ para um pulso de irradiação de 50 ms com qualidade *Narrow N40* da ISO 4037-1 ^[75]. A escala de corrente (*Amplitude*) é relativa, representada em escala de mV, com ganho de 5×10^8 V/A. A unidade de tempo (*Time*) não é segundo, mas é relativa às amostras adquiridas.

Para tempos de irradiação superiores, o comportamento capacitivo também é evidente, mas sua influência passa a ser muito menor, como é mostrado na Figura 95, para uma aquisição em tempo de irradiação de 800 ms para qualidade N40.

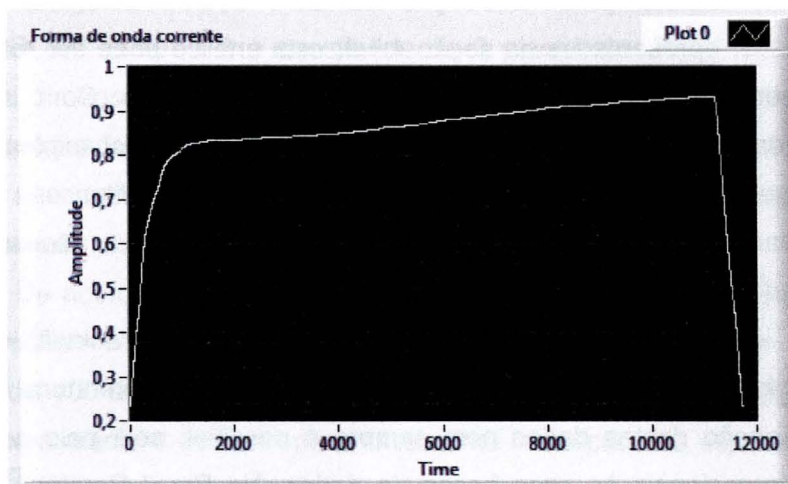


Figura 95. Forma de onda de corrente do painel de controle desenvolvido em plataforma LabVIEW™ para um pulso de irradiação de 800 ms com qualidade *Narrow N40* da ISO 4037-1^[75]. A escala de corrente (*Amplitude*) é relativa, representada em escala de mV, com ganho de 5×10^8 V/A. A unidade de tempo (*Time*) não é segundo, mas é relativa às amostras adquiridas.

Além das características da câmara de ionização, os cabos e a impedância de entrada do circuito amplificador do eletrômetro colaboram com o comportamento apresentado acima, pois o sistema constitui um circuito RC.

Esta avaliação permitiu caracterizar o sistema de medição para utilização em feixes pulsados, o que é extremamente importante na utilização em ensaios laboratoriais^[46].

5.7 Simulação com espectros de radiação espalhada

Anteriormente à avaliação prática final do sistema de medição, foi realizado um estudo da resposta da câmara de ionização submetida à radiação espalhada. Este estudo teve como principal objetivo a análise da resposta do sistema para radiação com espectros semelhantes aos presentes em medições de kerma no ar para levantamento de mapas de isokerma e radiação parasita na zona de ocupação significativa. O estudo foi efetuado por meio de simulações com o modelo definido no MCNP-4C (seção 4.1.9), utilizando como fonte de

radiação espectros de raios X espalhados em objetos simuladores geométricos medidos em laboratório. Uma vez que o código de simulação da resposta da câmara foi validado pela verificação do bom acordo com os resultados experimentais, apresentados na seção 4.1.9, esta análise pode ser realizada de maneira confiável utilizando os resultados das simulações. Com isso, outro propósito das simulações com o Método de Monte Carlo foi explorada neste trabalho, que consiste na análise da resposta de instrumentos em condições diversas daquelas utilizadas na validação do código, sem a necessidade da realização de novos experimentos.

Estudos, medições e simulações de espectros de radiação espalhada em procedimentos intervencionistas são apresentados na literatura [27-32,99,100], mas a obtenção destes dados nem sempre é possível, seja pelo acesso aos autores internacionais às suas bases de dados. No Brasil Pereira [31] efetuou medições de espectros espalhados em objetos simuladores antropomórficos e geométricos. Os espectros medidos por Pereira foram obtidos em um gerador de raios X de utilização industrial, pertencente à STDTS-IEE/USP, detalhado na seção 5.2, num intervalo de tensões do tubo de raios X de 40 kV a 150 kV, adequando-se à faixa utilizada em radiodiagnóstico.

As frações de espalhamento reportadas por Pereira foram comparadas às frações obtidas em condições clínicas que compreendem o uso de mesa de exames, intensificadores de imagens, PDAs, entre outros, para sua validação e disponibilização.

Os objetos simuladores geométricos utilizados por Pereira seguem as recomendações da *American Association of Physicists in Medicine – AAPM*, não correspondendo às prescrições normativas de referência adotadas no presente trabalho. Para simulação de crânio foram utilizadas 6 placas de PMMA de 2,5 cm de espessura com dimensões externas de 30,5 x 30,5 cm, e duas placas de alumínio, uma de 1,0 mm de espessura posicionada entre a primeira e a segunda placa de PMMA e outra, de 2,0 mm de espessura, posicionada entre a quinta e a sexta placa de PMMA. Para simulação de tórax foram utilizadas 4 placas de PMMA de 2,5 cm de espessura com dimensões externas de 30,5 x 30,5 cm, e duas placas de alumínio, uma de 1,0 mm de espessura posicionada entre a primeira e a segunda placa de PMMA e outra, de 2,0 mm de espessura, posicionada entre a terceira e a quarta placa de PMMA. Adicionalmente, Pereira

utilizou um objeto simulador antropomórfico *Alderson RANDO® Therapy Phantom* fabricado pelo *The Phantom Laboratory, USA*.

O objeto simulador descrito nas normas ABNT NBR IEC 60601-2-43 e ABNT NBR IEC 60601-1-3 é constituído de 6 placas de PMMA de 2,5 cm de espessura, dimensões externas de 25 x 25 cm, e densidade de 23,5 g/cm², não sendo especificada sua aplicação para simulação de tórax ou crânio. Este objeto simulador assemelha-se ao utilizado na simulação de crânio utilizada por Pereira (2005), mas não pode ser considerado equivalente.

De acordo ainda com as normas ABNT NBR IEC 60601-2-43 e ABNT NBR IEC 60601-1-3, a área do feixe incidente na superfície do objeto simulador deve ser de 100 cm². Pereira utilizou feixes incidentes com áreas circulares de 104 cm² para crânio e 400 cm² para tórax. Uma ilustração dos espectros obtidos por Pereira, para objeto geométrico simulador de crânio é apresentada na Figura 96, para tensão do tubo de raios X de 100 kV.

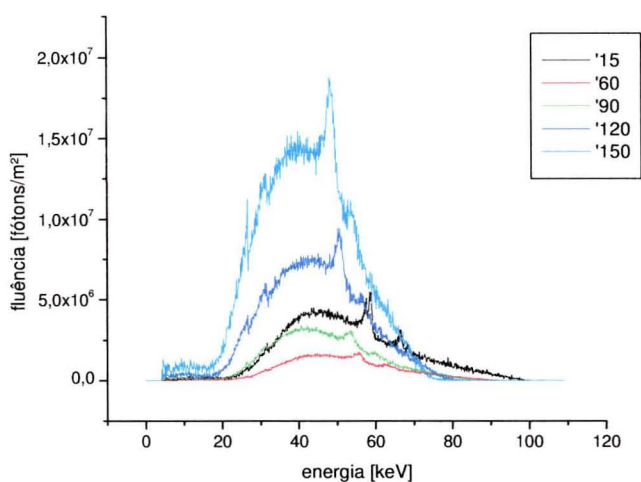


Figura 96. Espectros da radiação espalhada em objeto geométrico simulador de crânio para diferentes ângulos de espalhamento, obtidos por Pereira (2005) [31].

Nestas simulações, de forma análoga à avaliação apresentada na seção 4.1, a razão da carga coletada no volume efetivo da câmara de ionização pelo kerma no ar de referência obtido em uma massa de ar, foi utilizada para avaliação da resposta da câmara aos espectros da radiação espalhada. Os resultados para o objeto geométrico simulador de crânio, que mais se aproxima das condições de ensaios de tipo utilizadas neste trabalho [12,13], são

apresentados na Figura 97, para tensões de 100 kV, 120 kV e 150 kV, em ângulos de espalhamento de 15° a 150°.

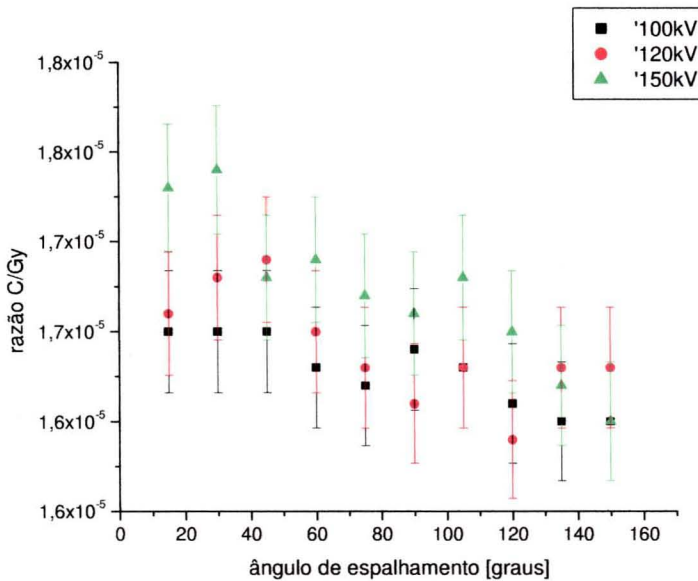


Figura 97. Resultados das razões C/Gy obtidos nas simulações no MCNP-4C para o modelo final de câmara de ionização, com espectros de radiação espalhada em objeto geométrico simulador de crânio para diferentes ângulos de espalhamento e tensões do tubo de raios X.

Considerando o ângulo referencial de 90°, onde normalmente são reportados os mapas de isokerma ^[12], as variações máximas na razão de coleção de cargas pelo kerma no ar de referência ficaram entre -3,25% e +5,19%. Utilizando a razão nominal de $1,73 \times 10^{-5}$ C/Gy, determinada na seção 4.1.8 (Figura 52), as variações máximas ficaram entre -5,29% e +3,44%.

Estes valores foram considerados satisfatórios dentro dos objetivos propostos no presente projeto, e serviram para validação anterior à aplicação prática do sistema, abordada nas próximas seções.

5.8 Aplicação do sistema de medição em ensaios de segurança

A avaliação prática final do sistema de medição foi efetuada por meio do seu emprego nos ensaios de tipo em laboratório na STEEE. Os ensaios onde o sistema foi empregado foram:

- Radiação de fuga em conjuntos-fonte de radiação X
- Radiação residual após blindagem de proteção primária

- Radiação parasita em zona de ocupação significativa
- Mapas de isokerma

Os ensaios foram efetuados juntamente ao sistema de medição de referência Radcal, conforme apresentado na seção 5.6, utilizado na rotina laboratorial, para comparação e validação metrológica. Adicionalmente à comparação com o sistema de referência Radcal, o sistema PTW apresentado na seção 5.6 também foi utilizado em alguns ensaios para avaliação conjunta com o sistema desenvolvido. O sistema Keithley, devido às instabilidades avaliadas na seção 5.6, não foi utilizado.

Para os ensaios de radiação de fuga e radiação residual, as medições foram efetuadas em corpos de prova sob ensaio de tipo na rotina normal dos laboratórios da STEEE. Os nomes dos fabricantes dos equipamentos de raios X e suas partes não foram divulgados neste trabalho por questões de sigilo da STEEE, sendo designados como corpos de prova, com a sigla CP, seguida de uma numeração para orientação (ex.: CP01, corpo de prova número 1).

Para os ensaios de radiação parasita em zona de ocupação significativa e mapa de isokerma, como o objetivo em ambos é a avaliação da radiação espalhada, já validada por meio de simulações com o método de Monte Carlo na seção 5.7, foi feita uma simulação de ensaio no sistema pertencente à STEEE que é utilizado para avaliação de materiais e verificação intermediária de detectores de raios X, o mesmo utilizado na seção 5.2, porém desta vez com qualidades dos feixes RQR da IEC 61267^[42] que representam feixes primários de equipamentos de raios X para diagnóstico.

Para avaliar a equivalência entre as medições do sistema desenvolvido e o sistema de referência, e ainda, avaliar a equivalência de um terceiro sistema (PTW) para validação dos resultados, foi escolhido o erro normalizado, indicador normalmente utilizado em programas de comparação interlaboratorial, para definir equivalência de resultados entre dois ou mais sistemas de medição^[101]. O erro normalizado é definido na equação 28:

$$En = \frac{V_{meas} - V_{ref}}{\sqrt{U_{meas} - U_{ref}}} \leq 1 \quad (28)$$

onde V_{meas} é o valor do mensurando, ou sistema sob avaliação, V_{ref} o valor de referência, U_{meas} a incerteza expandida ^[102] do mensurando e U_{ref} a incerteza expandida do sistema de referência. O erro normalizado é aceitável quando o mesmo é menor ou igual a 1. Entre 1 e 2 o erro normalizado pode indicar compatibilidade dos dados porém uma análise crítica deve ser efetuada caso a caso. Quando maior que 2 o erro normalizado mostra que os dados não são compatíveis. Quando tratamos a incerteza como desvio estatístico das medições somente, o erro normalizado aproxima-se do resíduo ponderado, podendo ser dado em termos de desvios padrão. No presente trabalho, como o sistema em desenvolvimento esta sendo caracterizado, só foram consideradas para o mesmo as incertezas relativas aos desvios padrão em um dado intervalo de medições. Isto foi adotado para os demais sistemas para equivalência dos fatores de abrangência das distribuições de probabilidade.

5.8.1 Ensaio de radiação de fuga em conjuntos-fonte de radiação X

Para validação do sistema em ensaios de radiação de fuga em conjuntos-fonte de radiação X, quatro conjuntos-fonte foram avaliados: dois conjuntos-fonte de raios X utilizados em radiografia convencional, um conjunto-fonte utilizado em procedimentos intervencionistas e um conjunto-fonte utilizado em odontologia.

Nos equipamentos de raios X utilizados em radiografia convencional os ensaios foram efetuados no primeiro protótipo (CP01) com uma tensão de 110 kV, corrente do tubo de raios X de 50 mA e tempo de irradiação de 1 segundo. No segundo protótipo (CP02) os ensaios foram efetuados com uma tensão de 100 kV, corrente anódica de 200 mA e tempo de irradiação de 0,5 s. Para o equipamento utilizado em procedimentos intervencionistas (CP03), operando com feixe contínuo pulsado, com 15 pulsos por segundo, a tensão do tubo de raios X foi de 150 kV e corrente de 160 mA. O equipamento de raios X utilizado em odontologia (CP04) foi ensaiado com uma tensão de 70 kV, corrente de 8 mA e tempo de irradiação de 3 s.

O planejamento dos ensaios de radiação de fuga, seguindo os requisitos normativos já abordados na seção 3.3.1, é apresentado na Figura 98.

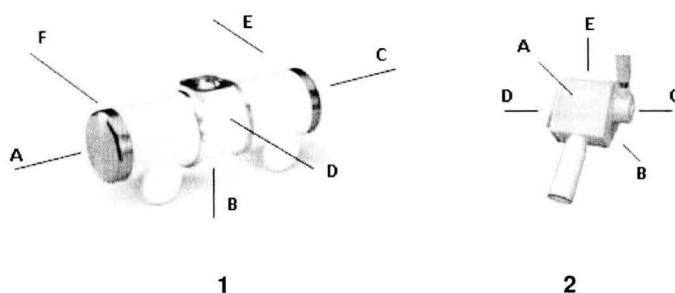


Figura 98. Planejamento de ensaios para conjuntos-emissores convencional e intervencionistas (1) e odontológicos (2). Todos os pontos de medição, de A a E são tomados a 1 metro do ponto focal ^[13].

Os valores comparativos das medições de kerma no ar nos ensaios de radiação de fuga, já normalizados para uma hora, em conformidade com a norma ABNT NBR IEC 60601-1-3 ^[13], são apresentados na Tabela 27 para os 4 conjuntos-fonte avaliados.

Tabela 27 – Dados de ensaios de radiação de fuga efetuados na STEEE-IEE/USP em quatro corpos de prova, para comparação entre o sistema de referência Radcal, sistema PTW e sistema desenvolvido.

Corpo de prova	Kerma no ar em uma hora (μGy)			
		Sistema Radcal	Sistema PTW	Sistema desenvolvido
CP01 110 kV 50 mA 1 s	A	16,2 (8)	16,8 (8)	15,4 (7)
	B	18,4 (8)	18,6 (8)	18,1 (8)
	C	26,2 (11)	26,0 (9)	25,5 (9)
	D	19,3 (7)	18,9 (6)	18,7 (6)
	E	79,0 (35)	79,8 (30)	79,6 (28)
	F	25,5 (18)	25,8 (18)	25,1 (15)
CP02 100 kV 200 mA 0,5 s	A	4,9 (4)	7,1 (3)	3,7 (2)
	B	38,5 (14)	46,2 (17)	40,5 (14)
	C	43,8 (16)	41,6 (14)	42,5 (15)
	D	ND*	ND	ND
	E	ND	ND	ND
	F	ND	ND	ND
CP03 150 kV 160 mA	A	35,8 (17)	NU**	35,1 (16)
	B	61,5 (27)	NU	59,9 (26)
	C	73,6 (35)	NU	71,0 (30)

Corpo de prova	Kerma no ar em uma hora (μGy)			
	Sistema Radcal	Sistema PTW	Sistema desenvolvido	
contínuo	D	126,0 (53)	NU	125,5 (53)
	E	52,2 (23)	NU	50,2 (22)
CP04 70 kV 8 mA 3 s	A	20,5 (15)	NU	20,9 (38)
	B	ND*	NU	ND
	C	17,9 (12)	NU	19,8 (13)
	D	74,4 (35)	NU	77,1 (34)
	E	36,5 (23)	NU	41,2 (20)

*ND é indicativo de valor não detectado pelo sistema de medição

**NU é indicativo de não utilizado no ensaio

Utilizando-se o erro normalizado entre os sistemas de medição, conforme a equação 28, são apresentados os resultados na Tabela 28.

Tabela 28 – Erro normalizado para os ensaios de radiação de fuga efetuados na STEEE-IEE/USP em quatro corpos de prova, considerando o sistema de referência Radcal.

Corpo de prova	Erro normalizado E_n		
	Sistema PTW	Sistema desenvolvido	
CP01 110 kV 50 mA 1 s	A	0,53	-0,75
	B	0,18	-0,27
	C	-0,14	-0,49
	D	-0,43	-0,65
	E	0,17	0,13
	F	0,12	-0,17
CP02 100 kV 200 mA 0,5 s	A	4,40	-2,68
	B	3,50	1,01
	C	-1,03	-0,59
	D	ND	ND
	E	ND	ND
	F	ND	ND
CP03 150 kV 160 mA contínuo	A	NU**	-0,30
	B	NU	-0,43
	C	NU	-0,56
	D	NU	-0,07
	E	NU	-0,63

Corpo de prova	Erro normalizado E_n		
	Sistema PTW	Sistema desenvolvido	
CP04 70 kV 8 mA 3 s	A	NU	0,10
	B	NU	ND
	C	NU	1,07
	D	NU	0,55
	E	NU	1,54

*ND é indicativo de valor não detectado pelo sistema de medição

**NU é indicativo de não utilizado no ensaio

Analisando os dados da Tabela 28, excetuando-se a condição A do CP02, pode-se considerar os dois sistemas como equivalentes ao sistema de referência Radcal nas medições em um conjunto-fonte de radiação X utilizado em radiografia convencional.

Para os ensaios no CP03, em regime de irradiação contínua pulsada, com 15 pulsos por segundo, os valores medidos com o sistema desenvolvido são bastante satisfatórios quando comparados ao sistema de referência Radcal. Já no conjunto-fonte utilizado em odontologia, CP04, ocorrem dois desvios nas condições de ensaio C e E.

Um fator muito importante a ser considerado sob estes resultados é que as normas técnicas estabelecem limites máximos para estes ensaios, no entanto, nenhuma tolerância sobre os mesmos é apontada.

Os resultados das medições de radiação de fuga em conjuntos-fonte de radiação X foram considerados satisfatórios para o sistema como um todo, mesmo com desvios muito pontuais, já que muitas outras fontes de incerteza podem estar envolvidas num ensaio.

5.8.2 Ensaios de radiação residual após blindagem de proteção primária

O ensaio de radiação residual ocorre com pouca frequência nos laboratórios da STEEE, no entanto, algumas avaliações foram possíveis em duas amostras bem distintas de equipamentos: um equipamento de raios X para procedimento intervencionista (CP05) e um equipamento de raios X para mamografia (CP06).

Para facilitar a comparação, o mapeamento da região com maior intensidade de kerma no ar, a 10 cm da parede externa da barreira de proteção

no equipamento de raios X intervencionista e a 5 cm no equipamento de raios X para mamografia, foi efetuado com o sistema de medição de referência Radcal (os detalhes das prescrições do ensaio foram apresentados na seção 3.3.3). As medições com o sistema desenvolvido foram efetuadas somente em pontos de interesse com maior intensidade em cada equipamento. No equipamento de raios X intervencionista, as três aberturas de campo disponíveis foram avaliadas.

Como no momento em que as medições foram efetuadas no equipamento de raios X intervencionista o sistema PTW não estava disponível, e nos ensaios no equipamento de raios X para mamografia este sistema não é recomendado devido a sua resposta em energia, o mesmo não foi utilizado nos ensaios abordados nesta seção.

Os resultados para o equipamento intervencionista, operado em modo contínuo pulsado (30 pulsos por segundo) são apresentados na Tabela 29.

Tabela 29 – Medições da radiação residual para os ensaios efetuados na STEEE-IEE/USP em equipamento de raios X utilizado em procedimentos intervencionistas, com o sistema de referência Radcal e o sistema desenvolvido.

Corpo de prova	Campo	Kerma no ar em uma hora (μGy)	
		Sistema Radcal	Sistema desenvolvido
CP05	12"	146,0 (40)	145,0 (39)
110 kV	9"	82,7 (22)	79,8 (22)
2,9 mA			
contínuo	6"	75,8 (20)	75,3 (23)

Os erros normalizados do sistema desenvolvido em relação ao sistema de referência Radcal, foram de -0,18 para o campo de 12", -0,93 para o campo de 9" e de -0,16 para o campo de 6". Estes valores foram considerados satisfatórios para o sistema nesta modalidade.

Para os ensaios de radiação residual após barreira de proteção em equipamento de mamografia, com medições sob uma única irradiação, os primeiros resultados são apresentados na Tabela 30.

Tabela 30 – Medições da radiação residual para os ensaios efetuados na STEEE-IEE/USP em equipamento de raios X para mamografia, com o sistema de referência Radcal e o sistema desenvolvido.

Corpo de prova	Kerma no ar em uma irradiação (μGy)	
	Sistema Radcal	Sistema desenvolvido
CP06		
40 kV		
36 mA	1770,0 (740)	925,2 (365)
5,6 s		

Neste caso tornou-se evidente a incompatibilidade dos resultados, não sendo necessário calcular o erro normalizado. Após este resultado foram efetuadas várias medições sucessivas no intuito de detectar algum desvio no sistema desenvolvido, alterando-se a tensão de saturação da câmara de ionização e o posicionamento da mesma (mudança da janela de entrada), mas os resultados foram sempre equivalentes.

Como os valores apresentados pelo sistema de referência Radcal indicavam um limiar de não-conformidade do equipamento sob ensaio, o mesmo foi investigado. De acordo com Rodrigues ^[103], irradiações em feixes abertos requerem cuidados especiais sobre o posicionamento da câmara de ionização, seu circuito eletrônico e seu cabo de alimentação e coleção de cargas. Como os ensaios de medição da radiação residual não permitem a colimação do feixe, de forma que o mesmo cubra somente o volume sensível da câmara de ionização, o cabo da mesma foi coberto por lâminas de chumbo, de forma a evitar desvios relacionados à irradiação do mesmo.

Após as ações corretivas no procedimento de ensaio, novas medições foram efetuadas utilizando o sistema de medição Radcal e o sistema desenvolvido. Os novos resultados são apresentados na Tabela 31.

Tabela 31 – Segunda série de medições da radiação residual para os ensaios efetuados na STEEE-IEE/USP em equipamento de raios X para mamografia, com o sistema de referência Radcal e o sistema desenvolvido.

Corpo de prova	Kerma no ar em uma irradiação (μGy)	
	Sistema Radcal	Sistema desenvolvido
CP06		
40 kV		
36 mA	930,0 (340)	925,2 (365)
5,6 s		

O erro normalizado para esta condição foi de -0,10, o que mostra equivalência entre o sistema desenvolvido e o sistema de referência Radcal. A diferença expressiva nos resultados no sistema de referência evidenciou problemas nos procedimentos de ensaio, alta suscetibilidade do sistema Radcal em baixas energias, e boa resposta e robustez do sistema desenvolvido, que não apresentou suscetibilidade à irradiação de seus cabos durante os ensaios.

5.8.3 Ensaios de radiação espalhada

Os ensaios de radiação espalhada envolvem dois requisitos normativos principais que estão englobados nos objetivos do presente trabalho: medição da radiação parasita na zona de ocupação significativa designada e medição de kerma no ar para avaliação dos mapas de isokerma.

Estes ensaios são bastante demorados e requerem condições especiais de montagem do equipamento de raios X no laboratório de ensaio. Como no momento da avaliação prática das medições de radiação espalhada não havia equipamentos sob ensaio em condições adequadas no laboratório, foram simuladas condições de ensaio utilizando-se o mesmo sistema apresentado na seção 5.2. Para adequação da qualidade de radiação do feixe principal a equipamentos de uso clínico, qualidades RQR da IEC 61267 ^[42] foram utilizadas, conforme procedimento estabelecido por Batalim ^[76].

A montagem apresentada na Figura 99 foi efetuada utilizando-se 6 placas de PMMA de 2,5 cm de espessura, dimensões externas de 25 x 25 cm, e densidade de 23,5 g/cm², com área do feixe entrando sobre a superfície do objeto simulador de 100cm² (distância de 1 metro entre ponto focal e entrada do objeto

simulador) ^[12,13]. O objeto simulador foi apoiado sobre uma mesa com tampo a 90 cm do chão. A câmara de ionização é posicionada em uma haste, a 45 cm do centro dos objetos simuladores ^[12], podendo ser deslocada para que as medições possam ser efetuadas em diferentes alturas em relação ao piso.

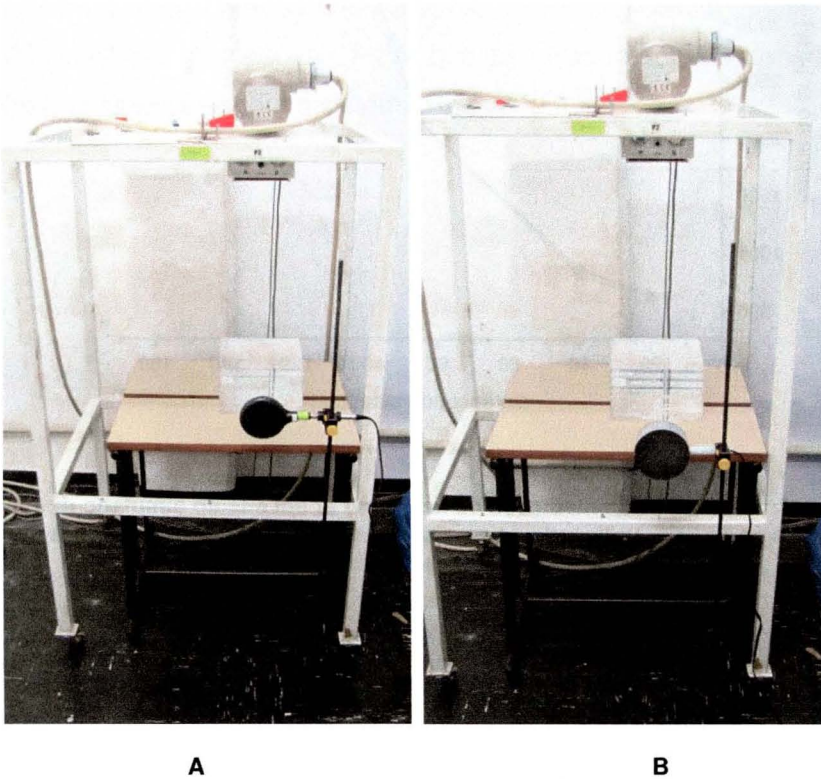


Figura 99. Simulação de ensaio de radiação espalhada no sistema STEEE com câmara de ionização de 180 cm³ (A) pertencente ao sistema de medição de referência Radcal e câmara de ionização C03 (B) pertencente ao sistema desenvolvido.

Esta montagem permitiu a medição do kerma no ar da radiação espalhada para uma qualidade de feixe RQR 8 (tensão de 100 kV) ^[42], com corrente do gerador de raios X ajustada em 5 mA para irradiação contínua pulsada (15 pulsos por segundo). O sistema PTW também foi utilizado nestes ensaios para avaliação conjunta com o sistema desenvolvido.

Os resultados são apresentados na Figura 100 para os sistemas de medição utilizados para diferentes alturas em relação ao piso.

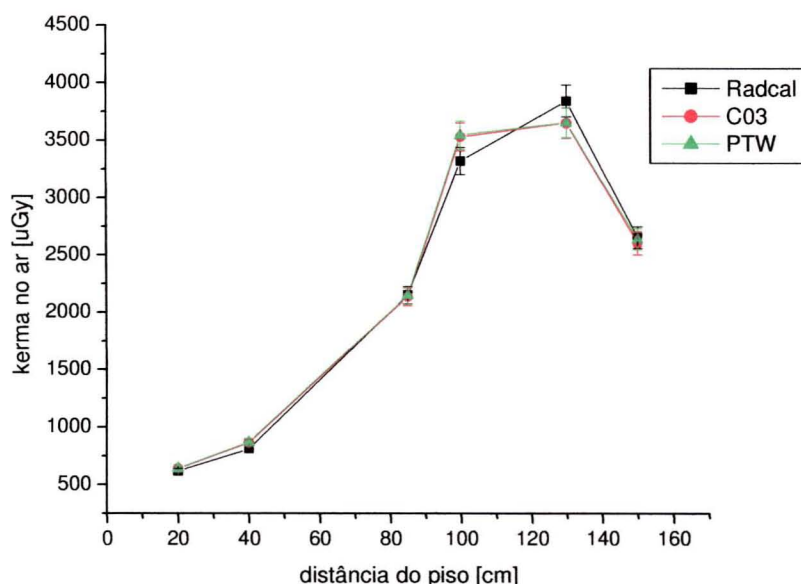


Figura 100. Resultado das medições de kerma no ar em ensaio simulado de radiação espalhada na STEEE, utilizando-se os sistemas de medição Radcal, PTW e sistema desenvolvido.

Os erros normalizados para as medições de kerma no ar da radiação espalhada em diferentes alturas em relação ao piso são apresentados na Tabela 32.

Tabela 32 – Erro normalizado para os ensaios de radiação espalhada simuladas na STEEE-IEE/USP, considerando o sistema de referência Radcal.

Distância do piso (cm)	Erro normalizado E_n	
	Sistema PTW	Sistema desenvolvido
20	0,74	0,68
40	1,47	1,30
85	-0,03	-0,13
100	1,32	1,24
130	-1,02	-1,01
150	-0,11	-0,35

Os resultados pelo erro normalizado não foram equivalentes em duas faixas principais, a 40 cm do piso e a 100 cm do piso, considerando os valores compatíveis a 130 cm. Mesmo com estes desvios, pouco superiores a 1, os resultados foram considerados satisfatórios, além da concordância entre o sistema desenvolvido e o sistema PTW que pode apontar para considerações futuras sobre as medições com o sistema Radcal.

6 DISCUSSÃO

O projeto do sistema de medição proposto no presente trabalho foi definido inicialmente com quatro etapas para desenvolvimento da câmara de ionização e cinco etapas para desenvolvimento do eletrômetro. Após o desenvolvimento do primeiro protótipo de câmara de ionização, a metodologia definida nas seções 4.1.1, 4.1.4 e 4.1.5 resultou em um procedimento composto de cinco etapas abordadas na seção 4.1.7, onde a definição de geometria, cálculos de campos elétricos, desenvolvimento de protótipos com medições para caracterização em laboratório e simulações computacionais com o Método de Monte Carlo foram necessárias para se cumprir com os objetivos propostos. Para o eletrômetro, as cinco etapas propostas inicialmente foram seguidas e utilizadas até o final do projeto.

A definição da geometria foi fundamentada na necessidade primária de uma câmara de ionização com volume efetivo de 500 cm^3 não disponível comercialmente e essencial para o atendimento aos requisitos normativos estabelecidos para os ensaios de proteção radiológica abordados no presente trabalho. A escolha do modelo de câmara de placas paralelas visando a facilidade no processo de construção do protótipo apresentou resultados satisfatórios quanto ao custo e robustez da câmara, porém, problemas relacionados principalmente à uniformidade do campo elétrico, que depende, entre outros fatores, da geometria do detector, foram evidenciados durante as etapas de desenvolvimento, contribuindo principalmente com o aumento das correntes de fuga. Perdas por recombinação de carga também foram evidenciadas, mas sua contribuição não foi considerada relevante.

A utilização de cálculos de campos elétricos para a câmara de ionização com auxílio da ferramenta MAXWELL 2D™ foi determinante na definição da geometria modelada nas simulações com o Método de Monte Carlo. Os campos elétricos calculados contribuíram ainda com estimativas bastante realistas do volume efetivo da câmara de ionização, com a designação de zonas mortas que também serviram de base para o projeto e construção dos protótipos gerados neste trabalho.

As simulações computacionais com o código de Monte Carlo MCNP-4C foram essenciais no desenvolvimento deste projeto, delineando ações corretivas que dificilmente seriam tomadas sem a intervenção deste recurso. A detecção de influências na resposta em energia da câmara de ionização, produzidas por camadas condutivas de poucos micrômetros de tinta grafite, não teria sido levada em conta e poderia acarretar mudanças significativas com ações corretivas de longo prazo para que os objetivos traçados fossem alcançados. O Método de Monte Carlo foi incorporado às diversas etapas de desenvolvimento, incluindo simulações pós-projeto, o que auxiliou na validação da câmara de ionização para utilização nos procedimentos de rotina de ensaios de medição de kerma no ar proveniente da radiação espalhada, reduzindo ainda a carga de trabalho laboratorial.

Durante o desenvolvimento do eletrômetro, as etapas mais importantes foram o projeto do circuito amplificador de entrada, sua integração com o sistema de aquisição de dados C-RIO e a definição da metodologia de calibração do sistema integrado. Com a disponibilidade de instrumentação laboratorial da STEEE para caracterização eletrônica do eletrômetro, os objetivos relacionados à resolução em corrente foram alcançados e a linearidade do ganho do circuito amplificador integrado ao sistema de aquisição de dados pode ser avaliada com resultados satisfatórios.

Dois ganhos do sistema de aquisição composto de amplificador de transimpedância e conversor A/D foram avaliados, $2,1 \times 10^9$ A/V e $5,0 \times 10^8$ A/V, sendo este último o escolhido por apresentar melhor estabilidade e relação sinal-ruído.

A utilização da plataforma LabVIEW™, já empregada na rotina laboratorial de ensaios e desenvolvimentos da STEEE [20-Erro! Indicador não definido.], foi uma das conveniências deste projeto, porém a implementação efetiva das correções automáticas de temperatura e pressão atmosférica apresentadas na seção 4.2.4 não foram efetuadas até o momento no sistema integrado, requerendo novas placas de circuito impresso e novo gabinete para sua montagem e testes.

A fonte de polarização da câmara de ionização, integrada ao circuito do eletrômetro, apresentou eficiência satisfatória e versatilidade para avaliações

de parâmetros de desempenho como a tensão de saturação e recombinação geral de cargas, conforme apresentado na seção 5.4.

Nas avaliações do primeiro protótipo modificado em feixes padronizados, apresentadas na seção 4.1.6, desvios na resposta em energia de até 6,2% foram verificados considerando os resultados de simulações e medições em laboratório. No segundo protótipo apresentado na seção 4.1.7, estes desvios ficaram dentro de 4,74%, atingindo as metas propostas nos objetivos do projeto. Na avaliação laboratorial do sistema de medição câmara-eletrômetro apresentado na seção 5.2, onde um número maior de qualidades de feixe estreito (*Narrow*) ISO 4037 ^[75] foi utilizado, os desvios ficaram dentro de $\pm 5\%$ para irradiações contínuas e $\pm 10\%$ para irradiações pulsadas. Desvios de até $\pm 10\%$ foram evidenciados na resposta em tempo do sistema de medição, apresentados na seção 5.6.

Os valores apresentados em feixes de irradiação pulsada, tanto da resposta em energia quanto da resposta em tempo, mesmo não estando em conformidade com os requisitos de projeto, foram considerados bons já que atendem os requisitos normativos para instrumentação utilizada em radioproteção na faixa de energia de radiodiagnóstico ^[63,74]. Outro fator relevante e que exige um estudo mais detalhado sobre o emprego de outros padrões de referência nas condições de irradiação pulsada, foi o desvio apresentado por outros instrumentos utilizados na prática laboratorial. Contudo, as avaliações práticas mostram a viabilidade do sistema, a necessidade de emprego de fatores de calibração e a revisão dos sistemas de referência atualmente empregados nos ensaios laboratoriais da STEEE.

Devido à geometria da câmara de ionização, com paredes que possuem espessura muito superior às janelas de entrada, um dos problemas previstos no início do projeto estava relacionado à dependência angular da mesma. Entretanto, os resultados para a dependência angular apresentados na seção 5.3, com variação máxima de 5,73%, foram satisfatórios.

Outro fator relevante é a influência do tempo de resposta da câmara de ionização nos ensaios com feixes de irradiação contínua pulsada. Estes feixes, utilizados pelos geradores de alta tensão dos equipamentos de raios X mais modernos, na prática de radiologia intervencionista, com o objetivo principal da redução da dose absorvida pelo paciente e recebida pelos médicos

intervencionistas [1,23], podem produzir resultados não confiáveis nos sistemas de medição. Um exemplo apresentado na Figura 101, mostra os sinais capturados pelo sistema de medição durante a avaliação prática nos ensaios de medição da taxa de kerma no ar em radiação espalhada num feixe contínuo pulsado (15 pulsos por segundo).

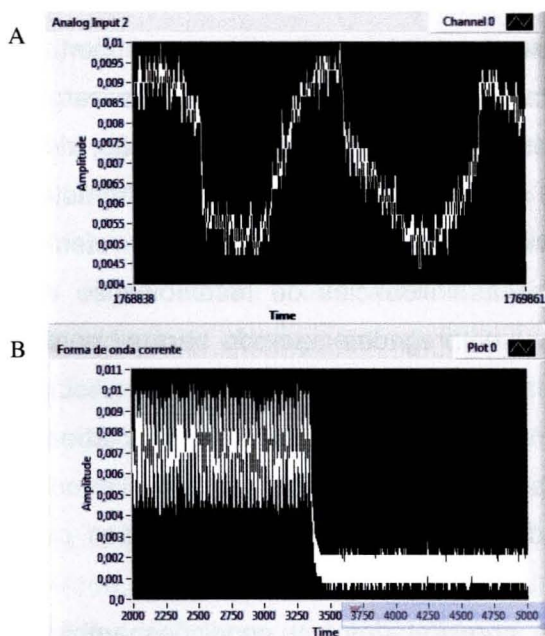


Figura 101. Sinais de corrente das medições de kerma no ar em ensaio simulado de radiação espalhada na STEEE, utilizando-se o sistema desenvolvido. A – Detalhe do sinal de corrente; B – Sinal de corrente capturado pelo sistema desenvolvido. A escala de amplitude de tensão refere-se à entrada do conversor A/D com ganho de 5×10^8 V/A. A unidade de tempo (Time) não é segundo, mas é relativa às amostras adquiridas.

Observa-se no primeiro gráfico (A) o comportamento de sinal de corrente pulsada em detalhe, e no segundo gráfico (B), o platô formado pelo sinal de corrente proveniente da câmara de ionização. Este comportamento tem como principal origem a capacitância da câmara de ionização associada à impedância de entrada do eletrômetro, impedindo a descarga completa da mesma nos intervalos entre os pulsos de irradiação.

A avaliação do comportamento das correntes coletadas pelo eletrômetro em feixes de irradiação contínua pulsada só pôde ser efetuada no sistema desenvolvido, pois os demais sistemas de medição não possuem interface gráfica para exibição de sinais. Entretanto, baseado nos resultados experimentais na seção 5.8.3, que mostram equivalência entre os sistemas

apresentados, pode-se considerar o mesmo comportamento capacitivo nos demais sistemas. Estes resultados revelam a necessidade de um estudo mais aprofundado dos sistemas utilizados nas rotinas de ensaios em condições de feixes com irradiação contínua pulsada.

Estes resultados também apontaram a importância das avaliações teóricas e práticas das perdas por recombinação de cargas, apresentadas na seção 5.4, para caracterização da câmara de ionização, identificando problemas de relação sinal-ruído do sistema de aquisição do eletrômetro na leitura de sinais de corrente de menor intensidade. Mesmo sem referência normativa que determine limites para as influências de recombinação de carga, fatores de correção devem ser empregados quando estas perdas passam a ser significativas ^[55-57].

Complementando as avaliações em feixes padronizados, a linearidade e dependência com o kerma no ar ou com taxa de kerma no ar apresentaram valores satisfatórios de 3,4% e 0,8%, para irradiações pulsadas e contínuas, respectivamente.

Os desvios apresentados em condições ambientais diversas estão entre os fatores mais preocupantes relacionados ao desempenho do sistema de medição, sendo a temperatura ambiente a grandeza de influência mais significativa, estando diretamente relacionada às correntes de fuga provenientes da câmara de ionização. A utilização do sistema de medição em laboratório com condições de controle ambiental possibilita o emprego da câmara de ionização desenvolvida em condições ideais de desempenho, no entanto, uma revisão das características de montagem e isolamento dos condutores empregados na câmara de ionização seria importante para melhorar a abrangência de sua utilização, viabilizando seu emprego em campo nas rotinas de controle de qualidade, onde nem sempre as condições ambientais pode ser alcançadas ^[1].

Os anéis de guarda em câmaras de ionização de placas paralelas servem fundamentalmente para uniformizar o campo elétrico das mesmas, e também atuam como sistemas de drenagem de correntes de fuga, porém com eficiência inferior a outras geometrias ^[35]. A geometria de placas paralelas em grandes volumes, conforme abordado na seção 5.4, contribui para o aumento da capacitância da câmara de ionização, e conseqüentemente para o aumento das

correntes de fuga no sistema, promovido pela interação elétrica com o circuito de entrada do eletrômetro.

Os resultados comparativos obtidos em ensaios de segurança radiológica no laboratório, mostram a conveniência de utilização do sistema desenvolvido, o que o valida para utilização na rotina laboratorial, com vantagens sobre os sistemas comerciais como a utilização do volume correto exigido pelas normas de referência, a menor suscetibilidade a campos de radiação largos e a integração ao sistema LabVIEW™ de ensaios adotado na STEEE.

Durante todos os procedimentos de ensaios em laboratório com o sistema, da mesma forma como ocorre com a utilização dos sistemas convencionais, a necessidade de mapeamento do kerma no ar nos ensaios de radioproteção abrangidos pelo projeto, aponta para a necessidade de um sistema multicanal, capaz de reduzir significativamente o tempo de execução de ensaio e a carga de trabalho no laboratório, com ganhos em custos e condições de proteção radiológica.

Como o método de fabricação da câmara de ionização foi simplificado, este permite a replicação da mesma de forma eficiente e com baixo custo. A conveniência de múltiplos canais de entrada digital no sistema de conversão de sinais C-RIO permite ainda o acoplamento de vários amplificadores de entrada o que permite compor um sistema de medição de múltiplos elementos. No Apêndice 1 é apresentada a proposta de sistema multicanal em estudo na STEEE.

7 CONCLUSÕES

No presente trabalho foi definida, testada e validada uma nova metodologia de desenvolvimento de câmaras de ionização para utilização em medições de kerma no ar para radioproteção, que apresentou resultados satisfatórios e pode ser utilizada como base no desenvolvimento futuro de câmaras de ionização para outras aplicações.

O desenvolvimento de um eletrômetro nacional teve grande sucesso e ainda mostrou sua eficácia na constituição de um sistema de medição câmara-eletrômetro. A interação gráfica promovida pelo eletrômetro desenvolvido, que incorpora sistema de aquisição de dados de alto desempenho, apresenta vantagens sobre os sistemas convencionais, apresentando a forma de onda de corrente proveniente da câmara de ionização, que pode auxiliar e orientar os procedimentos de medição e análise de resultados no laboratório de ensaios.

Os objetivos propostos para o presente trabalho foram atingidos e desvios provenientes principalmente de parâmetros de desempenho como tempo de resposta e temperatura ambiente são os principais pontos a serem aprimorados no protótipo. Estes fatores, no entanto, como mostrado nos resultados experimentais na rotina laboratorial, não representaram influência significativa quando o sistema é comparado a outros sistemas comerciais, sendo o mesmo validado para aplicação em ensaios compulsórios que são parte da rotina laboratorial da STEEE.

Em nenhum momento durante o desenvolvimento foram aplicados fatores de correção ao sistema, sendo que o mesmo operou sempre como um medidor absoluto de kerma no ar, baseado nos dados de corrente, tempo medidos, volume efetivo calculado e densidade do ar corrigida por meio de entrada de dados provenientes de monitores de temperatura ambiente e pressão atmosférica. Fatores de calibração obtidos em laboratórios de referência podem ser obtidos para garantir a exatidão do sistema na faixa de energia de diagnóstico, podendo o mesmo após esta calibração ser prontamente colocado em utilização junto aos serviços acreditados da STEEE.

Ações futuras complementares podem ainda ser efetuadas para a utilização do sistema desenvolvido como uma ferramenta laboratorial ainda mais poderosa e metrologicamente mais confiável:

- Incorporação dos sistemas automáticos de medição de temperatura ambiente e pressão atmosférica;
- Estudos para melhoria da isolação da câmara de ionização e sua menor suscetibilidade a variações de temperatura;
- Desenvolvimento de novos sistemas de conexão para as placas de circuito impresso, melhorando a relação sinal ruído dos dispositivos eletrônicos;
- Estudo de novas tintas condutivas, com auxílios das técnicas de simulação desenvolvidas no presente trabalho, para melhorias do processo de fabricação e garantia da uniformidade do campo elétrico da câmara;
- Estudo e desenvolvimento de novas câmaras de ionização para emprego em outras modalidades de medição, como feixe direto;
- Estudo de viabilidade de utilização do sistema de medição em levantamento radiométrico;
- Desenvolvimento de um sistema de medição com múltiplos elementos para mapeamento do kerma no ar.

Estas propostas de continuidade do presente trabalho podem direcionar novos trabalhos científicos e motivar outras teses e dissertações, onde o objetivo principal deve ser a busca do desenvolvimento interno de equipamentos e instrumentos que fortalecem e garantem a melhoria e domínio tecnológico do país.

APÊNDICE 1 SISTEMA DE MÚLTIPLOS ELEMENTOS

Os resultados apresentados neste trabalho mostraram a adequação do sistema de medição câmara-eletrômetro para utilização na rotina de ensaios de equipamentos radiológicos da STEEE. Dentre as propostas de melhoria apresentadas no projeto, o desenvolvimento de um sistema com múltiplos elementos para mapeamento do kerma no ar foi considerada uma das mais relevantes por influenciar diretamente, por meio da redução da carga de trabalho, em fatores como proteção radiológica dos funcionários do laboratório durante a execução dos ensaios e redução de tempo e custo de execução destes ensaios. Esta proposta foi levantada logo nas primeiras avaliações do sistema integrado câmara-eletrômetro, o que motivou o início dos trabalhos de desenvolvimento de um sistema multicanal.

Replicação das câmaras de ionização

Durante o desenvolvimento da câmara de ionização, foi definido um procedimento de construção que atingiu as metas de baixo custo e robustez mecânica, de forma simplificada e eficiente, conforme apresentado na seção 4.1.7.2. Estas características do processo de fabricação do protótipo permitiram sua reprodutibilidade efetiva, e seis novos protótipos de câmara de ionização foram usinados, pintados e montados, cada um com um cabo de alimentação e coleção de cargas de 10 m. Os protótipos produzidos como réplicas do protótipo final apresentado na seção 4.1.7, são apresentados na Figura 102.



Figura 102. Seis réplicas do protótipo de câmara de ionização apresentado na seção 4.1.7, cada uma com um cabo integrado de 10 m para tensão de polarização e coleta de cargas.

Estes protótipos de câmara de ionização foram designados como C04 a C09. O protótipo C03, utilizado durante todo o processo de desenvolvimento e validação do sistema foi segregado para eventuais comparações e posterior utilização como referência.

Cada câmara foi avaliada junto ao eletrômetro desenvolvido, por meio de medições comparativas em feixe pulsado com qualidade N80 da ISO 4037-1 (*Narrow*), efetuadas no laboratório da STEEE, para avaliação de sua resposta em relação aos dados apresentados com a câmara C03, e apresentaram variações inferiores à 1%, comprovando a boa reprodutibilidade do processo de fabricação desenvolvido.

Eletrômetro multicanal

Como o sistema de aquisição de dados C-RIO apresentado na seção 4.2.4 comporta 16 canais de leitura diferenciais de alta resolução, um novo circuito eletrônico de amplificação com capacidade para 16 canais foi proposto. A Figura 103 mostra a placa de circuito impresso de múltiplos canais montada em sua configuração inicial para teste e calibração, conforme o procedimento desenvolvido na seção 4.2.5. Esta placa já incorpora as entradas para os circuitos de medição de temperatura e pressão desenvolvidos na seção 4.2.4.

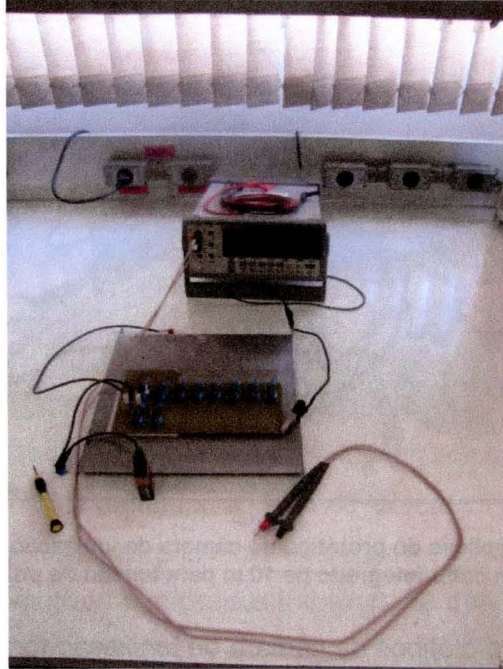


Figura 103. Proposta de circuito amplificador multicanal com capacidade para 16 canais de amplificação montados e calibrados conforme procedimento definido na seção 4.2.5.

Após a calibração e ajuste de 6 canais de amplificação, o circuito foi integrado ao sistema de aquisição, no módulo mostrado na Figura 104.



Figura 104. Integração do circuito de amplificação ao sistema de aquisição de sinais C-RIO.

Depois de ajustes finais dos amplificadores em sua montagem final, o novo sistema de amplificação e processamento de sinais foi fechado e foram testados todas as suas entradas para verificação da tensão de alimentação das câmaras de ionização e resposta dos circuitos amplificadores. Novamente, foram injetados sinais de entrada em conformidade com o procedimento de calibração desenvolvido na seção 4.2.5. A montagem final do eletrômetro multicanal é apresentada na Figura 105.



Figura 105. Montagem do primeiro protótipo de eletrômetro multicanal.

Verificação do sistema de múltiplos elementos

Como a resposta do sistema câmara-eletrômetro foi amplamente avaliada nas seções 5.1 a 5.8, e o sistema multicanal é constituído basicamente de câmaras e circuitos eletrônicos replicados, com a mesma base de digitalização de sinais e mesma plataforma de programação para conversão e apresentação dos dados.

Os testes iniciais para o sistema proposto consistiram em avaliações de dois a dois elementos em medições simultâneas em feixe pulsado com qualidade N80 da ISO 4037-1 (*Narrow*), efetuadas no laboratório da STEEE em

todos os detectores para avaliação de sua resposta em relação aos dados apresentados pelo sistema câmara-eletrômetro com a câmara C03.

As medições foram efetuadas a um metro do ponto focal, com abertura de campo suficiente para irradiação das duas câmaras de ionização, com corrente do tubo de raios X de 50 mA e tempo de irradiação de 320 ms, garantindo a estabilidade em tempo do sistema, conforme apresentado na seção 5.6. Os resultados para cada par de câmaras de ionização apresentaram diferenças relativas dentro de 5%, sem aplicação de fatores de calibração.

Como teste final foram conectadas as seis câmaras de ionização aos canais de entrada do eletrômetro, utilizando-se a abertura máxima do limitador de feixe do conjunto fonte de radiação X. Nesta avaliação as diferenças permaneceram dentro de 5%. A montagem com as seis câmaras foi dificultada pela adaptação de vários suportes mecânicos.

Adicionalmente, a tensão de polarização das câmaras de ionização foi monitorada com auxílio de um osciloscópio portátil FLUKE 199A durante os testes. A tensão de polarização não sofre alterações durante as irradiações, mostrando a boa estabilidade da fonte.

Estes resultados satisfatórios demonstraram a viabilidade de implementação do sistema com múltiplos elementos, entretanto, estudos mais detalhados e calibração do sistema bem como validação em ensaios são necessários. Adicionalmente, suportes dedicados ao posicionamento das câmaras de ionização em suas diferentes aplicações devem ser desenvolvidos para garantir a qualidade e reprodutibilidade dos resultados. A continuidade deste trabalho está em andamento na STEEE.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ¹ P. Lammoglia. **Elaboração e implementação de testes de controle de qualidade em equipamentos de angiografia por subtração digital**. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Pesquisas Energética e Nucleares, São Paulo (2001).
- ² S. R. Hymes, E. A. Strom, C. Fife. **Radiation dermatitis: clinical presentation, pathophysiology, and treatment**. J. A. Acad. Dermatol. 54: 28-46 (2006).
- ³ D. L. Miller *et al.* **Radiation doses in interventional radiology procedures: the RAD-IR study. Part II: skin dose**. J. Vasc. Interv. Radiol. 14: 977-990 (2003).
- ⁴ E. Molyvda-Athanasopoulou *et al.* **Radiation exposure to patients and radiologists during interventional procedures**. Rad. Prot. Dos. 147: 86-89 (2011).
- ⁵ M. M. Rehani, S. Srimahachota. **Skin injuries in interventional procedures**. Rad. Prot. Dos. 147: 8-12 (2011).
- ⁶ O. Ciraj-Bjelac *et al.* **Status of radiation protection in interventional cardiology in four east European countries**. Rad. Prot. Dos. 147: 62-67 (2011).
- ⁷ C. Prieto *et al.* **Increases in patient doses need to be avoided when upgrading interventional cardiology systems to flat detectors**. Rad. Prot. Dos. 147: 83-85 (2011).
- ⁸ R. Padovani and C. A. Rodella. **Staff dosimetry in interventional cardiology**. Rad. Prot. Dos. 94: 99-103 (2001).
- ⁹ T. Moritake, *et al.* **Dose measurement on both patients and operators during neurointerventional procedures using photoluminescence glass dosimeters**. AJNR Am. J. Neuroradiol. 29: 1910-17 (2008).
- ¹⁰ E. P. Efstathopoulos, *et al.* **Medical personnel and patient dosimetry during coronary angiography and intervention**. Phys. Med. Biol. 48: 3059-3068 (2003).
- ¹¹ I. A. Tsalafoutas. **Radiation doses to patients and cardiologists from permanent cardiac pacemaker implantation procedures**. PACE. 28: 910-916 (2005).
- ¹² Associação Brasileira de Normas Técnicas. **Equipamento eletromédico – Parte 2-43: Requisitos particulares para segurança dos equipamentos de raios X para procedimentos intervencionistas**. ABNT, Rio de Janeiro, 2004 (ABNT NBR IEC 60601-2-43).
- ¹³ Associação Brasileira de Normas Técnicas. **Equipamento eletromédico – Parte 1: Prescrições gerais de segurança 3. Norma Colateral: Prescrições gerais para proteção contra radiação de equipamentos de raios X para fins diagnósticos**. ABNT, Rio de Janeiro, 2011 (ABNT NBR IEC 60601-1-3).
- ¹⁴ Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **RDC Nº 27, de 21 de junho de 2011. Dispõe sobre a certificação compulsória dos equipamentos elétricos sob regime de Vigilância Sanitária e dá outras providências**. Disponível em: <http://www.anvisa.gov.br/e-legis/>. Consulta em: 25 de jul. de 2011.
- ¹⁵ Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **INT Nº 03, de 21 de junho de 2011. Estabelece a lista das Normas Técnicas cujas prescrições devem ser atendidas para certificação de conformidade no âmbito do SBAC**. Disponível em: <http://www.anvisa.gov.br/e-legis/>. Consulta em: 25 de jul. de 2011.

- ¹⁶ Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial. **Requisitos de Avaliação da Conformidade para Equipamentos Elétricos sob Regime de Vigilância Sanitária**. INMETRO, Portaria n.º 350, de 06 de setembro de 2010. Disponível em: <http://www.inmetro.gov.br/legislacao/rtac/pdf/RTAC001596.pdf>. Consulta em: 25 de jul. de 2011
- ¹⁷ M. P. A. Potiens, **Projeto, Construção e Calibração de Câmaras de Ionização de Placas Paralelas para Radiação X**, Dissertação de Mestrado – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – Comissão Nacional de Energia Nuclear, São Paulo - SP, 1990.
- ¹⁸ A. F. Maia. **Padronização de feixes e metodologia dosimétrica em tomografia computadorizada**. Tese de Doutorado - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – Comissão Nacional de Energia Nuclear, São Paulo - SP, 2005.
- ¹⁹ V. Vivolo. **Desenvolvimento de um sistema de referência para determinação do equivalente de dose pessoal e da constância de feixes de radiação X**. Instituto de Pesquisas Energéticas Nucleares (IPEN). Tese Doutorado - 2006.
- ²⁰ M. Bottaro, V. Viana, J. S. J. Pires. **Analizador de segurança para marcapassos cardíacos externos com fonte de alimentação elétrica interna**. In: ENQUALAB – Congresso da Qualidade em Metrologia. São Paulo, SP – Brasil (2010).
- ²¹ M. Bottaro, B. F. da Motta, V. Viana. **Desenvolvimento de um dispositivo de alta frequência e alta tensão para realização de ensaios de barreira de proteção em endoscópios de acordo com a Norma ABNT NBR IEC 60601-2-18:2002**. In: ENQUALAB – Congresso da Qualidade em Metrologia. São Paulo, SP – Brasil (2010).
- ²² M. Bottaro, V. Viana, R. C. Abreu. **Projeto de um padrão para medição da energia de pulso de desfibrilação**. In: ENQUALAB – Congresso da Qualidade em Metrologia. São Paulo, SP – Brasil (2010).
- ²³ L. Canevaro. **Aspectos Físicos e Técnicos da Radiologia Intervencionista**. Revista Brasileira de Física Médica. 3(1): 101-115 (2009).
- ²⁴ M. D. Kees Kan, *et al.* **Exposure of Radiologists to Scattered Radiation During Radiodiagnostic Examinations**. Radiology 119: 455-457 (1976).
- ²⁵ International Commission on Radiation Protection. **Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures**. Publication 85, Annals of the ICRP. v. 30 n. 2. ICRP; Vienna 2000.
- ²⁶ V. Tsapaki, *et al.* **Radiation dose measurements to the interventional cardiologist using na electronic personal dosimeter**. Rad. Prot. Dos. 112: 245-249 (2004).
- ²⁷ M. E. Z. Sánchez. **Distribuição da taxa de kerma no ar em uma sala de hemodinâmica para projeções típicas de procedimentos de cardiologia intervencionista**. Dissertação de Mestrado – Instituto de Radioproteção e Dosimetria – Comissão Nacional de Energia Nuclear, Rio de Janeiro - RJ, 2008.
- ²⁸ N. W. Marshall, K. Faulkner, H. Warren. **Measured scattered x-ray energy spectra for simulated irradiation geometries in diagnostic radiology**. Med. Phys. 23 (7): 1271-1276 (1996).
- ²⁹ E. K. Osei, C. J. Kotre. **Equivalent dose to the fetus from occupational exposure of pregnant staff in diagnostic radiology**. The British Journal of Radiology, 74: 629-637 (2001).

- ³⁰ J. R. Williams. *Scatter dose estimation based on dose-area product and the specification of radiation barriers*. The British Journal of Radiology, 69: 1032-1037 (1996).
- ³¹ M. A. G. Pereira. *Avaliação dos espectros primários e secundários da radiação X em objetos simuladores para energias utilizadas em diagnóstico médico*. Instituto de Pesquisas Energéticas Nucleares (IPEN). Tese Doutorado - 2005.
- ³² G. McVey. *The effect of phantom type, beam quality, Field size and Field position on X-ray scattering simulated using Monte Carlo techniques*. The British Journal of Radiology, 79: 130-141 (2006).
- ³³ Associação Brasileira de Normas Técnicas. *Equipamento eletromédico – Parte 2-7: Prescrições particulares para segurança dos geradores de alta tensão de geradores de raios X para diagnóstico médico*. ABNT, Rio de Janeiro, 2001 (NBR IEC 60601-2-7).
- ³⁴ Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial, *Sistema Internacional de Unidades*. INMETRO, 8ª edição. Rio de Janeiro, 2007.
- ³⁵ F. H. Attix, *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. 2nd edition, John Wiley & Sons. New York, 1986.
- ³⁶ International Atomic Energy Agency. *Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice*. Technical Report Series nº 457. Vienna 2007.
- ³⁷ INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, Publication 103, Elsevier Ltd. (2007).
- ³⁸ International Commission on Radiation Units and Measurements, *Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry*, ICRU Rep. 51, ICRU, Bethesda, MD (1993).
- ³⁹ International Commission on Radiation Protection. *Determination of dose equivalents resulting from external radiation sources*. Publication 39, Annals of the ICRP, 1985.
- ⁴⁰ International Commission on Radiation Protection. *Radiation Quantities and Units*. Publication 33, Annals of the ICRP, 1980.
- ⁴¹ International Electrotechnical Commission. *Dosimetric instruments for non-invasive measurement of X-ray tube voltage in diagnostic radiology*. Pergamon Press, New York, 2002 (IEC-61676).
- ⁴² International Electrotechnical Commission. *Medical diagnostic X ray-equipment – Radiation Conditions for use in the determination of characteristics*. Geneva, Switzerland, 2005 (IEC-61267)
- ⁴³ Associação Brasileira de Normas Técnicas. *Equipamento eletromédico – Parte 1: Prescrições gerais para segurança de equipamentos eletromédicos*. ABNT, Rio de Janeiro, 2010 (ABNT NBR IEC 60601-1).
- ⁴⁴ Associação Brasileira de Normas Técnicas. *Equipamento eletromédico – Parte 2-28: Prescrições particulares para segurança aplicáveis aos conjuntos-fontes de radiação X e aos conjuntos-emissores de radiação X para diagnóstico médico*. ABNT, Rio de Janeiro, 2011 (ABNT NBR IEC 60601-2-28).
- ⁴⁵ Associação Brasileira de Normas Técnicas. *Equipamento eletromédico – Parte 2-32: Prescrições particulares para segurança dos dispositivos associados aos equipamentos de raios X*. ABNT, Rio de Janeiro, 2001 (ABNT NBR IEC 60601-2-32).

- ⁴⁶ M. Bottaro, R. P. de Souza, V. Viana, **Leakage radiation: determining best measurement method**, IRPA 12 – Buenos Aires, Argentina, 2008.
- ⁴⁷ R. S. Paz, M. Bottaro, P. R. Costa, V. Viana. **Avaliação da resposta da câmara de ionização Radcal 10x9-180 para exposições a radiação-X em níveis próximos ao limite estabelecido pela Norma ABNT NBR IEC 60601-1-3 para radiação de vazamento**. In: XII Congresso Brasileiro de Física Médica, (2007).
- ⁴⁸ International Electrotechnical Commission. **Medical radiology - Terminology**. Pergamon Press, New York, 1984 (IEC-788).
- ⁴⁹ Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Portaria/MS/SVS nº453, de 01 de junho de 1998**. Disponível em: http://www.anvisa.gov.br/legis/portarias/453_98.htm. Consulta em: 25 de jul. de 2011.
- ⁵⁰ M. Bottaro, et al. **A practical method to determine the heating and cooling curves of x-ray tube assemblies**. Med. Phys. 34: 3982-3986 (2007).
- ⁵¹ L. V. Spencer, F. H. Attix. **A theory of cavity ionization**. Radiat. Res. 3: 239-254 (1955).
- ⁵² T. E. Burlin. **Cavity-chamber theory**. In: F.H. Attix, W.C. **Radiation Dosimetry**. v.1. p. 331-392, Academic Press Inc. New York, 1996.
- ⁵³ International Atomic Energy Agency. **Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice**. Technical report series nº 457. Vienna 2007.
- ⁵⁴ International Atomic Energy Agency. **Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry on standards of absorbed dose to water**. Technical Report Series nº 398. Vienna 2000.
- ⁵⁵ G. Bruggmoser et al. **Determination of the recombination correction factor k_s for some specific plane-parallel and cylindrical ionization chambers in pulsed photon and electron beams**. Phys. Med. Biol. 52: N35-N50 (2007).
- ⁵⁶ I. J. Das, S. F. Akber. **Ion recombination and polarity effect of ionization chambers in kilovoltage x-ray exposure measurements**. Med. Phys. 25 (9): 1751-1757 (1998).
- ⁵⁷ J. Geleijns, J. J. Broerse, D. Zweers. **General ion recombination for ionization chambers used under irradiation conditions relevant for diagnostic radiology**. Med. Phys. 22 (1): 17-22 (1995).
- ⁵⁸ G. C. Bonazzola, R. Círio, M. Donetti, F. Marchetto, G. Mazza. **Performances of a VLSI wide dynamic range current-to-frequency converter for strip ionization chambers**. Nucl. Instr. and Meth. In Phys. Res. A 405: 111-120 (1998).
- ⁵⁹ S. Amerio, A. Boriani, F. Bourhaleb, et al. **Dosimetric characterization of a large area pixel-segmented ionization chamber**. Med. Phys. 31(2): 414-420 (2004).
- ⁶⁰ J. Pardo et al. **Verification of intensity modulated profiles using a pixel segmented liquid-filled linear array**. Phys. Med. Bio. 51: N211–N219 (2006)
- ⁶¹ T. C. Zhu et al. **Performance evaluation of a diode array for enhanced dynamic wedge dosimetry**. Med. Phys. 24 (7): 1173-1180 (1997).
- ⁶² FLUKE Biomedical. **Radiation leakage detection system – model 10970**. Fluke Corporation, USA (2007). Disponível em: <http://www.flukebiomedical.com>. Consulta em: 24 de Nov. de 2011.

- ⁶³ International Electrotechnical Commission. **Radiation protection instrumentation - Ambient and/or directional dose equivalent (rate) meters and/or monitors for beta, X and gamma radiation - Part 1: Portable workplace and environmental meters and monitors**. Geneva Switzerland 2009 (IEC 60846-1).
- ⁶⁴ International Commission on Radiation Units and Measurements, **Coefficients for use in radiological protection against external radiation**, ICRU Rep. 57, ICRU, Bethesda, MD (1998).
- ⁶⁵ E. V. Da Cas *et al.* **Avaliação da relação entre as grandezas kerma no ar e equivalente de dose ambiente na região de energia entre 40 e 150 keV**. In: XII Congresso Brasileiro de Física Médica, Foz do Iguaçu, Brasil (2007).
- ⁶⁶ R. Künzel *et al.* **Ambient dose equivalent and effective dose from scattered x-ray spectra in mammography for Mo/Mo, Mo/Rh and W/Rh anode/filter combinations**. Phys. Med. Biol. 51: 2077-2091 (2006).
- ⁶⁷ G.F. Knoll. **Radiation Detection and Measurement**. 3rd ed., New York, NY: John Wiley & Sons, Inc. 2000.
- ⁶⁸ A. Accurso, J. R. M. Andrade, A. Bacelar, A. C. F. S. Fischer, G. Hoff. **Mapeamento de curvas de isoexposição em áreas que usam equipamentos radiológicos móveis convencionais, como base para estratégias de proteção radiológica**. In: Congresso Internacional de Qualidade em Serviços e Sistemas de Saúde, São Paulo (2011).
- ⁶⁹ Maxwell – **Electrical Engineering Simulation Software** – Version 3.1.04. Ansoft Corporation. <http://www.ansoft.com/maxwellsv/>. Consulta em 30/06/2008.
- ⁷⁰ R. A. Nielsen, N. A. Bradburry. **Electron and negative ion mobilities in oxygen, air, nitrous oxide and ammonia**. Phys. Rev. 51: 69-75 (1937).
- ⁷¹ T. Yamamoto *et al.* **Collection efficiency of parallel-plate ionization chamber exposed to pulsed X-rays**. Nucl. Instr. and Meth. 172: 447-454 (1980).
- ⁷² V. Lisovskiy *et al.* **Electron drift velocity in argon, nitrogen, hydrogen, oxygen and ammonia in strong electric fields determined from rf breakdown curves**. J. Phys. D: Appl. Phys. 39: 660-665 (2006).
- ⁷³ International Electrotechnical Commission. **Dosemeters with ionization chamber and/or semi-conductor detectors as used in x-ray diagnostic imaging**. Geneva Switzerland, 1997 (IEC 61674).
- ⁷⁴ Physikalisch Technische Bundesanstalt. PTB Requirements - **Radiation Protection Equipment, Area dosemeters for measurement of the ambient and directional dose equivalent and of the ambient and directional dose rate PTB-A 23.3**, (PTB) Germany, 2005
- ⁷⁵ International Organization for Standardization, **X and gamma reference radiation for calibration dosemeters and doserate meters and for determining their response as a function of photon energy – Part 1: Radiation characteristics and production methods**. Geneva Switzerland (ISO 4037-1:1996).
- ⁷⁶ M. Batalim. **Caracterização de qualidades de radiação para ensaio de equipamentos radiológicos e verificação intermediária de câmaras de ionização**. Trabalho de Conclusão de Curso – FATEC-Sorocaba - SP, 2010.
- ⁷⁷ A. M. da Costa, L.V. E. Caldas. **Plane-parallel ionization chamber for X-radiation of conventional radiography and mammography**. Radiol. Bras. 41(1): 39-43 (2008).
- ⁷⁸ L. K. Wagner *et al.* **Energy and rate dependence of diagnostic x-ray exposure meters**. Med. Phys. 15 (5): 749-753 (1988).

- ⁷⁹ U.S. Dep. Of Energy. MCNP – **A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4C Manual**. Los Alamos, New Mexico (2000)
- ⁸⁰ E. Chin *et al.* **Validation of a Monte Carlo model of a NACP-02 plane-parallel ionization chamber model using electron backscatter experiments**. Phys. Med. Biol. 53: N119-N126 (2008).
- ⁸¹ L. Tantot, J. Seuntjens. **Modeling ionization chamber response to nonstandard beam configurations**. Journal of Physics: Conference Series 102 (2008).
- ⁸² Carla C. Guimarães, Maurício Moralles and Emico Okuno, **Performance of GEANT4 in dosimetry applications: Calculation of X-ray spectra and kerma-to-dose equivalent conversion coefficients**, Rad. Meas. 43: 1525–1531 (2008).
- ⁸³ S. Agostinelli, J. Allison, K. Amako *et al.* **Geant4: a simulation toolkit**. Nucl. Instr. Meth. A 506: 250 (2003).
- ⁸⁴ Disponível em: <http://www.nist.gov/pml/data/star>. Consulta: 19/05/2009.
- ⁸⁵ H. E. Johns. **The Physics of Radiology**. 4^a ed. Charles C Thomas – Publisher, Springfield, Illinois, USA, 1983.
- ⁸⁶ P. Sprawls. **Physical Principles of Medical Imaging**. Medical Physics Publishing, Wisconsin, Madison, USA, 1995.
- ⁸⁷ Disponível em: http://en.wikipedia.org/wiki/Edward_Goodrich_Acheson. Consulta em 11/07/2011.
- ⁸⁸ Disponível em: <http://www.achesoncolloids.com/SID-4DEFF34B-F66CDE38>. Consulta em 22/06/2011.
- ⁸⁹ W. K. Brookshier. **Electrometer circuit design for extended bans widths**. Nucl. Instr. And Meth. 25: 317-327 (1964).
- ⁹⁰ S. P. Giblin *et al.* **Na SI traceable electrometer system for radionuclide metrology**. Nucl. Instr. And Meth. In Phys. Res. 606: 824-828 (2009).
- ⁹¹ UNIDOS ATTO ELECTROMETER. Disponível em <http://www.ptw.de/>. Consulta em 18/06/2011.
- ⁹² M. Anso *et al.* **Dynamic qualities of electrometers**. Journal of Electrostatics 23: 273-282 (1989).
- ⁹³ National Instruments CompactRIO. <http://www.ni.com/compactrio>. Consulta em 02/06/2010.
- ⁹⁴ National Instruments LabVIEW. <http://www.ni.com/labview>. Consulta em 02/06/2010.
- ⁹⁵ National Single-Board RIO. <http://www.ni.com/singleboard>. Consulta em 02/06/2010.
- ⁹⁶ A. C. A. Alcântara. **Sistema automatizado para ensaios de reprodutibilidade e linearidade em equipamentos de radiodiagnóstico**. Trabalho de Conclusão de Curso – FATEC-Sorocaba - SP, 2010.
- ⁹⁷ G. P. Pena, R. A. Terini, M. A. G. Pereira. **Characterization of ISO 4037 radiation protection X-ray beams for monitor calibrations**. In: 18th International Congress on Medical Physics, 2011, Porto Alegre, Brasil.
- ⁹⁸ J. W. Boag. **Ionization chambers**. In **Dosimetry of Ionization Radiation**, Vol. 2 (K. R. Kase, B. Bjarngard, and F. H. Attix, eds), Academic Press, New York (1986).
- ⁹⁹ G. McVey, H. Weatherburn. **A study of scatter in diagnostic X-ray rooms**. The British Journal of Radiology, 77: 28-38 (2004).

¹⁰⁰ T. Siiskonen, *et al.* **Monte Carlo simulations of occupational radiation doses in interventional radiology.** The British Journal of Radiology, 80: 460-468 (2007).

¹⁰¹ Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). **Avaliação de conformidade — Requisitos gerais para ensaios de proficiência.** ABNT, Rio de Janeiro, 2011 (ABNT NBR ISO/IEC 17043).

¹⁰² Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (INMETRO), **Guia para Expressão das Incertezas de Medição**, 3ª edição, 2003.

¹⁰³ L. L. C. Rodrigues. **Método para determinação de fatores de correção induzidos pela irradiação de cabos das câmaras de ionização em campos grandes.** Tese de Doutorado - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – Comissão Nacional de Energia Nuclear, São Paulo - SP, 2005.