



**AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO**

**DESENVOLVIMENTO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO
TANDEM PARA UTILIZAÇÃO EM PROGRAMAS DE
CONTROLE DA QUALIDADE EM RADIOTERAPIA E
RADIODIAGNÓSTICO**

ALESSANDRO MARTINS DA COSTA

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

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

**São Paulo
2003**

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

**DESENVOLVIMENTO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO TANDEM
PARA UTILIZAÇÃO EM PROGRAMAS DE CONTROLE DA
QUALIDADE EM RADIOTERAPIA E RADIODIAGNÓSTICO**

ALESSANDRO MARTINS DA COSTA



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

Orientadora:
Dr^a Linda V. E. Caldas

SÃO PAULO

2003

Aos meus pais, Vanderlei e Ana Maria, à
minha esposa, Damaris, às minhas filhas,
Mariana e Camila, e ao meu irmão, Pablo.

AGRADECIMENTOS

À Dr^a Linda V. E. Caldas, pela orientação.

Ao Fábio Henrique Grossi, pelo desenho técnico mecânico das câmaras de ionização desenvolvidas neste trabalho.

À Dr^a Maria da Penha A. Potiens, à Dr^a Laura Natal Rodrigues e ao Dr. Cleber Nogueira de Souza, pelas contribuições à pesquisa;

Ao Vitor Vívolo, ao Gelson P. dos Santos, ao Claudinei T. Cescon e ao Marcos Xavier, pelas colaborações na parte experimental.

À Adriana Calixto de Almeida Lima, pela ajuda no preparo dos originais deste trabalho.

Ao IPEN, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, pela infra-estrutura oferecida para realização deste trabalho.

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

A todos que de uma forma ou de outra colaboraram com o trabalho.

An expert is a man who has made all the mistakes which can be made in a very narrow field.

Niels Bohr

**DESENVOLVIMENTO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO TANDEM
PARA UTILIZAÇÃO EM PROGRAMAS DE CONTROLE DA
QUALIDADE EM RADIOTERAPIA E RADIODIAGNÓSTICO**

Alessandro Martins da Costa

RESUMO

Um programa de controle da qualidade de equipamentos com raios X utilizados em radiodiagnóstico e em radioterapia inclui a verificação da constância da qualidade dos feixes definida pelas camadas semi-redutoras. Neste trabalho foram desenvolvidas duas câmaras de ionização de placas paralelas especiais, de dupla face, com eletrodos internos de materiais diferentes, em sistema tandem. A diferença de dependência energética entre as duas faces de ambas as câmaras permitiu o desenvolvimento de sistemas tandem para verificação da constância das qualidades dos feixes de radiação X. A utilidade principal destas câmaras de ionização será em programas de controle da qualidade de equipamentos de raios X, para confirmação de valores de camadas semi-redutoras previamente determinadas pelo método convencional. Além disso, as câmaras tandem também poderão ser utilizadas nas determinações de kerma no ar e de taxa de kerma no ar em práticas clínicas. As câmaras desenvolvidas foram testadas em relação às suas características operacionais e calibradas em feixes de raios X de acordo com as recomendações internacionais, apresentando um nível de desempenho muito bom. No sistema desenvolvido, não são necessários absorvedores ou arranjos especiais. Foi ainda estabelecida uma metodologia de utilização das câmaras no controle da qualidade de sistemas de raios X diagnósticos e terapêuticos, com a elaboração dos respectivos procedimentos.

**DEVELOPMENT OF TANDEM IONIZATION CHAMBERS
FOR USE IN QUALITY CONTROL PROGRAMS
IN RADIOTHERAPY AND DIAGNOSTIC RADIOLOGY**

Alessandro Martins da Costa

ABSTRACT

A quality control program of X-ray equipments used in diagnostic radiology and radiotherapy requires the check of the beam qualities constancy in terms of the half-value layers. In this work, two special double-faced parallel-plate ionization chambers were developed with inner electrodes of different materials, in tandem system. The different energy response of the two faces of each chamber allowed the development of tandem systems useful for the check of beam qualities constancy. The main application of these ionization chambers will be in quality control programs of diagnostic and therapeutic X-ray equipments for confirmation of half-value layers previously determined by the conventional method. Moreover, the tandem chambers may also be utilized for measurements of air kerma values (and air kerma rates) in kilovoltage X-radiation fields used for diagnostic and therapeutic procedures. The chambers were studied in relation to their operational characteristics, and they were calibrated in X-ray beams in accordance to international recommendations. They presented a very good level of performance. In this developed system no absorbers or special set-ups are necessary. A methodology of use of the chambers in the quality control of diagnostic and therapeutic X-ray systems was established, with the elaboration of the respective procedures.

SUMÁRIO

	Página
Lista de Tabelas	
Lista de Figuras	
1 Introdução	15
1.1 Raios X de quilovoltagem	17
1.2 Interação de raios X e elétrons com a matéria	18
1.2.1 Mecanismos de interação de fótons	18
1.2.1.1 Absorção fotoelétrica ou efeito fotoelétrico	18
1.2.1.2 Espalhamento Compton ou efeito Compton	19
1.2.1.3 Produção de pares	19
1.2.2 Atenuação de fótons	19
1.2.3 Mecanismos de interação de elétrons	21
1.3 Dosimetria de raios X	22
1.3.1 Grandezas dosimétricas	23
1.3.2 Câmaras de ionização	24
1.3.2.1 Equilíbrio eletrônico	25
1.3.2.2 Teoria de cavidade de Bragg-Gray	27
1.3.2.3 Aspectos práticos	27
1.3.2.4 Fatores de correção	28
1.3.2.5 Tipos de câmaras de ionização	29

1.4	Qualidade dos raios X de quilovoltagem	31
2	Revisão da literatura	34
3	Materiais e métodos	37
4	Projeto e construção das câmaras tandem	43
4.1	Câmara tandem para utilização em radioterapia	43
4.2	Câmara tandem para utilização em radiodiagnóstico	48
5	Caracterização das câmaras tandem	50
5.1	Caracterização da câmara tandem para utilização em radioterapia	50
5.1.1	Saturação, eficiência de coleção de íons e efeitos de polaridade . . .	50
5.1.2	Linearidade de resposta	53
5.1.3	Corrente de fuga sem irradiação	55
5.1.4	Tempo de estabilização	56
5.1.5	Corrente de fuga após irradiação	56
5.1.6	Calibração	59
5.1.7	Dependência energética	60
5.1.8	Dependência da resposta com o tamanho do campo	68
5.1.9	Dependência angular	70
5.1.10	Estabilidade a curto prazo ou teste de repetitividade	71
5.2	Caracterização da câmara tandem para utilização em radiodiagnóstico . . .	72
5.2.1	Saturação, eficiência de coleção de íons e efeitos de polaridade . . .	72
5.2.2	Linearidade de resposta	75
5.2.3	Corrente de fuga	76
5.2.4	Calibração	77
5.2.5	Dependência energética	77

5.2.6	Dependência angular	85
5.2.7	Estabilidade a curto prazo ou teste de repetitividade	85
5.3	Resumo das características das câmaras tandem	85
6	Conclusões	88
	Apêndice – Procedimento para utilização das câmaras tandem na verificação da constância da qualidade dos feixes terapêuticos de raios X de energias baixas e intermediárias e dos feixes de raios X diagnósticos convencionais e de mamografia	90
	Referências Bibliográficas	92

LISTA DE TABELAS

	Página
1.1 Volumes das câmaras de ionização e aplicações típicas	30
3.1 Características dos eletrômetros utilizados.	38
3.2 Características do sistema Rigaku-Denki para as qualidades de radioterapia de energias baixas; filtração inerente: 1 mmBe.	39
3.3 Características do sistema Pantak para as qualidades de radioterapia de energias intermediárias; filtração inerente: 2,3 mmAl.	39
3.4 Características do sistema Rigaku-Denki para as qualidades de mamografia; filtração inerente: 1 mmBe; filtração adicional: 0,06 mmMo.	40
3.5 Características do sistema Medicor Mövek Röntgengyara para as qualidades de diagnóstico convencional, modo fluoroscópico; filtração inerente: 0,8 mmAl; filtração total: 2,5 mmAl.	40
3.6 Características dos sistemas padrões utilizados.	41
5.1 Razão entre as cargas coletadas nas tensões de polarização de +300 V e -300 V para a câmara tandem (0,6 cm ³) em função da qualidade da radiação.	53
5.2 Tempo de estabilização: resposta relativa em função do tempo.	56
5.3 Coeficientes de calibração da câmara tandem (0,6 cm ³) para raios X terapêuticos de energias baixas e intermediárias e para radiação gama de ⁶⁰ Co.	60
5.4 Resposta relativa em função do tamanho do campo para a câmara PTW 23342, nas qualidades de radiação X de energias baixas. As incertezas relativas são menores que 1%. Os valores foram normalizados para o diâmetro de campo de 6,66 cm.	68

5.5	Resposta relativa em função do tamanho do campo para a câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$), face A, nas qualidades de radiação X de energias baixas. As incertezas relativas são menores que 0,7%. Os valores foram normalizados para o diâmetro de campo de 6,66 cm.	69
5.6	Resposta relativa em função do tamanho do campo para a câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$), face G, nas qualidades de radiação X de energias baixas. As incertezas relativas são menores que 0,8%. Os valores foram normalizados para o diâmetro de campo de 6,66 cm.	69
5.7	Resposta relativa da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$) em função do ângulo de inclinação.	71
5.8	Coefficientes de calibração da câmara tandem ($2,5\text{ cm}^3$) para radiação X diagnóstico e mamografia.	77
5.9	Resposta relativa da câmara tandem ($2,5\text{ cm}^3$) em função do ângulo de inclinação.	85

LISTA DE FIGURAS

	Página
4.1 Diagrama esquemático da câmara tandem para utilização em feixes terapêuticos: (1) janelas de entrada (eletrodos externos), (2) eletrodos coletores (eletrodos internos), (3) anéis de guarda, (4) anéis de fixação das janelas de entrada, (5) cabos. O volume sensível de ar é $0,6\text{ cm}^3$	44
4.2 Câmara tandem para utilização em feixes terapêuticos posicionada no sistema de raios X Rigaku-Denki. O ponto vermelho corresponde ao posicionador a laser montado no banco óptico do sistema de radiação X.	45
4.3 Visão frontal da câmara tandem para utilização em feixes terapêuticos posicionada no sistema de raios X Rigaku-Denki.	46
4.4 Câmara tandem posicionada no suporte especial para testes de estabilidade com uma fonte de controle de ^{90}Sr	47
4.5 Diagrama esquemático da câmara tandem para utilização em feixes diagnósticos: (1) janelas de entrada (eletrodos externos), (2) eletrodos coletores (eletrodos internos), (3) anéis de guarda, (4) anéis de fixação das janelas de entrada, (5) cabos. O volume sensível de ar é $2,5\text{ cm}^3$	48
4.6 Câmara tandem para utilização em feixes de raios X diagnósticos.	49
5.1 Curva de saturação da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$), face A, a uma taxa de kerma no ar de $573,4\text{ mGy} \cdot \text{min}^{-1}$	51
5.2 Curva de saturação da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$), face G, a uma taxa de kerma no ar de $573,4\text{ mGy} \cdot \text{min}^{-1}$	52
5.3 Linearidade de resposta da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$), face A, na qualidade de raios X terapêuticos de energias baixas de 30 kV (CSR de $0,36\text{ mmAl}$). A reta é o resultado de um ajuste linear aos dados.	54

5.4	Linearidade de resposta da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$), face G, na qualidade de raios X terapêuticos de energias baixas de 30kV (CSR de 0,36 mmAl). A reta é o resultado de um ajuste linear aos dados.	55
5.5	Corrente de fuga transiente após irradiação, da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$), face A, em porcentagem da corrente de ionização medida durante a irradiação.	57
5.6	Corrente de fuga transiente após irradiação, da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$), face G, em porcentagem da corrente de ionização medida durante a irradiação.	58
5.7	Fatores de correção da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$), face A, para as qualidades de raios X terapêuticos de energias baixas, normalizados para CSR de 0,36 mmAl.	61
5.8	Fatores de correção da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$), face G, para as qualidades de raios X terapêuticos de energias baixas, normalizados para CSR de 0,36 mmAl.	62
5.9	Fatores de correção da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$), face A, para as qualidades de raios X terapêuticos de energias intermediárias, normalizados para CSR de 2,388 mmCu.	63
5.10	Fatores de correção da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$), face G, para as qualidades de raios X terapêuticos de energias intermediárias, normalizados para CSR de 2,388 mmCu.	64
5.11	Curva tandem da câmara ($0,6\text{ cm}^3$) para as qualidades de raios X terapêuticos de energias baixas obtida da razão entre as respostas em termos dos coeficientes de calibração da face G e da face A.	66
5.12	Curva tandem da câmara ($0,6\text{ cm}^3$) para as qualidades de raios X terapêuticos de energias intermediárias obtida da razão entre as respostas em termos dos coeficientes de calibração da face G e da face A.	67
5.13	Curva de saturação da câmara tandem ($2,5\text{ cm}^3$), face A, a uma taxa de kerma no ar de $60,1\text{ mGy} \cdot \text{min}^{-1}$	73
5.14	Curva de saturação da câmara tandem ($2,5\text{ cm}^3$), face G, a uma taxa de kerma no ar de $60,1\text{ mGy} \cdot \text{min}^{-1}$	74

5.15	Linearidade de resposta da câmara tandem (2,5 cm ³), face A, na qualidade de raios X diagnósticos de mamografia de 35 kV (0,38 mmAl). A reta é o resultado de um ajuste linear aos dados.	75
5.16	Linearidade de resposta da câmara tandem (2,5 cm ³), face G, na qualidade de raios X diagnósticos de mamografia de 35 kV (0,38 mmAl). A reta é o resultado de um ajuste linear aos dados.	76
5.17	Fatores de correção da câmara tandem (2,5 cm ³), face A, para as qualidades de raios X de mamografia, normalizados para a CSR de 0,34 mmAl.	78
5.18	Fatores de correção da câmara tandem (2,5 cm ³), face G, para as qualidades de raios X de mamografia, normalizados para a CSR de 0,34 mmAl.	79
5.19	Fatores de correção da câmara tandem (2,5 cm ³), face A, para as qualidades de raios X diagnóstico, normalizados para a CSR de 2,4 mmAl.	80
5.20	Fatores de correção da câmara tandem (2,5 cm ³), face G, para as qualidades de raios X diagnóstico, normalizados para a CSR de 2,4 mmAl.	81
5.21	Curva tandem da câmara (2,5 cm ³) para as qualidades de raios X de mamografia obtida da razão entre as respostas em termos dos coeficientes de calibração da face G e da face A.	83
5.22	Curva tandem da câmara (2,5 cm ³) para as qualidades de raios X diagnósticos obtida da razão entre as respostas em termos dos coeficientes de calibração da face G e da face A.	84

1 INTRODUÇÃO

Desde a descoberta dos raios X e da produção da primeira radiografia por Roentgen, em 1895, os equipamentos de raios X têm sido utilizados em diagnósticos médicos. O uso terapêutico de raios X iniciou-se logo em seguida e desde então os equipamentos de raios X de quilovoltagem têm sido amplamente usados em radioterapia.

É necessário conhecer muito bem as características dos feixes de raios X antes de sua utilização tanto em radiodiagnóstico como em radioterapia.

Um método prático de especificar a qualidade de um feixe de raios X é necessário para se prever as características de penetrabilidade do feixe na matéria. A qualidade da radiação não pode ser dada simplesmente em termos do potencial acelerador no tubo. Para raios X de quilovoltagem, as características dos feixes são dadas também em termos da filtração total e da camada semi-redutora, definida como a espessura de um material específico que reduz a intensidade do feixe à metade do seu valor original. Como a camada semi-redutora descreve a capacidade de um feixe de raios X de penetrar em materiais de composição conhecida, ela está diretamente relacionada com a característica mais significativa clinicamente.

Um programa de controle da qualidade em radiodiagnóstico pode levar à produção de radiografias de alta qualidade e exposição mínima do paciente.^[1] A necessidade de um programa de controle da qualidade em radioterapia está vinculada à acurácia da distribuição da dose.^[2]

O controle da qualidade em radiodiagnóstico é constituído, entre outros, pelas medições dos parâmetros dos vários componentes do sistema de raios X. Em radioterapia, há recomendações específicas para cada tipo de unidade de tratamento (aceleradores lineares, unidades de ^{60}Co , equipamentos de raios X de quilovoltagem, simuladores, equipamentos de braquiterapia, etc). Tanto em radiodiagnóstico como em radioterapia, os testes para os equipamentos com raios X incluem a verificação da constância da qualidade dos feixes definida pelas camadas semi-redutoras ou energias efetivas.

O método convencional utilizado para determinação das camadas semi-redutoras necessita de um intervalo de tempo considerável para obtenção das medições; conseqüentemente a dosimetria dos feixes torna-se um processo demorado e nem sempre realizado em clínicas com a frequência recomendada.

O método tandem tem sido utilizado há muito tempo com dosímetros termoluminescentes.^[3-6] Consiste de dois dosímetros individuais com dependências energéticas diferentes, que permitem a determinação da energia efetiva em campos de radiação incidente não conhecidos.

Foram desenvolvidos, no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), sistemas tandem compostos por câmaras de ionização diferentes.^[7-10] Consistem de duas câmaras individuais com dependências energéticas diferentes, que permitem a confirmação dos valores de camadas semi-redutoras ou de energias efetivas em feixes de radiação X, previamente determinados pelo método convencional. Estes sistemas têm apresentado desempenho adequado nos programas de controle da qualidade em equipamentos de radioterapia com raios X de quilovoltagem na verificação da constância da qualidade dos feixes, dispensando a utilização de absorvedores ou de qualquer outro tipo de arranjo especial, como no caso da técnica convencional.

Quase todas as câmaras de ionização apresentam dependência energética, mais ou menos acentuada, dependendo do projeto, da composição e das características operacionais. Esta dependência, variável com o tipo de câmara e o intervalo de energia da radiação, pode ser representada pela variação das medições em função das camadas semi-redutoras ou das energias efetivas.

O objetivo deste trabalho foi desenvolver duas câmaras de ionização de placas paralelas especiais, de dupla face, com eletrodos internos de materiais diferentes (para se obter dependências energéticas diferentes), em sistema tandem, para os níveis radiodiagnóstico e radioterapia. O uso destas câmaras será em programas de controle da qualidade de equipamentos de raios X. Uma grande vantagem de uma única câmara de dupla face é proporcionar maior rapidez e precisão nas medições, possibilitando também o aumento da frequência dos testes de controle da qualidade dos feixes. Além disso, as câmaras tandem também poderão ser utilizadas nas determinações de kerma no ar e de taxa de kerma no ar em práticas clínicas.

As câmaras desenvolvidas foram testadas e calibradas em feixes de raios X de acordo com as recomendações internacionais.^[11-13] Foram testadas as características operacionais de saturação, eficiência de coleção de íons e efeitos de polaridade, linearidade, tempo de esta-

bilização, corrente de fuga, dependência da resposta com o tamanho do campo, dependência angular e repetitividade de resposta. Além disso, as câmaras foram calibradas em feixes padrões de radiação X para estudo da dependência energética, tanto em feixes de radioterapia como em radiodiagnóstico.

Foi ainda estabelecida uma metodologia de utilização das câmaras no controle da qualidade de sistemas de raios X diagnósticos e terapêuticos, com a elaboração dos respectivos procedimentos.

1.1 Raios X de quilovoltagem

Os equipamentos de raios X de quilovoltagem têm sido amplamente utilizados em radiodiagnóstico e em radioterapia. Em radioterapia, a utilização de equipamentos de raios X de megavoltagem e de elétrons pode substituir os equipamentos de raios X de quilovoltagem na maioria das aplicações clínicas. Entretanto, os equipamentos de raios X de quilovoltagem continuam a ser utilizados, pois apresentam um custo baixo quando comparados com unidades de megavoltagem e também porque o custo da terapia com elétrons pode ser proibitivo para alguns serviços de radioterapia.^[14]

O método de produção de raios X de quilovoltagem para radiodiagnóstico e radioterapia consiste no uso de um tubo de raios X convencional. Todos os tubos de raios X são constituídos de um catodo e de um anodo, colocados no interior de um invólucro de vidro, no vácuo. O catodo consiste de um filamento (geralmente de tungstênio) na forma de uma bobina colocado em um focalizador. Quando o filamento é aquecido, os elétrons são liberados de sua superfície; este fenômeno é conhecido como emissão termoiônica. Quando uma alta tensão (quilovoltagem) é aplicada entre o anodo e o catodo, estes elétrons dirigem-se para o anodo e estabelecem uma corrente no circuito. Esta corrente é medida por um miliamperímetro.

Em função do espaço entre o anodo e o catodo estar em alto vácuo, os elétrons não colidem com moléculas de gás quando o atravessam e então adquirem velocidades muito altas. Quando eles são desacelerados no anodo, raios X são emitidos em todas as direções. A produção de raio X que acompanha a desaceleração de elétrons é o *bremstrahlung*. Pelo menos metade destes raios X são absorvidos no anodo; da porção restante, somente aqueles que emergem no cone do feixe primário são úteis. O focalizador é projetado para concentrar os elétrons sobre uma pequena parte do anodo, chamada ponto focal. A parte do anodo onde os elétrons são focalizados é geralmente feita de tungstênio ou de uma liga de tungstênio. A escolha do tungstênio é baseada no critério que o alvo deve ter número atômico e ponto

de fusão altos. Como será discutido na próxima seção, a eficiência de produção de raios X por *bremsstrahlung* depende do número atômico, e por esta razão, o tungstênio com número atômico 74 é um bom material. Além disso, o tungstênio, que tem um ponto de fusão de 3370° C, é o elemento de escolha para resistir ao calor intenso produzido pelo bombardeamento eletrônico.

Os detalhes dos critérios de projeto e operação de sistemas de raios X de quilovoltagem para radioterapia e radiodiagnóstico podem ser obtidos em várias referências, como por exemplo Johns e Cunningham.^[15]

1.2 Interação de raios X e elétrons com a matéria

O estudo da detecção da radiação requer uma compreensão da interação da radiação com a matéria. A natureza desta interação varia entre os diferentes tipos de radiação. Entre os principais mecanismos de interação de fótons (raios X ou gama) com a matéria pode-se citar três: a absorção fotoelétrica ou efeito fotoelétrico, o espalhamento Compton ou efeito Compton e a produção de pares. A probabilidade de ocorrência de um desses processos é determinada pela energia do fóton incidente e pelo número atômico do meio. Na interação entre um fóton e a matéria são emitidos ou criados elétrons ou pósitrons que perdem energia nas colisões com elétrons orbitais e na desaceleração pelos campos elétricos dos núcleos (*bremsstrahlung*) dos átomos do meio. Já que as propriedades de interação de elétrons e pósitrons são virtualmente idênticas, o termo elétrons será utilizado para se referir a ambos. As propriedades das radiações e de suas interações com a matéria são descritas com muitos detalhes em várias referências. Um livro clássico sobre este assunto é o de Evans.^[16]

1.2.1 Mecanismos de interação de fótons

1.2.1.1 Absorção fotoelétrica ou efeito fotoelétrico

A absorção fotoelétrica é uma interação entre um fóton e um elétron orbital das camadas mais internas de um átomo. O fóton é absorvido pelo elétron que é ejetado do átomo. A energia cinética do elétron ejetado é igual à energia do fóton menos a energia de ligação do elétron. A energia de ligação de um elétron é a energia que deve ser fornecida a ele para removê-lo do átomo.

O processo fotoelétrico é o modo de interação predominante para fótons de energia relativamente baixa. O processo é também acentuado para materiais absorvedores de número atômico alto.

1.2.1.2 Espalhamento Compton ou efeito Compton

O espalhamento Compton consiste na colisão entre um fóton e um elétron (que pode ser considerado livre) das camadas mais externas do átomo. Um elétron deste tipo pode ser considerado livre quando a energia do fóton incidente é muito maior que a energia de ligação do elétron. A energia cinética do elétron espalhado (elétron de recuo) depende do ângulo de espalhamento. Nesse processo o fóton não é absorvido e, portanto, continua interagindo com outros elétrons.

A probabilidade de espalhamento Compton por átomo do absorvedor depende do número de elétrons disponíveis como alvos de espalhamento e portanto cresce linearmente com o número atômico do meio. A dependência com a energia diminui gradualmente com o aumento da energia.

1.2.1.3 Produção de pares

O processo de produção de pares elétron-pósitron ocorre quando a energia do fóton incidente é maior que pelo menos duas vezes a massa de repouso do elétron, isto é, 1,022 MeV. Na prática, a probabilidade desta interação permanece muito baixa até que a energia do fóton se aproxime de vários MeV, e portanto é predominantemente reduzida a fótons de energia alta. Neste processo, um fóton perde toda a sua energia em uma colisão com um núcleo, criando um par elétron-pósitron, com uma certa energia cinética. Não existe uma expressão simples para a probabilidade de produção de pares por núcleo, mas sua magnitude varia aproximadamente com o quadrado do número atômico do absorvedor. A importância da produção de pares aumenta muito com a energia.

1.2.2 Atenuação de fótons

Imagine-se um experimento onde fótons monoenergéticos são colimados em um feixe estreito e incidem em um detector após passarem através de um absorvedor de espessura variável x ; o resultado deve ser uma atenuação exponencial da intensidade dos fótons. Cada um dos processos de interação remove o fóton do feixe ou por absorção ou por espalhamento

para fora da direção do detector, e pode ser caracterizado por uma probabilidade fixa de ocorrência por unidade de comprimento de caminho no absorvedor. A soma destas probabilidades é simplesmente a probabilidade por unidade de comprimento de caminho de que o fóton seja removido do feixe e é chamada de coeficiente de atenuação linear μ . O número de fótons transmitidos I é então dado em termos do número de fótons I_0 sem um absorvedor como

$$\frac{I}{I_0} = e^{-\mu x} \quad (1.1)$$

Outro conceito útil para caracterização de fótons é o de camada semi-redutora. A camada semi-redutora, definida como a espessura de material necessária para atenuar metade dos fótons, é dada por

$$\text{CSR} = \frac{0,693}{\mu} \quad (1.2)$$

Esta grandeza é utilizada para descrever a qualidade de um feixe de raio X, como será discutido em detalhes na seção 1.4.

O uso do coeficiente de atenuação linear é limitado pelo fato de que ele varia com a densidade do absorvedor. Portanto, o coeficiente de atenuação de massa é muito mais prático e mais utilizado; é definido como

$$\text{coeficiente de atenuação de massa} = \frac{\mu}{\rho} \quad (1.3)$$

onde ρ representa a densidade do meio. Para uma dada energia do fóton, o coeficiente de atenuação de massa não muda com o estado físico de um dado absorvedor. O coeficiente de atenuação de massa de um composto ou mistura de elementos pode ser calculado de:

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_c = \sum_i w_i \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_i \quad (1.4)$$

onde o fator w_i representa a fração em peso do elemento i no composto ou mistura.

Uma forma alternativa da Eq. 1.1 é

$$\frac{I}{I_0} = e^{-(\mu/\rho)\rho x} \quad (1.5)$$

onde o produto ρx , conhecido como densidade superficial de massa do absorvedor, é geralmente dado em $\text{mg} \cdot \text{cm}^{-2}$.

1.2.3 Mecanismos de interação de elétrons

As partículas carregadas pesadas, tais como as partículas alfa, interagem com a matéria principalmente por meio de forças coulombianas entre sua carga positiva e a carga negativa dos elétrons orbitais dos átomos do absorvedor.

Uma partícula carregada pesada interage simultaneamente com muitos elétrons. Nesta interação, o elétron sente um impulso da força coulombiana atrativa quando a partícula passa na sua proximidade. Dependendo da proximidade da interação, este impulso pode ser suficiente para promover o elétron para uma camada de maior energia dentro do átomo absorvedor (excitação) ou para remover completamente o elétron do átomo (ionização). A energia máxima que pode ser transferida de uma partícula carregada de massa m com energia cinética E para um elétron de massa m_0 em uma única colisão é $4Em_0/m$, ou aproximadamente $1/500$ da energia da partícula por núcleon. Pelo motivo de esta ser uma fração pequena da energia total, a partícula primária deve perder sua energia em muitas interações durante a sua passagem através de um absorvedor. Em um dado momento, a partícula interage com muitos elétrons, então o efeito líquido é decrescer sua velocidade continuamente até parar.

A trajetória de uma partícula carregada pesada é quase retilínea em um dado meio, porque a partícula não é muito defletida e as interações ocorrem em todas as direções simultaneamente. As partículas carregadas são portanto caracterizadas por um alcance definido em um dado material absorvedor. O alcance representa a distância percorrida por uma partícula em um dado meio até parar.

Quando comparados com as partículas carregadas pesadas, os elétrons perdem energia a uma taxa inferior e seguem uma trajetória muito mais tortuosa através dos materiais absorvedores. São possíveis grandes desvios na trajetória do elétron, porque sua massa é igual à dos elétrons orbitais com os quais está interagindo, e uma fração muito maior de sua energia pode ser perdida em uma única interação. Além disso, às vezes ocorrem interações elétron-núcleo, que podem mudar bruscamente a direção do elétron.

Os elétrons perdem energia por colisão assim como por radiação. Estas perdas por radiação tomam a forma de *bremsstrahlung* ou radiação eletromagnética, que pode emanar de qualquer posição ao longo da trajetória do elétron. Pela teoria clássica, qualquer carga deve irradiar energia quando acelerada, e as deflexões do elétron em suas interações com o absorvedor correspondem à tal aceleração. As perdas por radiação são mais importantes para elétrons de energias altas e para materiais absorvedores de número atômico alto e são sempre uma pequena fração das perdas de energia devido à ionização e à excitação.

O conceito de alcance é menos claro para elétrons do que para partículas carregadas pesadas, porque o comprimento de caminho total do elétron é consideravelmente maior do que a distância de penetração ao longo do vetor velocidade inicial.

Para a energia equivalente, a perda de energia específica de elétrons é muito menor do que a de partículas carregadas pesadas; então seu comprimento de caminho em absorvedores típicos é centenas de vezes maior.

O fato de os elétrons frequentemente sofrerem grandes deflexões ao longo de sua trajetória leva ao fenômeno de retroespalhamento. Um elétron que entra em uma superfície de um absorvedor pode sofrer uma deflexão suficiente para que ele saia pela mesma superfície através da qual ele entrou. Estes elétrons retroespalhados não depositam toda sua energia no meio absorvedor e portanto podem ter um efeito significativo na resposta de detectores projetados para medir a energia de elétrons incidentes externamente. Os elétrons que são retroespalhados na janela de entrada de um detector não serão detectados.

O retroespalhamento é mais pronunciado para elétrons com energia incidente baixa e absorvedores com número atômico alto.

1.3 Dosimetria de raios X

A dosimetria das radiações representa o cerne do conhecimento referente às medições das radiações ionizantes, que têm o objetivo de quantificar algum efeito devido às radiações. Os que trabalham com dosimetria das radiações têm responsabilidade dupla de estarem familiarizados tanto com a interação das radiações com a matéria como com o efeito a ser quantificado. A interação da radiação com a matéria é extremamente complexa. Vários aspectos da interação nem podem ser descritos por uma teoria completa, mas apenas por esquemas. Muitas vezes a avaliação da deposição e da distribuição da energia só pode ser feita por meio de métodos numéricos, envolvendo cálculos de Monte Carlo.

As radiações ionizantes e seus efeitos podem ser descritas por inúmeras grandezas, tais como exposição, kerma e dose absorvida. Uma ampla variedade de tipos diferentes de detectores têm sido desenvolvida para quantificar estas grandezas em diferentes aplicações e necessidades. Vários dos mais antigos e mais amplamente utilizados tipos de detectores de radiação são baseados nos efeitos produzidos quando uma partícula carregada passa através de um gás. Embora os modos primários de interação envolvam ionização e excitação das moléculas do gás ao longo do caminho da partícula, a maioria dos detectores a gás são sen-

síveis à ionização direta criada pela passagem da radiação. As câmaras de ionização são em princípio os mais simples de todos os tipos de detectores a gás. Sua operação normal é baseada na coleta de todas as cargas criadas por ionização direta no gás por meio da aplicação de um campo elétrico. As câmaras de ionização podem ser consideradas as ferramentas mais importantes na dosimetria clínica da radiação, tanto em radioterapia como em radiodiagnóstico.

1.3.1 Grandezas dosimétricas

As grandezas exposição, kerma e dose absorvida apresentam um papel central na dosimetria clínica da radiação e suas definições são discutidas em grande detalhe no ICRU Report 60.^[17]

A grandeza exposição, X , é o quociente de dQ por dm , onde dQ é a carga total de um mesmo sinal produzida no ar quando todos os elétrons liberados pelos fótons em uma determinada massa de ar dm são completamente freados, assim:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (1.6)$$

A unidade SI para exposição é o $C \cdot kg^{-1}$ como indicado pela definição, mas a unidade antiga, o roentgen ($1R = 2,58 \times 10^{-4} C \cdot kg^{-1}$) é ainda muitas vezes usado. A exposição sofre de duas limitações fundamentais. O primeiro é que está definida somente para fótons interagindo no ar; o segundo é que envolve um limite superior de energia dos fótons da ordem de 3 MeV.

Estes problemas são superados pela introdução da grandeza kerma ¹, K , que é o quociente de dE_{tr} por dm , onde dE_{tr} é a soma da energia cinética inicial de todas as partículas carregadas liberadas pelas partículas não-carregadas (fótons e nêutrons) em uma massa dm de material, assim:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1.7)$$

A unidade para kerma é o $J \cdot kg^{-1}$ ou gray (Gy). A grandeza deve sempre ser definida com respeito ao material específico em que as interações estão ocorrendo (p. ex. kerma no ar, kerma na água, etc). Esta grandeza é bem definida em todas energias e para todos os materiais.

¹*kinetic energy released per unit mass*

A dose absorvida em um material, D , é o quociente de $d\bar{\epsilon}$ por dm , onde $d\bar{\epsilon}$ é a energia média transferida à matéria de massa dm , assim:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (1.8)$$

Assim como para o kerma, sua unidade é o $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$ ou gray (Gy). A dose absorvida é atualmente tomada como o melhor indicador físico de resposta biológica. Por causa disto, a dose absorvida na água é a grandeza que é empregada para especificar a quantidade de radiação a ser utilizada em uma prática clínica.

1.3.2 Câmaras de ionização

Livros clássicos sobre câmaras de ionização são de Rossi e Staub^[18] e Wilkinson.^[19] Câmaras de ionização são descritas com a omissão de muitos detalhes por Knoll.^[20] Descrições mais específicas de projetos e construções de câmaras são incluídas em vários textos, como por exemplo, de Sharpe,^[21] Price^[22] e Boag.^[23,24] Outros textos úteis sobre câmaras de ionização são de Johns e Cunningham,^[15] Khan^[25] e Rajan.^[26]

Uma câmara de ionização consiste de dois ou mais eletrodos. Os eletrodos confinam um volume de gás e coletam a carga (íons) produzida pela radiação dentro do volume. Muitas vezes sua geometria é cilíndrica, com um catodo cilíndrico confinando um volume de gás e um anodo axial isolado. O tipo mais comum de câmara de ionização para utilização em radioterapia e em radiodiagnóstico é a câmara de placas paralelas.

A radiação entra na câmara através de sua parede e interage com o gás na câmara ou com a parede. Deve ser ressaltado que os fótons não podem produzir ionização diretamente; eles primeiro interagem com o material da câmara (parede e gás) produzindo elétrons. Isto significa que, por meio de uma série de interações, os fótons transferem sua energia para um ou mais elétrons.

Os elétrons são freados por meio de colisões com o gás da câmara. As colisões retiram elétrons das moléculas produzindo íons positivos (processo de ionização) que, na ausência de um campo elétrico, irão se recombinar. Em alguns gases os elétrons podem ficar presos em moléculas neutras formando íons negativos.

Devido à presença de um campo elétrico, os íons positivos dirigem-se para o eletrodo negativo (catodo) e os elétrons (e íons negativos se eles são formados) dirigem-se para o eletrodo positivo (anodo), produzindo uma corrente. O circuito eletrônico mede então a cor-

rente ou a carga total produzida durante o período de interesse. O número de íons produzidos na câmara é diretamente relacionado com a energia depositada na câmara pela radiação.

Quando uma câmara de ionização está sujeita a um campo de radiação, a corrente de ionização medida inicialmente aumenta com o aumento da tensão aplicada e então estabiliza-se. O aumento inicial da corrente de ionização com a tensão é causada pela coleção de íons incompleta em tensões baixas. Os íons positivos e negativos tendem a se recombinar, a não ser que eles sejam rapidamente separados pelo campo elétrico. Esta recombinação pode ser minimizada pelo aumento do campo elétrico.

Se a tensão é aumentada para muito acima da saturação, os íons, acelerados pelo campo elétrico, podem ganhar energia suficiente para produzir ionização por colisão com as moléculas do gás. Isto resulta em uma rápida multiplicação de íons, e a corrente, mais uma vez, torna-se fortemente dependente da tensão aplicada. A câmara deve ser usada na região de saturação para que pequenas mudanças na tensão não resultem em mudanças na corrente.

Em geral, a tensão requerida para se alcançar a corrente de saturação para qualquer câmara depende da taxa na qual a ionização está sendo produzida. Na saturação, a corrente de ionização é o produto do número de pares de íons produzidos por unidade de tempo pela carga do elétron. A câmara, portanto, mede o efeito integrado de um número grande de ionizações. A constante de tempo do aparelho que detecta a corrente é geralmente grande para suprimir flutuações estatísticas, não importando se os elétrons são coletados como elétrons livres (como, p.ex., no Argônio) ou se são presos em moléculas (como, p.ex., no Oxigênio). Contudo, a probabilidade de recombinação é pequena em um gás em que não são formados íons negativos, e a saturação pode ser atingida com uma tensão mais baixa.

Quando a corrente de ionização é suficientemente alta, ela pode ser medida com um microamperímetro. Geralmente, no entanto, é necessário utilizar métodos mais sensíveis, p.ex., coletando a carga em um capacitor e medindo a variação de tensão no capacitor com um eletrômetro.

1.3.2.1 Equilíbrio eletrônico

A energia depositada em um detector de radiação e, portanto, a dose D , pode ser calculada de um simples balanço de energia utilizando a seguinte relação:^[27]

$$D = \frac{1}{m} (E_{entra}^{\gamma} - E_{sai}^{\gamma} - E_{sai}^{\gamma,e} + E_{entra}^e - E_{sai}^e - E_{sai}^{e,\delta} + E_{entra}^{\delta} - E_{sai}^{\delta}) \quad (1.9)$$

onde m é a massa do volume no qual entram todas as partículas de energia E_{entra} e do qual saem todas as partículas de energia E_{sai} . O sinal γ indica fótons, o e refere-se a elétrons secundários, e o δ refere-se a elétrons delta. Os índices mistos referem-se a interações dentro do volume de massa m . Portanto, (γ, e) refere-se a elétrons gerados por fótons em m , e (e, δ) refere-se a elétrons delta gerados pelos elétrons secundários em m .

Se há um balanço entre a energia transportada pelos elétrons (incluindo os elétrons delta) para dentro e para fora do detector, os seis últimos termos na Eq. 1.9 se cancelam. Tem-se então equilíbrio eletrônico, e a dose no detector é apenas dependente da energia transportada pelos fótons. Um caso menos restritivo seria permitir o desequilíbrio dos elétrons delta. Neste caso:

$$-E_{sai}^{\gamma,e} + E_{entra}^e - E_{sai}^e = 0, \quad (1.10)$$

sem restrições para os elétrons delta. A condição descrita na Eq. 1.10 é chamada equilíbrio dos elétrons secundários. Ela assegura que a energia transportada pelos elétrons secundários para dentro do detector é igual à energia transportada para fora. Portanto, os elétrons secundários não depositam energia no detector, e o sinal registrado é devido somente aos fótons (e elétrons delta).

Na prática, o equilíbrio eletrônico não pode ser completamente alcançado em uma câmara de ionização com dimensões finitas. Isto é devido à diferença no fluxo de elétrons na entrada e na saída da câmara, que leva à produção de quantidades diferentes de elétrons secundários em posições diferentes na câmara. O termo correto para condições reais de medição é, portanto, equilíbrio eletrônico transiente.

O detector utilizado para medições sob condições de equilíbrio eletrônico tem que satisfazer às seguintes exigências:

- a espessura da parede do detector deve ser pelo menos igual ao alcance dos elétrons secundários. Isto assegura que os elétrons secundários gerados fora do meio sensível não alcancem o detector;
- a parede do detector deve ser feita de um material equivalente ao meio sensível do próprio detector para assegurar que o espectro e a distribuição angular dos elétrons gerados na parede sejam iguais ao espectro e à distribuição angular dos elétrons gerados no detector.

1.3.2.2 Teoria de cavidade de Bragg-Gray

Sob as condições de Bragg-Gray, apenas os elétrons secundários são medidos no detector. Este é o outro extremo quando comparado com as medições sob condições de equilíbrio eletrônico, que determinam somente a energia transferida pelos fótons ao detector.

Se o detector é utilizado em um meio (objeto simulador) e suas dimensões são pequenas, as contribuições de fótons à energia depositada no detector são muito pequenas comparadas com a energia depositada por elétrons. Se a câmara puder ser construída de um certo modo que permita também o equilíbrio dos elétrons delta, então:

$$E_{entra}^{\gamma} - E_{sai}^{\gamma} - E_{sai}^{\gamma,e} - E_{sai}^{e,\delta} + E_{entra}^{\delta} - E_{sai}^{\delta} = 0 \quad (1.11)$$

A Eq. 1.11 caracteriza as condições de Bragg-Gray onde nem fótons nem elétrons delta contribuem para energia depositada no detector. Todo sinal registrado na câmara é devido a elétrons secundários.

A câmara ideal para ser utilizada sob condições de Bragg-Gray deve ser muito pequena para evitar perturbações no fluxo dos elétrons secundários. Ela também deve ter uma parede muito fina para se ter certeza que (quase) todos elétrons registrados no detector foram gerados no objeto simulador. Por esta razão, a teoria de cavidade de Bragg-Gray é somente aplicada para fótons de energias superiores a aproximadamente 300 keV onde o alcance dos elétrons secundários é grande o suficiente para atravessarem uma parede fina da câmara.

1.3.2.3 Aspectos práticos

Um dosímetro clínico é composto por uma câmara de ionização acoplada a um sistema de medição de corrente, conhecido como eletrômetro. Alguns aspectos importantes devem ser considerados para uma acurácia melhor nas medições com um dosímetro clínico.

É recomendável testar periodicamente a estabilidade das leituras de um dosímetro clínico utilizando uma fonte de controle. Nestes testes geralmente são utilizadas fontes emissoras de radiação beta, tais como $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, armazenadas em blindagens adequadas.

A corrente de fuga é definida como qualquer sinal gerado no dosímetro clínico na ausência de radiação. A corrente de fuga também pode ser produzida pela radiação. Neste caso, pode se originar no eletrômetro, nos cabos, nos conectores e na própria câmara, continuando após o término da irradiação e geralmente decrescendo exponencialmente com o

tempo. A corrente de fuga sempre deve ser medida antes e depois da irradiação, e deve ser pequena quando comparada com a corrente medida durante a irradiação (menor que 0,5% e normalmente do mesmo sinal).^[26]

1.3.2.4 Fatores de correção

A dosimetria de raios X com câmaras de ionização requer a aplicação de vários fatores de correção. Alguns destes fatores podem ser tirados de tabelas na literatura, outros têm de ser determinados para uma combinação particular de câmara-eletrômetro e para uma certa qualidade da radiação.

Como já discutido, o campo máximo que pode ser aplicado à câmara é limitado pelo início do fenômeno de ionização por colisão. Dependendo do projeto da câmara e da intensidade de ionização, uma certa quantidade de perda de íons por recombinação pode ser esperada. Especialmente a uma intensidade de ionização muito alta, tal como é possível no caso de feixes pulsados, podem ocorrer perdas significantes de carga por recombinação, até mesmo nas tensões máximas possíveis na câmara. Sob estas condições, devem ser aplicadas correções para as perdas por recombinação. A eficiência de coleção, definida como a razão entre o número de íons coletados e o número de íons produzidos, pode ser determinada por cálculo ou experimentalmente.^[23,24] Sempre que possível, a tensão na câmara deve ser ajustada para se ter menos que 1% de perdas, isto é, eficiência de coleção melhor que 99%.

Às vezes, para uma dada exposição, a carga iônica coletada por uma câmara de ionização muda em magnitude quando a polaridade da tensão é invertida. Há muitas causas possíveis de tais efeitos de polaridade, alguns dos quais foram examinados por Boag.^[23,24] Os efeitos de polaridade podem ser corrigidos medindo-se a carga com os valores máximos permitidos de tensão de polarização positiva e negativa aplicada à câmara e tomando-se a média como a medição corrigida.

O número de pares de íons formados por unidade de caminho percorrido é uma função da densidade do gás em uma câmara de ionização. Portanto, em câmaras não seladas, devem ser feitas correções no valor da corrente de ionização para temperatura e pressão ambientais em relação a valores de referência, quando o alcance da radiação primária for maior que as dimensões da câmara. O fator de correção k_{TP} para as condições de referência de temperatura e pressão, isto é, 20° C e 101,3 kPa, pode ser determinado por

$$k_{TP} = \left(\frac{273,2 + T}{293,2} \right) \times \left(\frac{101,3}{P} \right) \quad (1.12)$$

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

A correção para a umidade não é necessária se a câmara de ionização foi calibrada em uma umidade relativa do ar de cerca de 50% e é utilizada entre 20% e 80%. Se a calibração da câmara se refere ao ar seco, deve ser aplicado um fator de correção. Neste caso, para a radiação de ^{60}Co , por exemplo, o fator de correção é 0,997.^[28]

1.3.2.5 Tipos de câmaras de ionização

Um grande número de câmaras de ionização diferentes tem sido desenvolvido para aplicações diferentes. Todas elas consistem de um meio para a detecção da radiação (tipicamente ar) e um segundo meio como parede. As câmaras diferem uma da outra principalmente pela geometria, material e espessura da parede (e eletrodo), e pelo volume. As principais geometrias utilizadas são a cilíndrica (tipo dedal), a esférica e a de placas paralelas (tipo superficial). Os vários materiais utilizados para a construção de câmaras refletem a necessidade de se ter paredes de material equivalente ao ar para medições sob condições de equilíbrio eletrônico e paredes de material equivalente ao tecido humano (ou água) para medições sob condições de Bragg-Gray. Além disso, algumas partes da câmara precisam ser condutoras (p. ex., os eletrodos) e outras precisam ser isolantes (para evitar fuga de corrente). O volume sensível de uma câmara de ionização depende da sua aplicação. A TAB. 1.1 mostra um sumário dos volumes das câmaras e das suas aplicações típicas.

TABELA 1.1 - Volumes das câmaras de ionização e aplicações típicas ^a.

Volume (cm ³)	Aplicação	Taxa de dose típica	Corrente de ionização típica (pA)
>10000	monitoração ambiental	0,1 $\mu\text{Gy} \cdot \text{h}^{-1}$	0,001-0,1
100-1000	proteção radiológica	0,01 – 1 $\text{mGy} \cdot \text{h}^{-1}$	0,1-10
1-5	radiologia diagnóstica	0,1 $\text{Gy} \cdot \text{min}^{-1}$	10
0,1-1	radioterapia de megavoltagem	1 $\text{Gy} \cdot \text{min}^{-1}$	100
0,01-0,5	radioterapia de quilovoltagem	10 $\text{Gy} \cdot \text{min}^{-1}$	100

^aAdaptado de Metcalfe e col.^[27]

Como já foi dito, as câmaras de placas paralelas (como as que foram desenvolvidas neste trabalho), são o tipo mais comum de câmaras de ionização para utilização em radioterapia e em radiodiagnóstico. As câmaras de ionização de placas paralelas utilizam dois eletrodos planos e paralelos, separados por alguns milímetros. Elas são projetadas para serem utilizadas com a janela de entrada de frente para a fonte de radiação e de forma perpendicular ao eixo do feixe. As câmaras de placas paralelas são normalmente caracterizadas pelos seguintes detalhes de construção:^[28-30]

- O volume de ar é uma pequena região em forma de moeda acima do eletrodo interno. A superfície interna da janela de entrada é condutora e constitui o eletrodo externo. O eletrodo interno é um disco circular condutor montado no corpo isolante da câmara. O volume sensível é aquela fração do volume de ar total através do qual passam as linhas de força elétrica entre os eletrodos interno e externo.

- Os eletrodos interno e externo são montados em um bloco de material (corpo da câmara) ao qual o cabo de conexão é preso. O cabo normalmente sai do corpo da câmara em uma direção paralela à janela de entrada.
- O volume sensível é tipicamente uma fração de um centímetro cúbico, para feixes de raios X terapêuticos. Para feixes diagnósticos, são adequados volumes de alguns centímetros cúbicos (TAB. 1.1).
- O potencial de polarização é aplicado ao eletrodo externo e o sinal da carga é coletado pelo eletrodo interno.
- Existe normalmente um terceiro eletrodo, chamado anel de guarda, que rodeia o eletrodo interno. O anel de guarda é mantido no mesmo potencial que o eletrodo interno e conserva as linhas de campo uniformes e elimina qualquer sinal de espalhamento estranho, isto é, ele define melhor o volume sensível de ar da câmara.

As câmaras de ionização de placas paralelas são recomendadas e utilizadas para a dosimetria de feixes terapêuticos de radiação X de energias baixas e altas, elétrons de energia alta,^[7,28,29,31-34] e também para a dosimetria de feixes de radiação X diagnóstico.^[30]

1.4 Qualidade dos raios X de quilovoltagem

Um feixe de raios X pode ser caracterizado pela sua capacidade de penetrar materiais de composição conhecida. A capacidade de penetração da radiação é muitas vezes descrita como a qualidade da radiação. Assim, uma especificação da qualidade da radiação frequentemente utilizada é a camada semi-redutora (CSR).

Embora todos os feixes possam ser descritos em termos de sua CSR, a qualidade de um feixe de raios gama é normalmente caracterizado em termos da energia dos raios gama ou do seu radionuclídeo de origem que tem um espectro de emissão conhecido. Por exemplo, a qualidade de um feixe de raios gama emitidos de uma fonte de ^{60}Co pode ser caracterizada em termos de 1,17 e 1,33 MeV (média 1,25 MeV) ou simplesmente feixe de ^{60}Co . Já que todos os feixes de raios X produzidos por tubos de raios X são heterogêneos em energia, isto é, possuem espectros de energia contínuos que dependem da tensão de pico, material do alvo e filtração total do feixe, eles são normalmente descritos pela CSR, um único parâmetro especificando a capacidade de penetração total do feixe. Quando apropriado, também pode ser dada a segunda CSR, i.e., a espessura adicional de absorvedor necessária para reduzir a

intensidade dos fótons de 50% para 25% do valor inicial. Embora radiações de distribuições espectrais diferentes possam ter as mesmas primeiras CSR, suas segundas CSR não serão iguais. A razão entre a primeira CSR e a segunda CSR é chamada de coeficiente de homogeneidade; ele é igual a um para feixes de fótons monoenergéticos e menor que um para feixes heterogêneos.

A camada semi-redutora deve ser medida para cada qualidade da radiação (quilovoltagem e filtração) em uso clínico, sob condições de feixe estreito ou “geometria boa”. Tal geometria pode ser alcançada pela utilização de um feixe estreito e uma distância grande (da ordem de 100cm) entre o absorvedor e o detector, tal como uma câmara de ionização. Sob estas condições, a exposição medida é principalmente resultado da passagem dos fótons através do absorvedor sem interação (fótons espalhados praticamente não são detectados pela câmara). Os dados da atenuação são obtidos pela medição da exposição transmitida através de absorvedores de espessuras variáveis mas de composição constante e conhecida. Estes dados são então apresentados em um gráfico linear ou semi-logarítmico para se determinar a CSR.

No caso ideal de feixes monoenergéticos, em condições de geometria boa, e quando se dispõe de meios de cálculo, pode ser realizado um ajuste aos dados da atenuação a uma função do tipo

$$\frac{I}{I_0} = e^{-0,693 \cdot x / \text{CSR}} \quad (1.13)$$

onde I é a exposição transmitida através de um absorvedor de espessura x e I_0 é a exposição sem absorvedor.

De maneira rápida, a CSR pode ser determinada por meio de interpolação, utilizando uma escala semi-logarítmica e com o auxílio da seguinte equação:

$$\text{CSR} = \frac{x_2 \cdot \ln(2I_1/I_0) - x_1 \cdot \ln(2I_2/I_0)}{\ln(I_1/I_2)} \quad (1.14)$$

onde x_1 e x_2 são as espessuras dos absorvedores correspondentes às exposições I_1 e I_2 . Entre as espessuras x_1 e x_2 encontra-se a CSR.

Para se determinar a CSR com uma acurácia maior, pode ser utilizada uma câmara monitora para: detectar as variações na taxa de saída do gerador de raios X, fazer as correções necessárias e também realizar as medições para diferentes tamanhos de campo. Neste caso, a CSR é determinada por extrapolação do tamanho de campo zero do gráfico da CSR medida em função do tamanho do campo.

A câmara de ionização utilizada para as medições de atenuação deve ter uma dependência energética de resposta mínima para cada intervalo de energia que compreende os equipamentos tratados, de maneira que se assegure que não se introduza erros nas medições pela variação na qualidade do feixe de raios X sem e com absorvedor.

Para simplificar o procedimento de controle de constância da qualidade dos feixes de raios X de quilovoltagem, pode-se utilizar objeto simuladores formados por lâminas de plástico de espessuras diferentes^[2] ou sistemas tandem de câmaras de ionização.^[7-10] Estes métodos permitem avaliar a constância da qualidade do feixe a partir da medição de parâmetros obtidos como a relação de duas leituras e comparados com valores de referência. Os valores de referência destes parâmetros são estabelecidos na calibração inicial do equipamento ou após cada reparo e variações que afetem a qualidade dos feixes. Os desvios percentuais relativos aos valores de referência devem ser menores que a tolerância especificada.

Desde que os feixes de raios X utilizados em radiologia são sempre heterogêneos em energia, às vezes é conveniente expressar a qualidade de um feixe de raios X em termos da energia efetiva. A energia efetiva (ou equivalente) de um feixe de raios X é a energia dos fótons em um feixe monoenergético que é atenuado a uma mesma razão que a radiação em questão. Já que a curva de atenuação para um dado material é caracterizada pela sua inclinação ou coeficiente de atenuação linear (μ), a energia efetiva é determinada pela energia de fótons monoenergéticos que têm o mesmo μ que o feixe dado. Visto que o μ e a CSR são relacionados (Eq. 1.2), a energia efetiva também pode ser definida como a energia de um feixe monoenergético que tem a mesma CSR que um dado feixe.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Como as câmaras de ionização em geral utilizadas atualmente são quase todas de fabricação comercial, é difícil a identificação de trabalhos recentes sobre detalhes de construção das câmaras. A ênfase atual é sobre as características operacionais e a interpretação de medições, embora algum conhecimento dos detalhes de construção seja às vezes necessário, quando devem ser aplicadas correções às grandezas medidas.

No Brasil tem havido um interesse crescente em se desenvolver câmaras de ionização para radiação X de energias baixas e intermediárias, gama, beta e de elétrons de energias altas, principalmente para dosimetria clínica (radioterapia), mostrando a viabilidade de construção de detectores de radiação utilizando-se materiais disponíveis no mercado nacional.

Foram desenvolvidas inicialmente câmaras de ionização para radiação X^[35] e radiação beta^[36] respectivamente pelo Instituto de Radioproteção e Dosimetria e pela Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais.

No IPEN foram construídas câmaras de ionização de placas paralelas para radiação X de energias baixas e beta^[7], elétrons de energias altas^[31] e uma câmara de extrapolação para radiação X e beta de aplicadores dermatológicos.^[37]

As características de desempenho de detectores de radiação para Radiologia Diagnóstica foram analisadas em vários trabalhos.^[30,38-45]

A *International Electrotechnical Commission* (IEC) tem uma publicação^[12] que estabelece as exigências para um nível satisfatório de desempenho de dosímetros com câmaras de ionização destinados à medida de dose absorvida na água ou de kerma no ar (e suas taxas) em campos de radiação de fótons ou elétrons utilizados em radioterapia. Tem também uma publicação^[13] que especifica as exigências de desempenho e alguns detalhes de construção relacionados de dosímetros destinados à medida de kerma no ar e de taxa de kerma no ar, em campos de radiação X utilizados em radiodiagnóstico, incluindo mamografia, radioscopia e

tomografia computadorizada (CT), para raios X com potenciais geradores não maiores que 150kV.

As câmaras de ionização de placas paralelas foram estudadas com relação as suas características de saturação, eficiência de coleção de íons e efeitos de polaridade por diversos autores.^[31,46-59] Câmaras de ionização de placas paralelas também foram estudadas em relação à dependência energética^[7,8,31,37] e angular^[31,60] em vários trabalhos.

A calibração dos feixes de radiação utilizados para o tratamento do câncer de pacientes é baseado em medições às vezes complicadas e na aplicação de diversos fatores de conversão e correção.

A *International Atomic Energy Agency* (IAEA) vem se preocupando com este assunto há muito tempo e publicou diversas recomendações e procedimentos envolvendo a calibração de feixes de radiação e de instrumentos detectores de radiação, e ainda a determinação de doses, utilizando-se instrumentos e tipos de radiações diferentes.^[11,28,29,61,62]

Klevenhagen e col.^[63] trataram de alguns dos problemas causados pelos elétrons secundários e seus efeitos em medidas de dose absorvida e de dose em profundidade de raios X terapêuticos de energia baixa utilizando câmaras de ionização de placas paralelas com janelas finas.

Oliveira^[64] estabeleceu as qualidades de campos padrões de raios X de energias baixas, nível radioproteção, no LCI/IPEN. As condições de calibração de instrumentos nas qualidades de radioterapia de energias baixas também foram testadas neste trabalho.

Bulla^[65] implantou no LCI/IPEN um método de calibração de câmaras de ionização de placas paralelas utilizadas em procedimentos de dosimetria de feixes clínicos de elétrons de energias altas de aceleradores lineares. Dias e col.^[66] estabeleceram os campos padrões de radiação X de energias intermediárias para calibração de câmaras de ionização.

A IAEA também está desenvolvendo um protocolo de dosimetria de raios X diagnóstico.^[67] Os principais objetivos do protocolo são auxiliar na obtenção e na manutenção de um nível alto de qualidade em dosimetria, melhorar a implementação de padrões nacionais rastreáveis e assegurar o controle das doses de radiação em procedimentos diagnósticos com raios X.

Potiens^[68] desenvolveu e implantou no LCI/IPEN várias metodologias para calibração de instrumentos utilizados em sistemas de radiodiagnóstico. Foram estabelecidos métodos para calibração de instrumentos utilizados em medições de radioproteção, feixes diretos (ate-

nuados e não atenuados) e ainda para instrumentos utilizados em controle da qualidade.^[69] Foi ainda estabelecida a metodologia de um programa de controle da qualidade para equipamentos de raios X diagnóstico do LCI/IPEN por Ros e Caldas.^[70,71] Guerra^[72] estabeleceu os campos padrões de radiação X de mamografia a partir de um equipamento de raios X (60kV, potencial constante, alvo de tungstênio), com filtração adicional de molibdênio.

Um grande número de trabalhos pertinentes ao assunto deste trabalho podem ser encontrados nos anais do “*International symposium on standards and codes of practice in medical radiation dosimetry*”.^[73]

3 MATERIAIS E MÉTODOS

As câmaras de ionização de placas paralelas, câmaras tandem, desenvolvidas neste trabalho, serão descritas no próximo capítulo, por se tratarem do objetivo principal desta tese. Neste capítulo serão apresentados as características e os detalhes dos equipamentos utilizados neste trabalho.

Os dosímetros (câmaras tandem + eletrômetros) foram testados, sempre que possível, de acordo com os procedimentos e as especificações da IEC.^[12,13]

Para o estudo da dependência energética, as câmaras foram calibradas em feixes padrões de radiação X utilizando a técnica da substituição.^[11] Nesta técnica, um instrumento de referência é colocado no campo de radiação e é tomada a leitura; em seguida, o instrumento a ser calibrado substitui o primeiro e uma nova leitura é tomada. Os dois instrumentos devem ocupar exatamente a mesma posição no feixe de radiação. O coeficiente de calibração^[74] é obtido por comparação entre as duas leituras.

A avaliação e a expressão das incertezas de medição foram feitas de acordo com as recomendações dadas no texto “Guia para a Expressão da Incerteza de Medição”.^[75] Todas as incertezas relatadas nos resultados das medições são incertezas expandidas obtidas utilizando-se um fator de abrangência 2, que corresponde a um nível da confiança de aproximadamente 95%.

As correntes de ionização foram medidas utilizando-se os eletrômetros apresentados com suas características relevantes na TAB. 3.1.

TABELA 3.1 - Características dos eletrômetros utilizados.

Fabricante	Modelo	Tensão na câmara	Acurácia das medições
Keithley	35614	0, ± 150 e ± 300 V	1,5% leitura + 1 dígito
PTW-Freiburg	UNIDOS	0... ± 400 V	$\leq 0,5\%$ leitura + 1 dígito
PTW-Freiburg	MULTIDOS	+400 V	$\leq 0,5\%$ leitura
Radcal Corporation	9015	+260 V	4% leitura + 1 dígito

Para a variação da tensão aplicada às câmaras tandem, foi utilizada uma fonte de tensão estabilizada Tectrol, modelo TC 300 002, acoplada ao eletrômetro Keithley. Este sistema permitiu também a inversão da polaridade de tensão nas medições. Os eletrômetros PTW permitem a variação da tensão aplicada à câmara assim como a inversão da polaridade de tensão.

Foram utilizados os seguintes sistemas de irradiação:

- Unidade de teleterapia de ^{60}Co , Keleket Barnes Flexaray, modelo IS;
- Equipamento de raios X, Rigaku Denki, modelo Geigerflex, potencial constante, com tubo Philips, modelo PW 2184/00, janela com 1 mm de berílio e alvo de tungstênio; opera até 60 kV;
- Equipamento de raios X Pantak, modelo HF320, potencial constante, cujo tubo tem uma janela com 3 mm de berílio e alvo de tungstênio; opera até 320 kV;
- Equipamento de raios X Medicor Mővek Röntgengyara, modelo Neo-Diagnomax, monofásico, retificação de onda completa, com alvo de tungstênio; opera até 125 kV em modo radiográfico e até 100 kV em modo fluoroscópico.

As características dos sistemas de raios X são apresentados nas TAB. 3.2 a 3.5.

TABELA 3.2 - Características do sistema Rigaku-Denki para as qualidades de radioterapia de energias baixas; filtração inerente: 1 mmBe.

Potencial gerador (kV)	Filtração adicional (mmAl)	Camada semi-redutora (mmAl)	Energia efetiva (keV)
25	0,44	0,25	14,3
30	0,54	0,36	15,5
40	0,68	0,53	17,7
45	0,73	0,59	18,7
50	1,02	0,89	21,2

TABELA 3.3 - Características do sistema Pantak para as qualidades de radioterapia de energias intermediárias; filtração inerente: 2, 3 mmAl.

Potencial gerador (kV)	Filtração adicional (mmAl)	(mmCu)	Camada semi-redutora (mmAl)	(mmCu)	Energia efetiva (keV)
100	1,206	—	3,759	—	35
135	—	0,228	—	0,466	55
180	—	0,482	—	0,950	76
250	—	1,569	—	2,388	115

TABELA 3.4 - Características do sistema Rigaku-Denki para as qualidades de mamografia; filtração inerente: 1 mmBe; filtração adicional: 0,06 mmMo.

Potencial gerador (kV)	Camada semi-redutora (mmAl)	Energia efetiva (keV)
25	0,33	15,1
28	0,34	15,3
30	0,35	15,6
35	0,38	16,2

TABELA 3.5 - Características do sistema Medicor Mövek Röntgengyara para as qualidades de diagnóstico convencional, modo fluoroscópico; filtração inerente: 0,8 mmAl; filtração total: 2,5 mmAl.

Potencial gerador (kV)	Camada semi-redutora (mmAl)	Energia efetiva (mmAl)
50	1,8	32,0
70	2,4	39,2
90	3,1	46,0

A TAB. 3.6 mostra as características dos sistemas padrões de referência com os quais as câmaras tandem foram calibradas.

TABELA 3.6 - Características dos sistemas padrões utilizados.

Qualidade da radiação	Câmara de ionização	Volume sensível (cm ³)	Eletrômetro
Raios X terapêuticos, energias baixas	Placas paralelas PTW M23344	0,2	PTW UNIDOS
Raios X terapêuticos, energias intermediárias	Cilíndrica NE 2505/3	0,6	PTW UNIDOS
⁶⁰ Co	Cilíndrica NE 2505/3	0,6	PTW UNIDOS
Raios X diagnóstico, convencional	Placas paralelas PTW 77334	1,0	PTW UNIDOS
Raios X diagnóstico, mamografia	Placas paralelas Radcal 10x5-6M (Conversor Radcal 9060)	6,0	Radcal 9015

A temperatura e a umidade relativa do ar nas salas de irradiação foram controladas por um sistema de ar condicionado e desumidificadores. As medições de temperatura, pressão e umidade relativa do ar foram obtidas utilizando-se, respectivamente: um termômetro de mercúrio, com intervalo de medição entre -10°C e $+40^{\circ}\text{C}$ e resolução de $0,1^{\circ}\text{C}$; um barômetro Veränderlich, modelo Domatic, Alemanha, com intervalo de medição entre 96 kPa e 104 kPa e resolução de 0,1 kPa; um higrômetro Präzisions-Faden, Alemanha, com intervalo de medição entre 0 e 100% e com resolução de 1% de umidade relativa do ar.

4 PROJETO E CONSTRUÇÃO DAS CÂMARAS TANDEM

Foram projetadas e construídas, de acordo com as recomendações^[28-30], duas câmaras de ionização de placas paralelas de dupla face, em sistema tandem, denominadas câmaras tandem: uma para utilização em feixes terapêuticos de raios X de quilovoltagem e outra para utilização em feixes diagnósticos convencionais e de mamografia.

Também foram confeccionados cinco cabos de conexão: um cabo para conexão das câmaras tandem ao eletrômetro Keithley 35614 e quatro cabos para conexão das câmaras tandem aos eletrômetros PTW UNIDOS e PTW MULTIDOS.

As câmaras tandem apresentam diferença entre as duas faces quanto ao material do eletrodo interno e do anel de guarda, sendo que em uma das faces é alumínio (face A) e na outra grafite (face G).

Para o corpo das câmaras e para o isolamento entre os eletrodos internos e anéis de guarda foi utilizado acrílico.

4.1 Câmara tandem para utilização em radioterapia

Na câmara tandem para utilização em feixes de raios X terapêuticos desenvolvida neste trabalho, os eletrodos internos têm 5 mm de espessura e 20 mm de diâmetro. Os anéis de guarda têm espessura de 10 mm e largura de 3 mm. As janelas de entrada têm $1,7 \text{ mg} \cdot \text{cm}^{-2}$ de espessura e são constituídas por folhas de poliéster aluminizado. A distância entre os eletrodos internos e externos é de 2 mm. O volume sensível de ar é de aproximadamente $0,6 \text{ cm}^3$. Estas dimensões estão de acordo com as recomendações para câmaras de ionização a serem utilizadas em dosimetria de feixes terapêuticos.^[28,29] A FIG. 4.1 mostra um diagrama esquemático desta câmara.

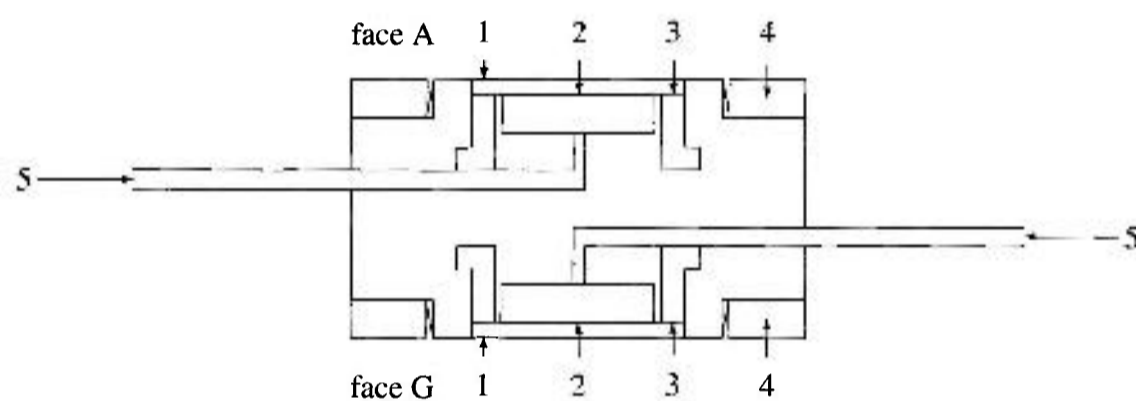


FIGURA 4.1 - Diagrama esquemático da câmara tandem para utilização em feixes terapêuticos: (1) janelas de entrada (eletrodos externos), (2) eletrodos coletores (eletrodos internos), (3) anéis de guarda, (4) anéis de fixação das janelas de entrada, (5) cabos. O volume sensível de ar é $0,6 \text{ cm}^3$.

Foi construído um suporte em acrílico para o posicionamento da câmara no campo de radiação, como mostrado nas FIG. 4.2 e 4.3.

Para realização dos testes de estabilidade foi construído um suporte em acrílico com a finalidade de assegurar uma geometria reproduzível no posicionamento da fonte radioativa em relação à câmara. Foi utilizada uma fonte de controle de ^{90}Sr da PTW, com atividade nominal de $33,3 \text{ MBq}$, 1988, tipo 8921, juntamente com o suporte construído (FIG. 4.4).

Foi também construída uma capa de equilíbrio eletrônico em acrílico de $3,8 \text{ mm}$ de espessura, para testes da câmara Tandem de $0,6 \text{ cm}^3$ em campos de radiação gama.

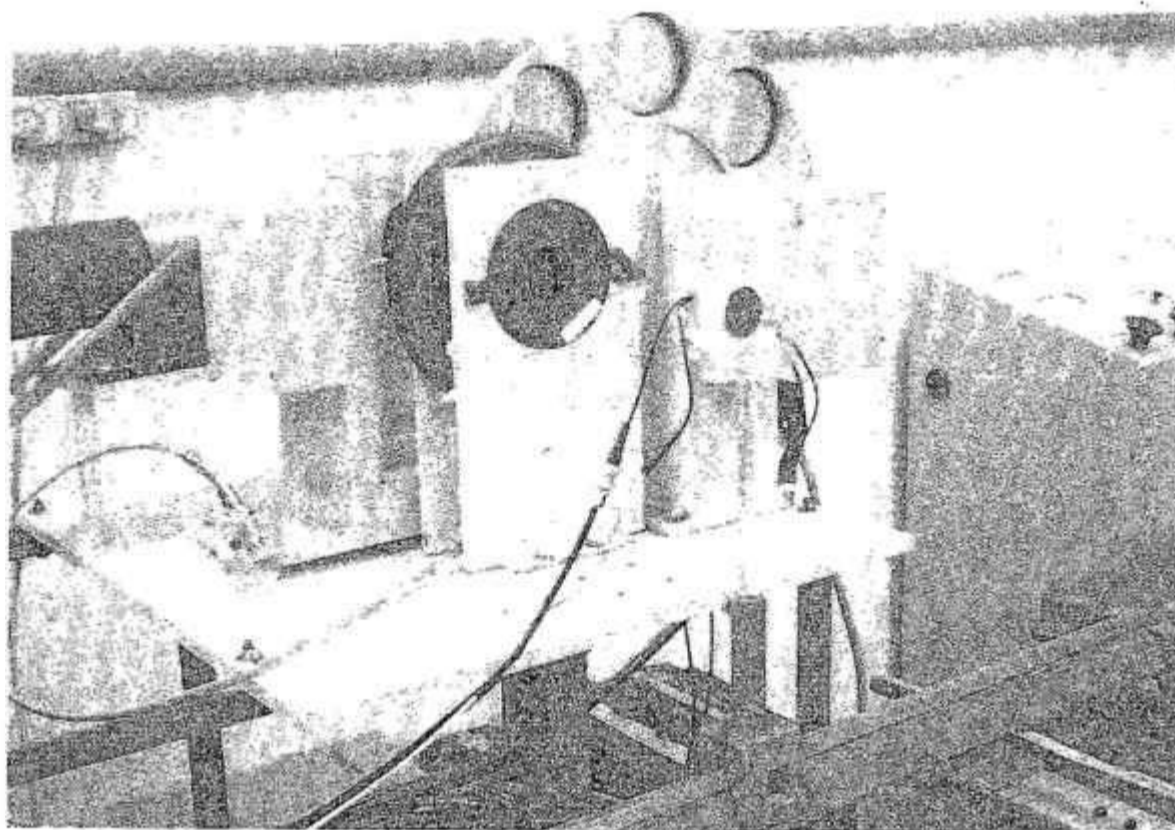


FIGURA 4.2 - Câmara tandem para utilização em feixes terapêuticos posicionada no sistema de raios X Rigaku-Denki. O ponto vermelho corresponde ao posicionador a laser montado no banco óptico do sistema de radiação X.

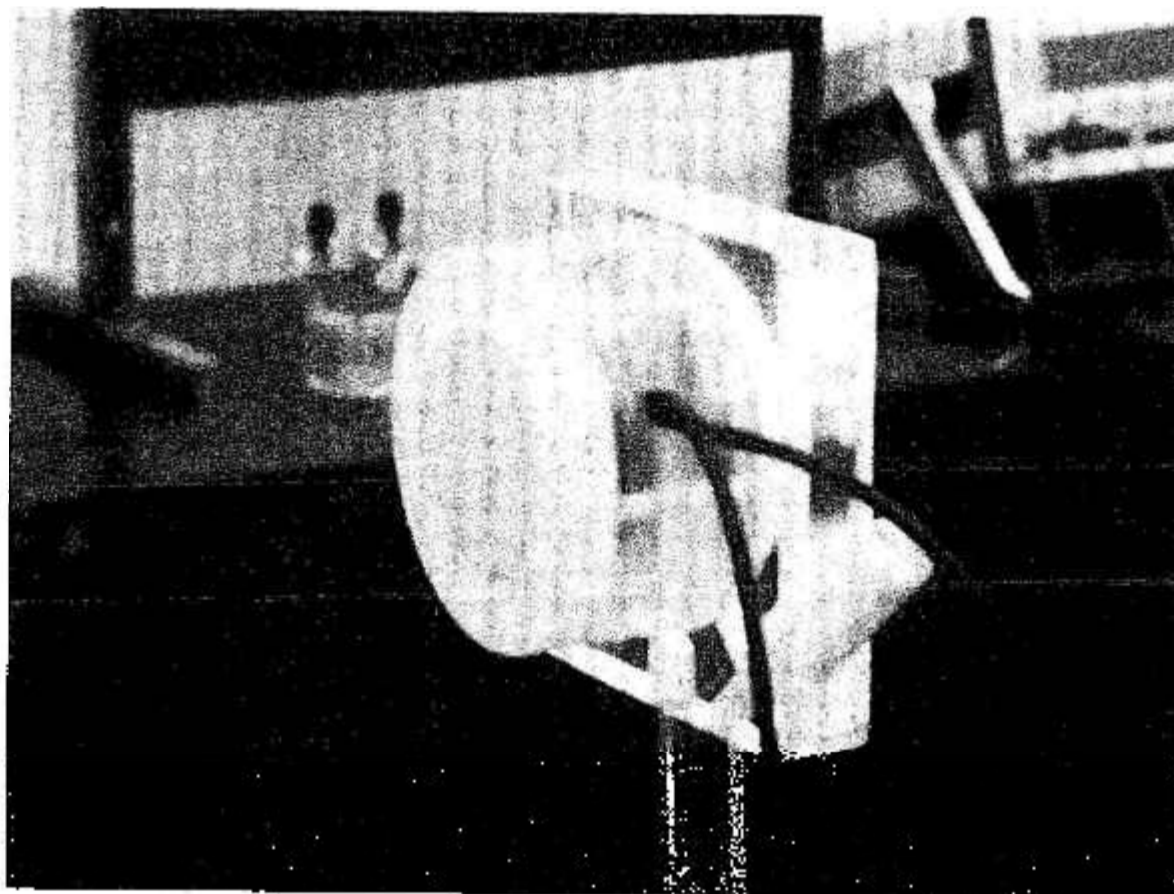


FIGURA 4.3 - Visão frontal da câmara tandem para utilização em feixes terapêuticos posicionada no sistema de raios X Rigaku-Denki.

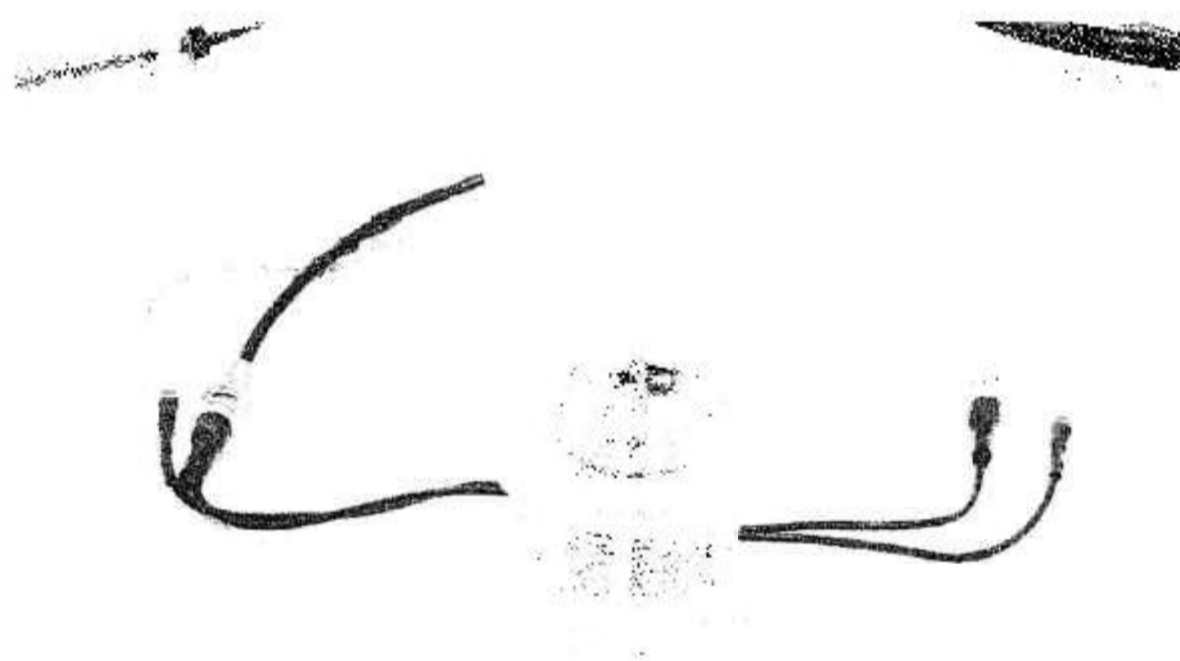


FIGURA 4.4 - Câmera tandem posicionada no suporte especial para testes de estabilidade com uma fonte de controle de ^{90}Sr .

4.2 Câmara tandem para utilização em radiodiagnóstico

A FIG. 4.5 mostra um diagrama esquemático da câmara tandem para utilização em feixes de raios X diagnósticos. Esta câmara foi construída baseado no mesmo projeto da câmara para utilização em feixes terapêuticos, alterando-se, respectivamente, as espessuras dos eletrodos internos e dos anéis de guarda para 3 mm e 4 mm e conseqüentemente a distância entre os eletrodos internos e externos de 2 mm para 8 mm. Assim, o volume sensível de ar é de aproximadamente $2,5 \text{ cm}^3$.

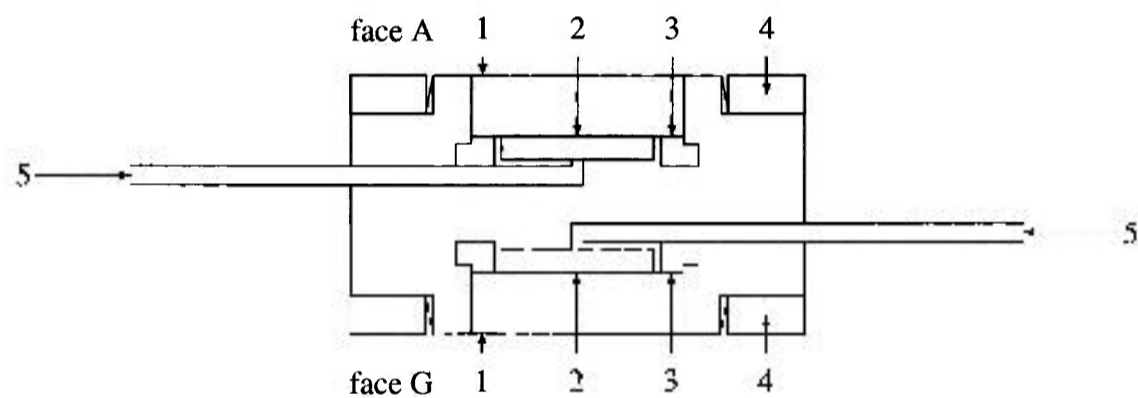


FIGURA 4.5 - Diagrama esquemático da câmara tandem para utilização em feixes diagnósticos: (1) janelas de entrada (eletrodos externos), (2) eletrodos coletores (eletrodos internos), (3) anéis de guarda, (4) anéis de fixação das janelas de entrada, (5) cabos. O volume sensível de ar é $2,5 \text{ cm}^3$.

Na FIG. 4.6 é mostrada a câmara tandem para utilização em feixes diagnósticos. Como pode ser visto, externamente ela é idêntica à câmara tandem para utilização em feixes terapêuticos.

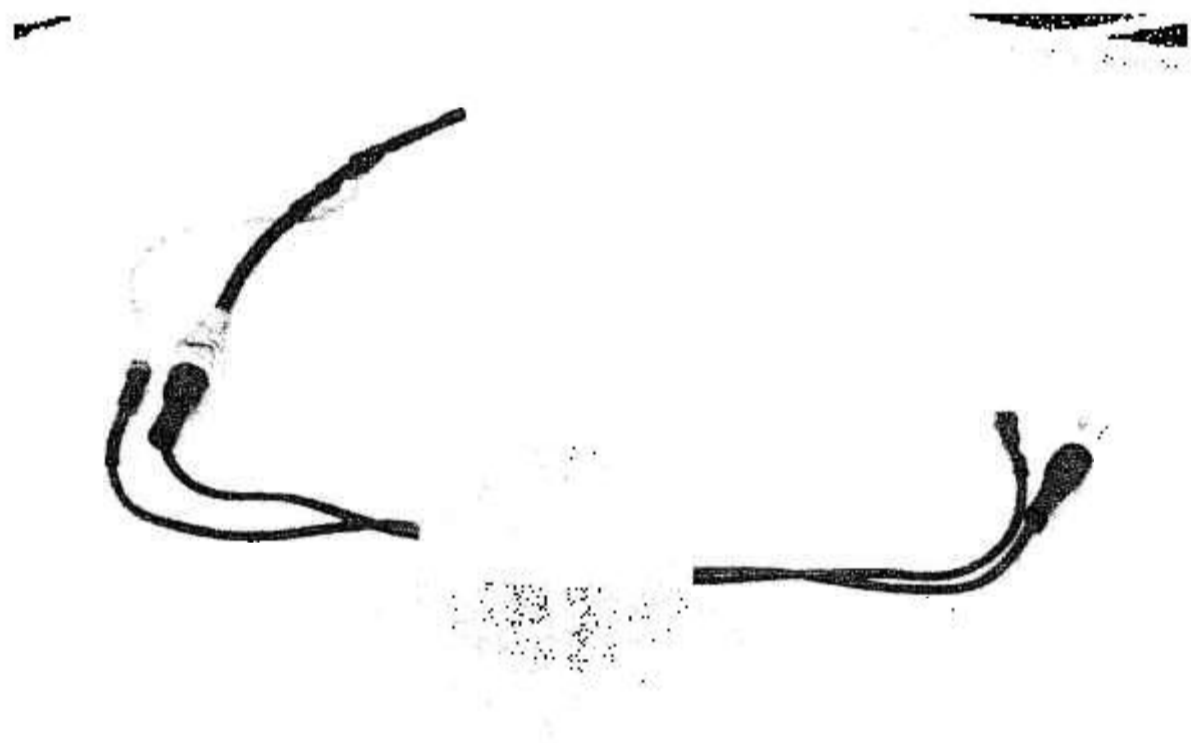


FIGURA 4.6 - Câmara tandem para utilização em feixes de raios X diagnósticos.

5 CARACTERIZAÇÃO DAS CÂMARAS TANDEM

Os dosímetros (câmaras tandem + eletrômetros) foram testados e calibrados em feixes de raios X de acordo com as recomendações internacionais.^[11-13] Foram testadas as características operacionais de saturação, eficiência de coleção de íons e efeitos de polaridade, linearidade, tempo de estabilização, corrente de fuga, dependência da resposta com o tamanho do campo, dependência angular e repetitividade de resposta. Além disso, as câmaras foram calibradas em feixes padrões de radiação X para estudo de sua dependência energética.

5.1 Caracterização da câmara tandem para utilização em radioterapia

Nesta seção serão apresentados os resultados obtidos nos testes e na calibração da câmara tandem para utilização em feixes terapêuticos (volume sensível $0,6 \text{ cm}^3$). Para os testes de saturação, eficiência de coleção de íons e efeitos de polaridade, a câmara tandem foi acoplada ao eletrômetro Keithley 35614 juntamente com a fonte de tensão estabilizada Tectrol para variação da tensão aplicada à câmara. Para o teste de corrente de fuga após irradiação também foi utilizado o eletrômetro Keithley 35614, pois este permite o acoplamento de um registrador gráfico. Para os outros testes foi utilizado o eletrômetro PTW MULTIDOS.

5.1.1 Saturação, eficiência de coleção de íons e efeitos de polaridade

A câmara tandem ($0,6 \text{ cm}^3$) foi irradiada em cada uma de suas faces (tomando-se como referência a superfície das janelas de entrada), à taxa de kerma no ar de $573,4 \text{ mGy} \cdot \text{min}^{-1}$ e variando-se a tensão de polarização aplicada entre -300 V e $+300 \text{ V}$. As curvas de saturação obtidas são mostradas nas FIG. 5.1 e 5.2. Todas as correntes de ionização medidas representam o valor médio de cinco leituras. Pode-se verificar que a câmara tandem ($0,6 \text{ cm}^3$) apresentou, para as duas faces, o comportamento esperado, com a saturação atingida acima de 50 V . Isto significa dizer que a utilização de tal câmara pode ser feita conectando-a aos

tipos mais comuns de eletrômetros, nos quais a tensão de operação geralmente é maior que 100 V.

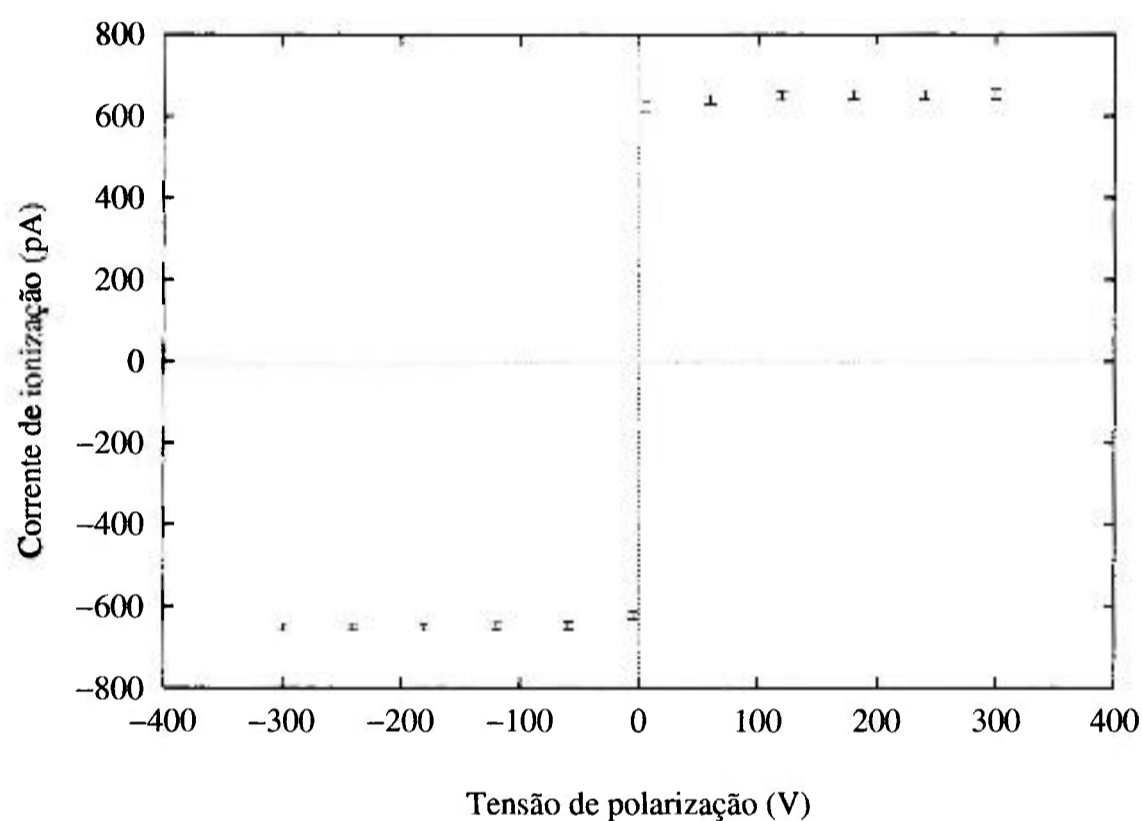


FIGURA 5.1 - Curva de saturação da câmara tandem ($0,6 \text{ cm}^3$), face A, a uma taxa de kerma no ar de $573,4 \text{ mGy} \cdot \text{min}^{-1}$.

A eficiência de coleção pode ser determinada experimentalmente obtendo-se um gráfico do inverso da corrente de ionização medida em função do inverso do quadrado da tensão de polarização ($1/V^2$). A corrente de saturação “ideal” é então determinada extrapolando-se a curva para a tensão de polarização infinita ($1/V^2 = 0$). No entanto, não é recomendado que a eficiência de coleção de íons em uma câmara de ionização de placas paralelas utilizada para raios X de energia baixa seja medida variando-se a tensão de polarização. A recombinação iônica é normalmente desprezível e as mudanças na tensão de polarização geralmente distorcem a janela, resultando em variações na resposta da câmara que excedem qualquer efeito de recombinação.^[28]

O efeito de polaridade para as diferentes qualidades de raios X, com os valores máximos permitidos de tensão de polarização negativa e positiva, deve ser menor que 1%, ou devem ser aplicados fatores de correção às medições com uma incerteza associada menor que 1%.^[12]

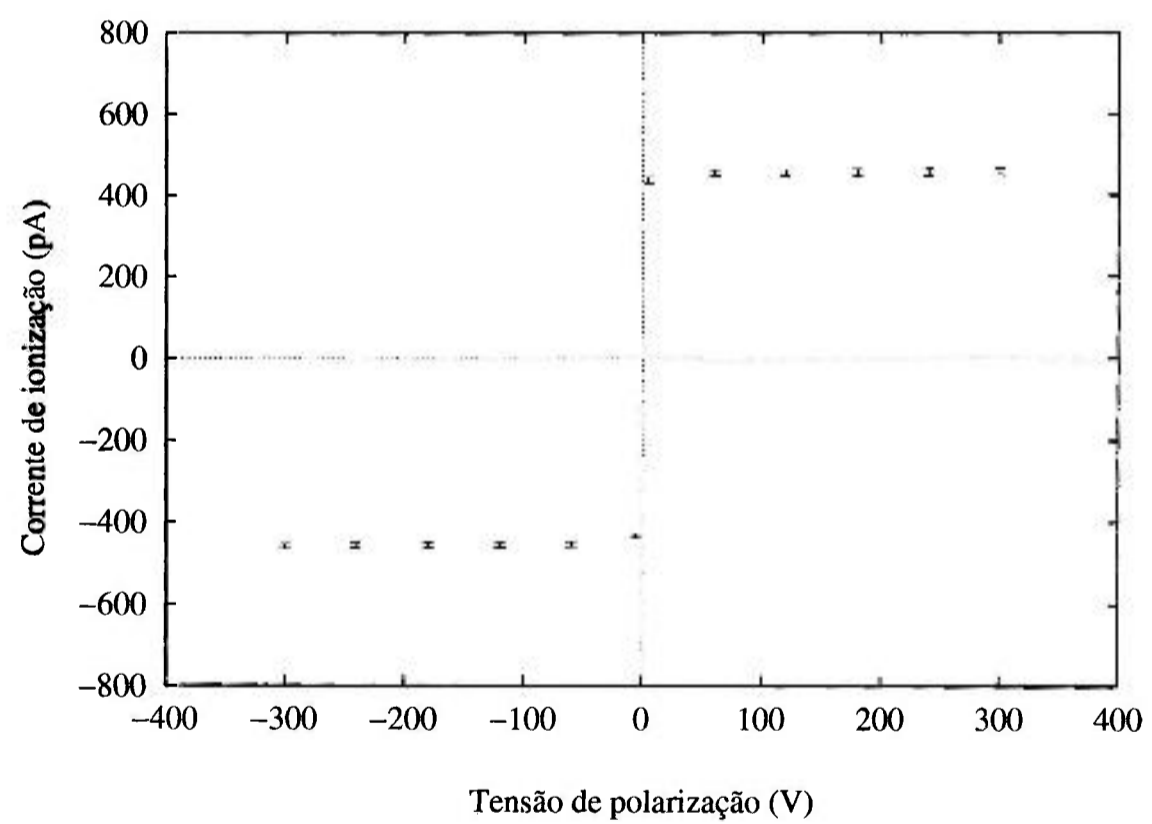


FIGURA 5.2 - Curva de saturação da câmara tandem ($0,6 \text{ cm}^3$), face G, a uma taxa de kerma no ar de $573,4 \text{ mGy} \cdot \text{min}^{-1}$.

Isto significa que a razão entre a carga coletada positiva e negativa com os valores máximos de tensão de polarização positiva e negativa em função da qualidade da radiação incidente deve estar entre 0,99 e 1,01. A TAB. 5.1 apresenta a razão entre a carga coletada em função da qualidade da radiação incidente para a câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$) estudada com tensão de polarização de $\pm 300\text{ V}$. Pode-se verificar que o efeito de polaridade encontra-se dentro do intervalo recomendado.

TABELA 5.1 - Razão entre as cargas coletadas nas tensões de polarização de $+300\text{ V}$ e -300 V para a câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$) em função da qualidade da radiação.

Qualidade	Face A	Face G
40 kV	$0,999 \pm 0,022$	$0,995 \pm 0,022$
^{60}Co	$1,008 \pm 0,025$	$0,991 \pm 0,026$

5.1.2 Linearidade de resposta

Determinou-se a relação linear entre a corrente de ionização e a taxa de kerma no ar irradiando-se sequencialmente ambas as faces da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$) na qualidade de raios X terapêuticos de energias baixas de 30 kV (CSR de 0,36 mmAl) e variando-se a corrente no tubo. A câmara foi posicionada a uma distância de 50 cm da fonte tomando-se como ponto de referência o centro das superfícies das janelas de entrada. As taxas de kerma no ar foram determinadas utilizando-se o sistema padrão de referência para raios X terapêuticos de energias baixas (TAB. 3.6).

Os dados obtidos são apresentados nas FIG. 5.3 e 5.4. As retas representam os resultados de ajustes lineares a estes dados. A incerteza obtida para o coeficiente angular, i.e., a incerteza obtida na linearidade de resposta foi $\pm 0,45\%$ para a face A e $\pm 0,37\%$ para a face G.

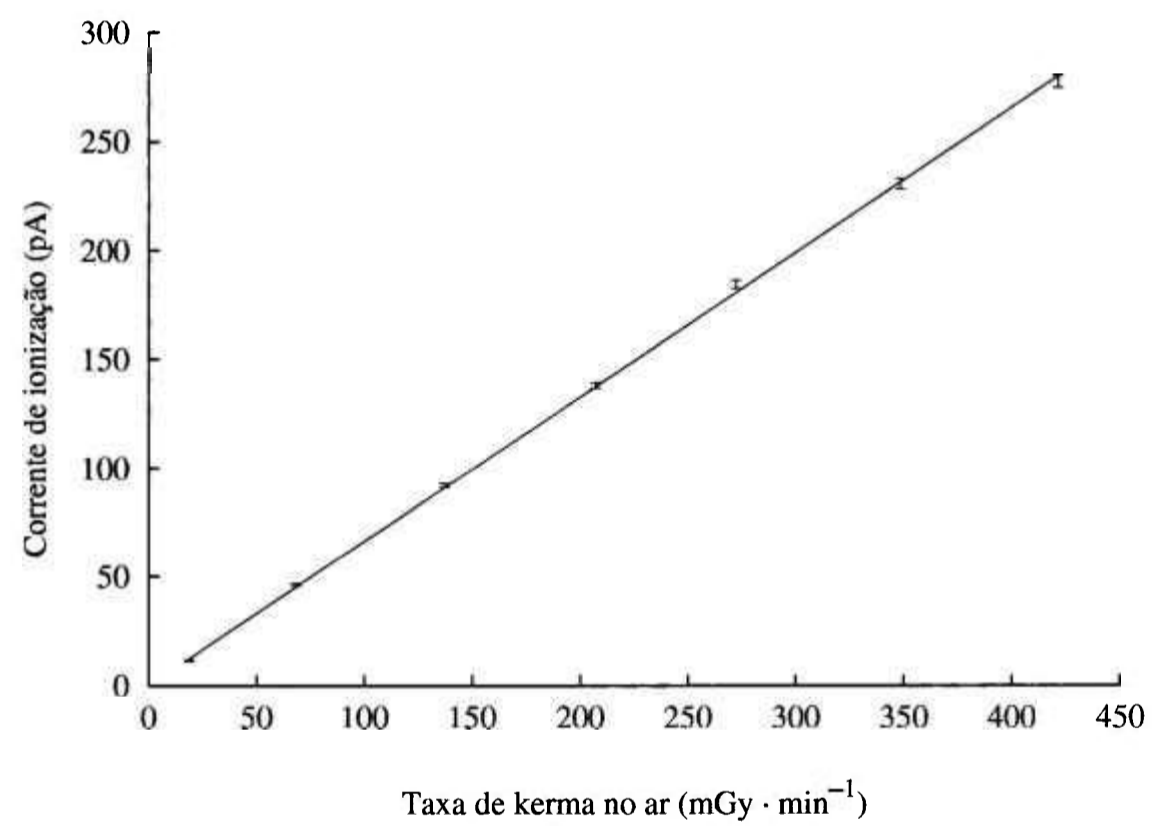


FIGURA 5.3 - Linearidade de resposta da câmara tandem ($0,6 \text{ cm}^3$), face A, na qualidade de raios X terapêuticos de energias baixas de 30 kV (CSR de 0,36 mmAl). A reta é o resultado de um ajuste linear aos dados.

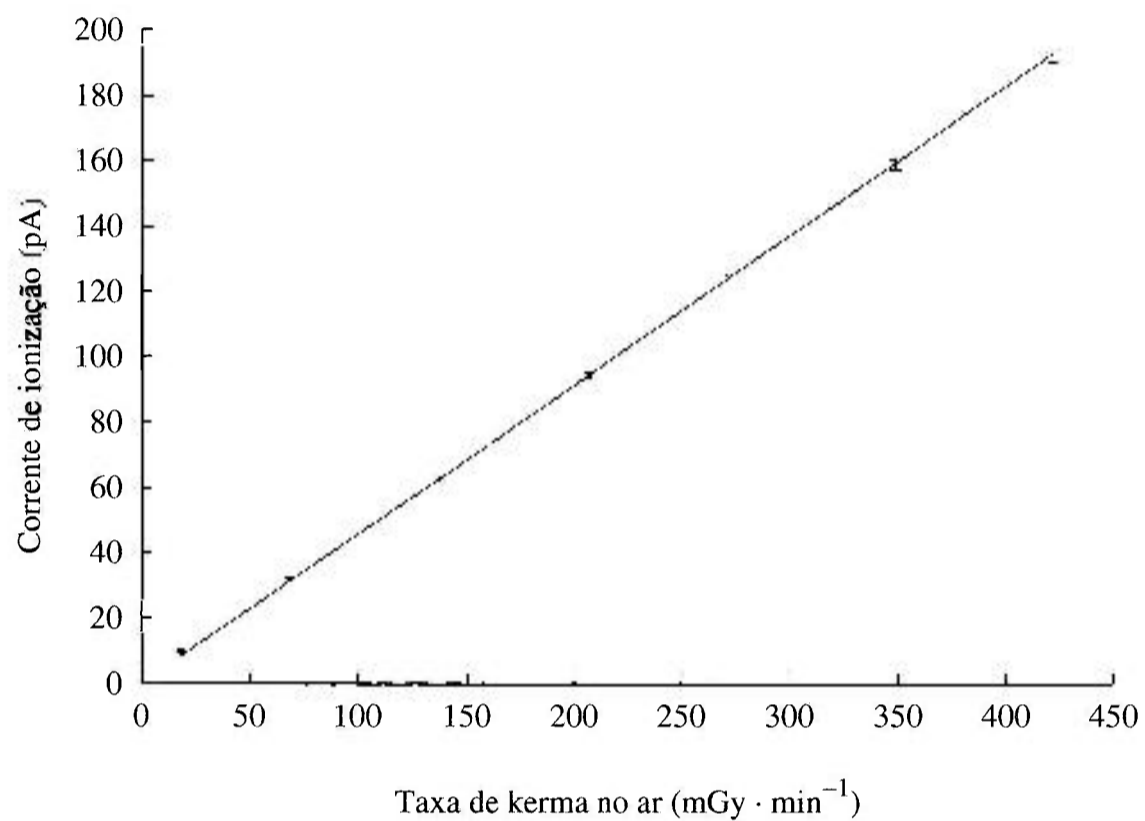


FIGURA 5.4 - Linearidade de resposta da câmara tandem (0,6 cm³), face G, na qualidade de raios X terapêuticos de energias baixas de 30 kV (CSR de 0,36 mmAl). A reta é o resultado de um ajuste linear aos dados.

5.1.3 Corrente de fuga sem irradiação

A corrente de fuga sem irradiação, mas com a tensão de polarização máxima aplicada à câmara, não deve exceder $\pm 0,5\%$ da corrente de ionização produzida pela taxa de kerma no ar mínima a que a câmara deva ser exposta.^[12]

A corrente de fuga sem irradiação foi determinada aplicando-se a tensão de polarização de +400 V à câmara tandem (0,6 cm³), primeiramente à face A e depois à face G, e medindo-se a carga (sem irradiação) por 20 min.

A corrente de fuga, expressa como uma porcentagem da corrente de ionização produzida pela taxa de kerma no ar mínima à qual a câmara tandem (0,6 cm³) foi exposta, foi menor que 0,02% em todos os casos para ambas as faces.

5.1.4 Tempo de estabilização

Durante um período entre 15 min e 2 h após aplicar a tensão de polarização, as variações de resposta não devem ser maiores do que $\pm 0,5\%$ da resposta medida 1 h após a aplicação da tensão de polarização, para o caso em que a câmara de ionização é irradiada continuamente desde o momento em que a tensão de polarização é aplicada.^[12]

A câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$), com a capa de equilíbrio eletrônico, foi posicionada em um campo de radiação gama de ^{60}Co , de dimensões $10 \times 10\text{ cm}^2$ e à taxa de kerma no ar de $152,1\text{ mGy} \cdot \text{min}^{-1}$. A resposta em cada tempo foi determinada como o valor médio de cinco medições sucessivas. Os resultados são mostrados na TAB. 5.2. A câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$) cumpre as exigências para o teste de tempo de estabilização (respostas relativas entre 0,995 e 1,005).

TABELA 5.2 - Tempo de estabilização: resposta relativa em função do tempo.

Tempo	Face A	Face G
15 min	$0,996 \pm 0,030$	$1,000 \pm 0,027$
1 h	1	1
2 h	$1,000 \pm 0,030$	$1,005 \pm 0,027$

5.1.5 Corrente de fuga após irradiação

Dentro de 5 s após o término de uma irradiação de 10 min, a corrente de fuga transiente deve decrescer a $\pm 1,0\%$ da corrente de ionização produzida na câmara durante a irradiação.^[12]

A câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$), com a capa de equilíbrio eletrônico, foi posicionada em um campo de radiação gama de ^{60}Co , de dimensões $10 \times 10\text{ cm}^2$ e à taxa de kerma no ar de $152,1\text{ mGy} \cdot \text{min}^{-1}$. A corrente de fuga transiente após o término de uma irradiação de 10 min foi medida por um registrador gráfico acoplado ao eletrômetro. Os resultados são mostrados nas FIG. 5.5 e 5.6. A corrente de fuga transiente decresceu abaixo do valor especificado dentro de aproximadamente 4 s após o término de uma irradiação de 10 min. A câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$) cumpre portanto as exigências para o teste de corrente de fuga após irradiação.

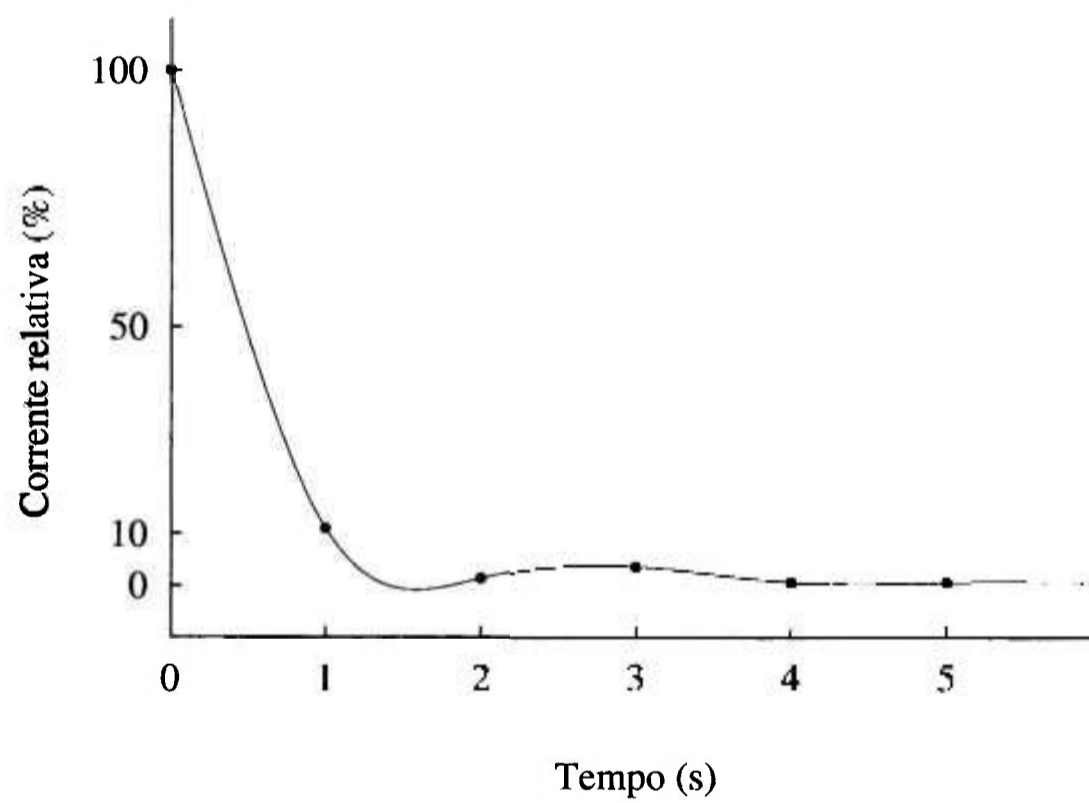


FIGURA 5.5 - Corrente de fuga transiente após irradiação, da câmara tandem ($0,6\text{cm}^3$), face A, em porcentagem da corrente de ionização medida durante a irradiação.

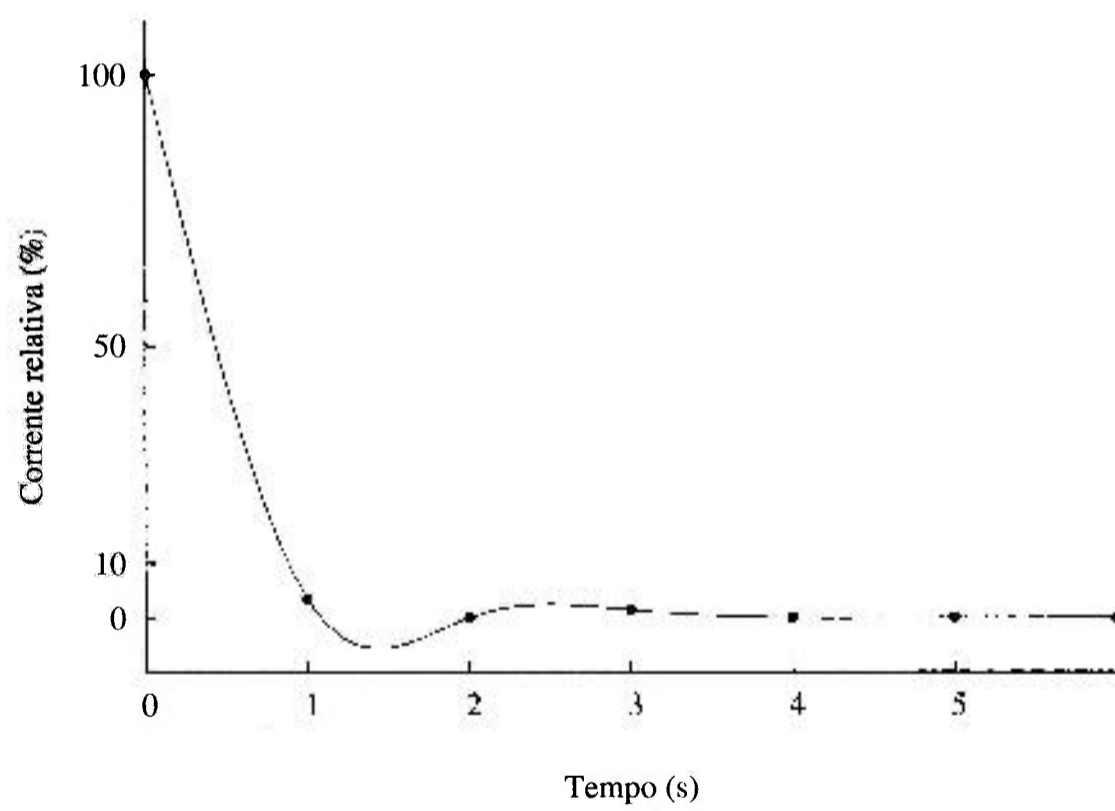


FIGURA 5.6 - Corrente de fuga transiente após irradiação, da câmara tandem ($0,6\text{cm}^3$), face G, em porcentagem da corrente de ionização medida durante a irradiação.

5.1.6 Calibração

A calibração da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$) na faixa de medição de radiação X de energias baixas foi feita utilizando-se as qualidades de raios X dadas na TAB. 3.2. As condições de irradiação foram: distância foco-câmara de 50 cm e diâmetro do campo de 6,66 cm.

Na faixa de medição de radiação X de energias intermediárias, utilizou-se as qualidades de raios X dadas na TAB. 3.3 e as seguintes condições de irradiação: distância foco-câmara de 100 cm e diâmetro do campo de 10 cm.

Foi também utilizada a fonte de ^{60}Co , à distância fonte-câmara de 100 cm e dimensões do campo de $10 \times 10\text{ cm}^2$. Neste caso utilizou-se a câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$) com a capa de equilíbrio eletrônico.

A resposta da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$) em termos do coeficiente de calibração foi determinada em relação ao valor verdadeiro convencional de taxa de kerma no ar, utilizando-se os sistemas padrões de referência para cada faixa de energia (TAB. 3.6). Os coeficientes de calibração obtidos para a câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$) nos feixes de radiação X de energias baixas, intermediárias e de ^{60}Co são apresentados na TAB. 5.3. Para ^{60}Co , os testes mostraram que a câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$), sob condições de equilíbrio eletrônico, pode ser utilizada para a dosimetria de campos de radiação gama, embora nesta faixa de energia as câmaras de ionização recomendadas sejam as do tipo dedal.^[28]

TABELA 5.3 - Coeficientes de calibração da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$) para raios X terapêuticos de energias baixas e intermediárias e para radiação gama de ^{60}Co .

Qualidade da radiação	Camada semi-redutora		Energia efetiva (keV)	Coeficiente de calibração ($\text{mGy} \cdot \text{nC}^{-1}$)	
	(mmAl)	(mmCu)		Face A	Face G
Raios X terapêuticos (energias baixas)	0,25	—	14,3	$23,6 \pm 0,5$	$36,6 \pm 0,8$
	0,36	—	15,5	$22,1 \pm 0,5$	$37,0 \pm 0,8$
	0,53	—	17,7	$21,0 \pm 0,5$	$37,6 \pm 0,9$
	0,59	—	18,7	$20,6 \pm 0,5$	$37,8 \pm 0,9$
	0,89	—	21,2	$19,6 \pm 0,5$	$37,9 \pm 0,9$
Raios X terapêuticos (energias intermediárias)	3,759	0,127	33	$22,3 \pm 0,4$	$33,7 \pm 0,6$
	—	0,466	55	$24,5 \pm 0,4$	$32,5 \pm 0,6$
	—	0,950	76	$28,3 \pm 0,5$	$32,2 \pm 0,5$
	—	2,388	115	$35,8 \pm 0,6$	$33,2 \pm 0,5$
^{60}Co	—	—	—	$37,9 \pm 0,7$	$38,0 \pm 0,7$

5.1.7 Dependência energética

O estudo da dependência energética da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$) foi feito a partir dos resultados obtidos na calibração dela nas diferentes qualidades de raios X terapêuticos.

As FIG. 5.7 a 5.10 mostram os fatores de correção da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$), normalizados para as qualidades de referência, em função dos valores de camada semi-redutora.

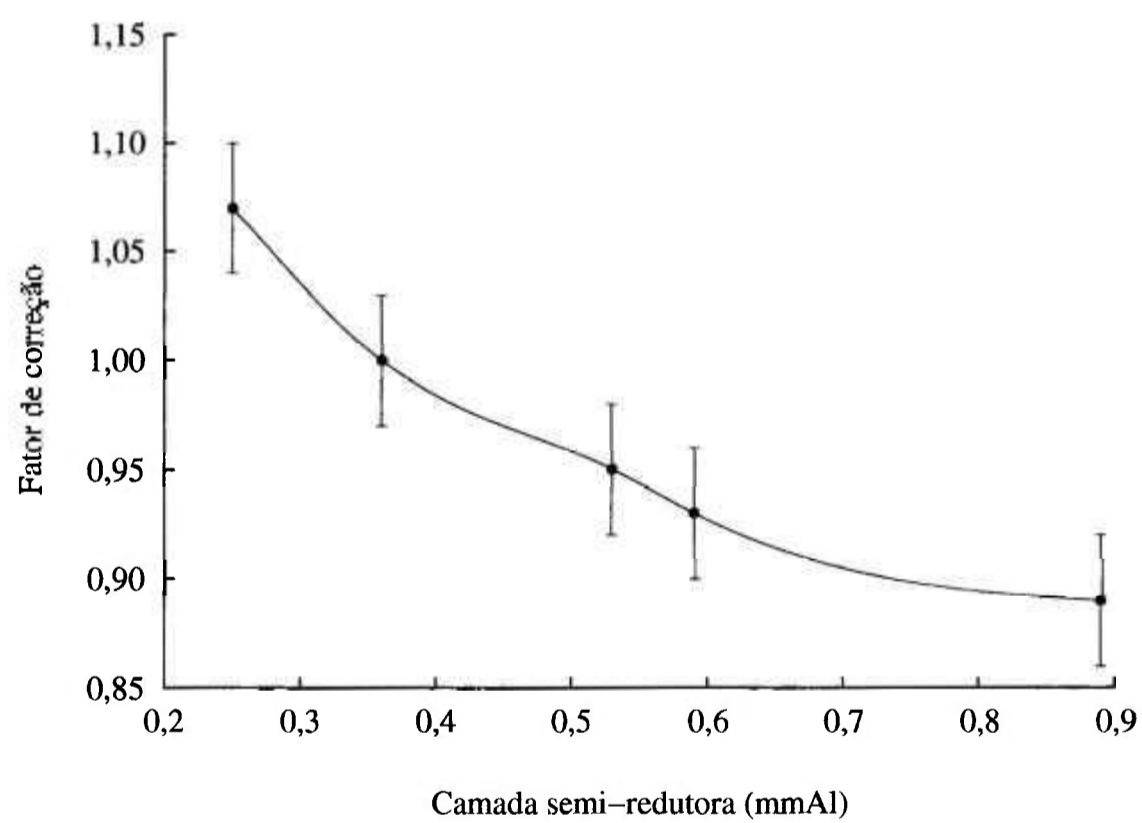


FIGURA 5.7 - Fatores de correção da câmara tandem ($0,6\text{cm}^3$), face A, para as qualidades de raios X terapêuticos de energias baixas, normalizados para CSR de $0,36\text{mmAl}$.

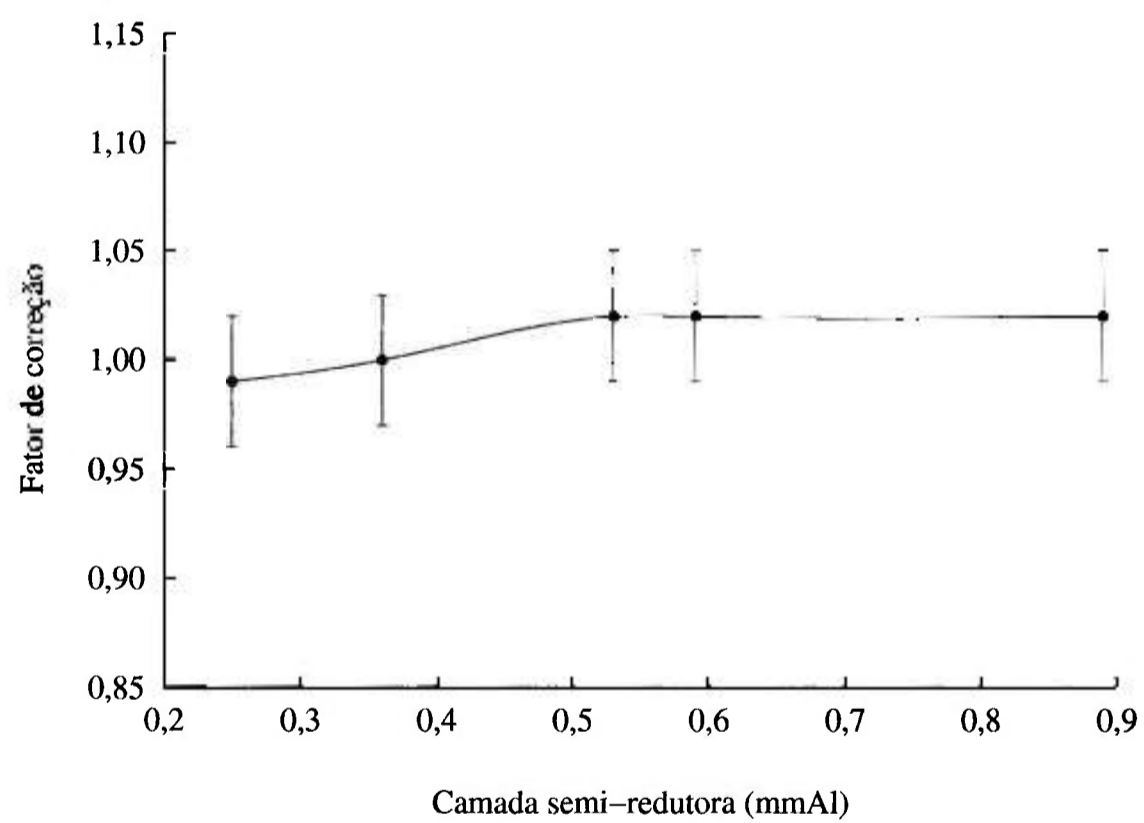


FIGURA 5.8 - Fatores de correção da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$), face G, para as qualidades de raios X terapêuticos de energias baixas, normalizados para CSR de $0,36\text{ mmAl}$.

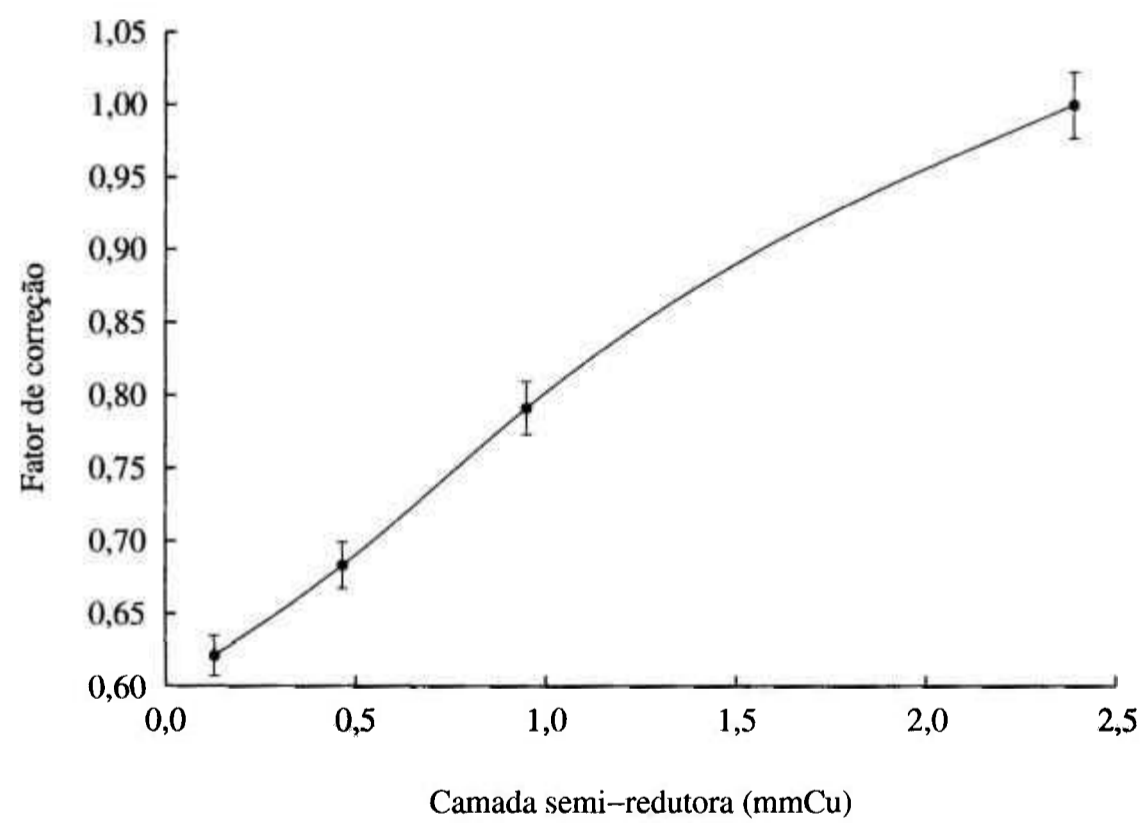


FIGURA 5.9 - Fatores de correção da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$), face A, para as qualidades de raios X terapêuticos de energias intermediárias, normalizados para CSR de $2,388\text{ mmCu}$.

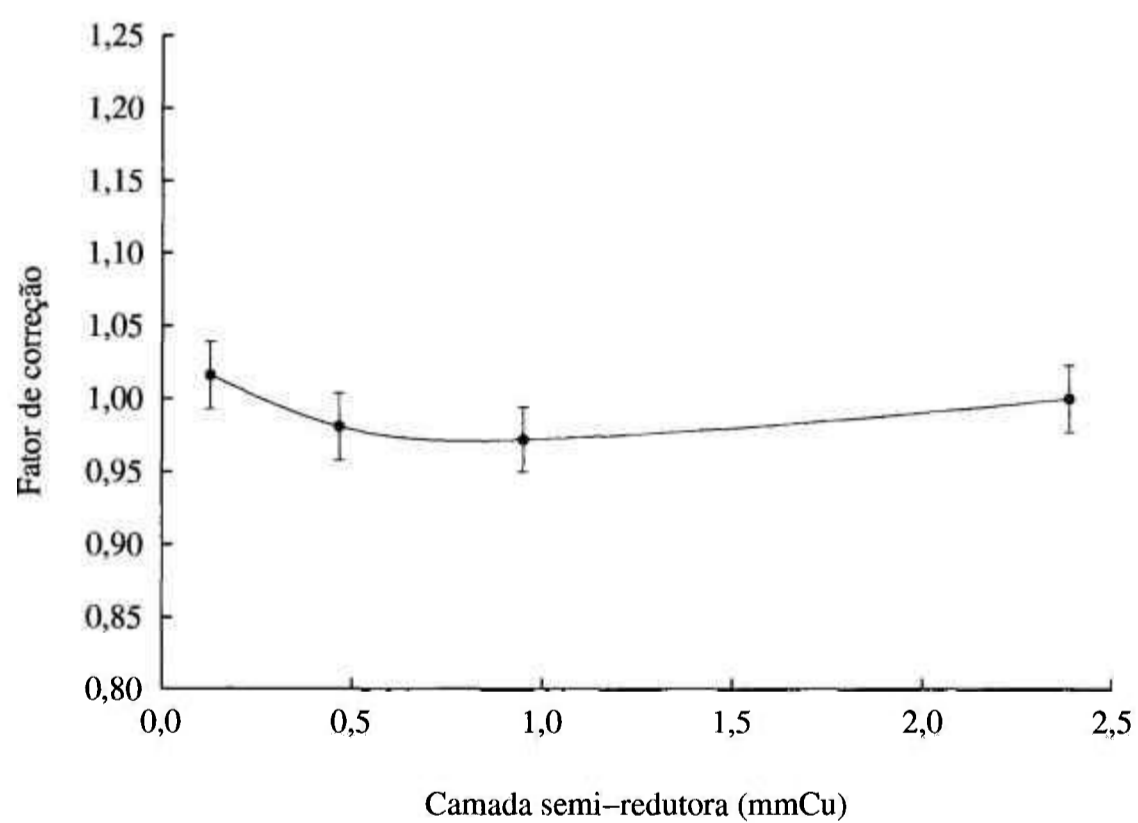


FIGURA 5.10 - Fatores de correção da câmara tandem ($0,6 \text{ cm}^3$), face G, para as qualidades de raios X terapêuticos de energias intermediárias, normalizados para CSR de $2,388 \text{ mmCu}$.

Para raios X de energias baixas, pode-se observar que a dependência energética para a face A (20,4%) é maior que para a face G (3,43%). Levando-se em conta as incertezas nas medições ($\pm 2,3\%$), pode-se considerar que a face G mostra uma resposta praticamente independente da energia na faixa considerada. Neste caso, a face G da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$) pode ser utilizada também para medição de kerma no ar (e sua taxa) em campos de radiação de energias baixas, como recomendado para dosimetria em radioterapia.^[12,28] O limite de variação de resposta especificado pela norma IEC^[12] é $\pm 2\%$. A recomendação da IAEA é que a variação de resposta deve ser menor que 5% na faixa de energia utilizada.^[28]

Por ter uma dependência energética de resposta mínima, a face G da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$) também pode ser utilizada para medições de atenuação para determinação das CSR pelo método convencional em feixes de radiação X de energias baixas.

Nos feixes de radiação X de energias intermediárias os resultados mostram uma dependência energética alta para a face A (37,7%) da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$) em relação à face G (3,69%), mas as câmaras de ionização de placas paralelas não são recomendadas para medição de radiação X de energias intermediárias. Nesta faixa de energia as câmaras de ionização recomendadas são as do tipo dedal.^[28] No entanto, a câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$) é especialmente útil e pode ser utilizada para a verificação da constância da qualidade dos feixes.

As FIG. 5.11 e 5.12 apresentam as curvas tandem que foram obtidas da razão entre os coeficientes de calibração da face G e da Face A da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$). Estas curvas apresentam o comportamento desejado, isto é, uma boa variação da razão entre os coeficientes de calibração em função das camadas semi-redutoras, e as CSR podem ser verificadas, levando-se em conta apenas as razões entre as respostas, com uma incerteza de aproximadamente $\pm 3\%$. As curvas tandem servem apenas para auxiliar na visualização do comportamento dos dados obtidos. Suas inclinações não devem ser levadas em conta na verificação da constância das CSR, pois isto implicaria em uma incerteza maior.

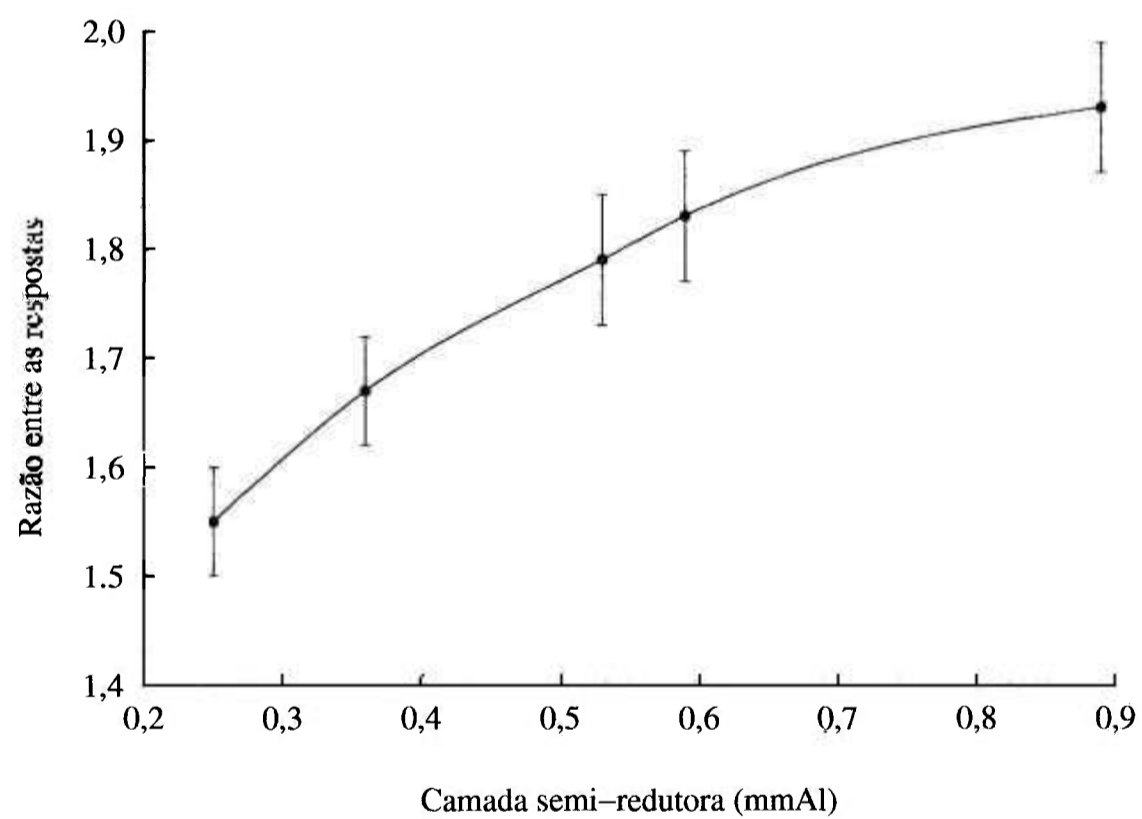


FIGURA 5.11 - Curva tandem da câmara ($0,6\text{ cm}^3$) para as qualidades de raios X terapêuticos de energias baixas obtida da razão entre as respostas em termos dos coeficientes de calibração da face G e da face A.

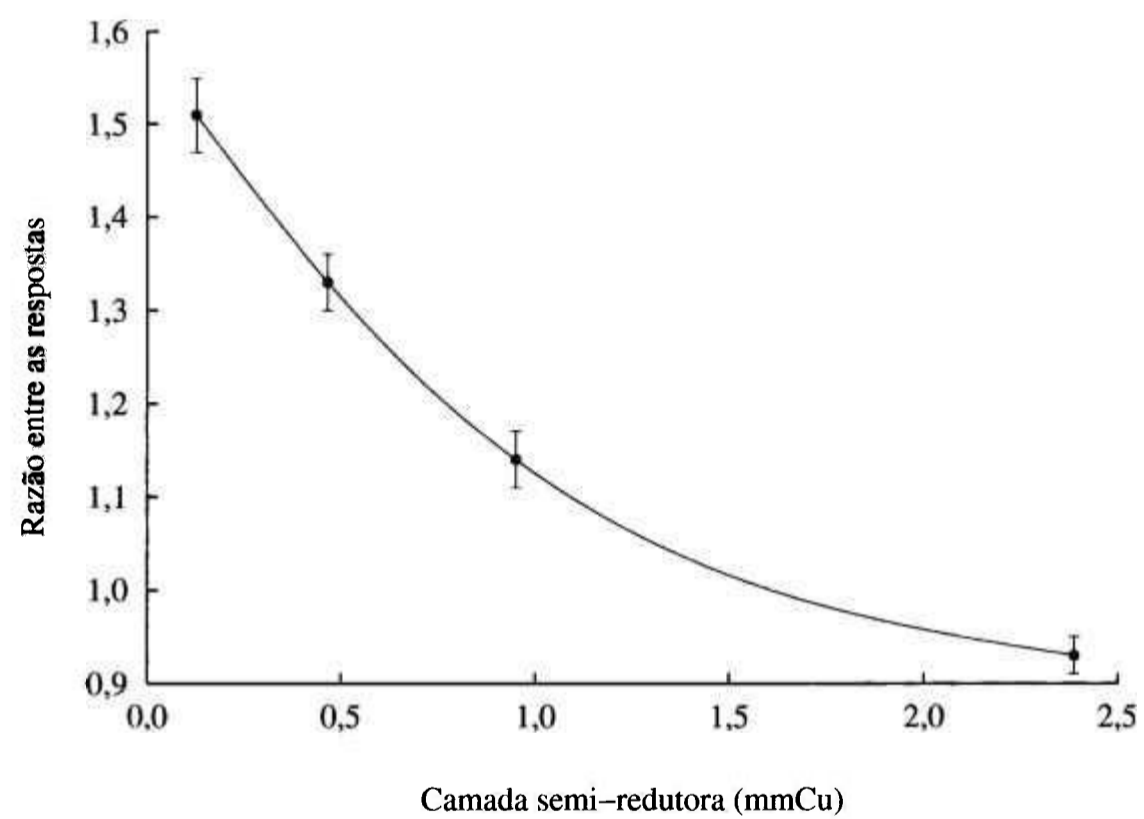


FIGURA 5.12 - Curva tandem da câmara ($0,6\text{ cm}^3$) para as qualidades de raios X terapêuticos de energias intermediárias obtida da razão entre as respostas em termos dos coeficientes de calibração da face G e da face A.

5.1.8 Dependência da resposta com o tamanho do campo

Para o estudo da variação da resposta da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$) em função do tamanho do campo foram utilizados campos com diâmetros diferentes. Ambas as faces da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$) foram irradiadas a uma distância foco-câmara de 50 cm nas qualidades da TAB. 3.2, e variando-se os colimadores que delimitam o tamanho do campo. Para comparação, o teste também foi realizado com uma câmara de ionização PTW tipo 23342 acoplada a um eletrômetro UNIDOS, cuja resposta mostrou-se praticamente independente do tamanho do campo (TAB. 5.4).

As respostas foram normalizadas para o diâmetro do campo geralmente utilizado no procedimento de calibração das câmaras, i.e., 6,66 cm. Os resultados obtidos são apresentados nas TAB. 5.5 a 5.6. A câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$) tem um diâmetro externo de 6,0 cm. Como pode ser visto nas TAB. 5.5 e 5.6, a variação de resposta máxima ocorre nos diâmetros de campo em que a câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$) não é uniformemente irradiada, i.e., entre os diâmetros de campo de 3,04 cm e 5,35 cm. Consequentemente, a câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$) desenvolvida deve ser utilizada em tamanhos de campo maiores que 6,0 cm de diâmetro.

TABELA 5.4 - Resposta relativa em função do tamanho do campo para a câmara PTW 23342, nas qualidades de radiação X de energias baixas. As incertezas relativas são menores que 1%. Os valores foram normalizados para o diâmetro de campo de 6,66 cm.

Diâmetro do campo (cm)	Camada semi-redutora				
	0,25 mmAl	0,36 mmAl	0,53 mmAl	0,59 mmAl	0,89 mmAl
3,04	0,996	0,995	0,994	0,986	0,983
3,52	0,999	0,999	0,997	0,995	0,993
4,01	0,996	0,995	0,996	0,990	0,988
5,35	0,998	0,997	0,998	0,988	0,986
6,66	1	1	1	1	1
9,95	1,002	1,002	1,003	1,007	1,009
10,0	1,002	1,002	1,003	1,002	1,003

TABELA 5.5 - Resposta relativa em função do tamanho do campo para a câmara tandem ($0,6\text{cm}^3$), face A, nas qualidades de radiação X de energias baixas. As incertezas relativas são menores que 0,7%. Os valores foram normalizados para o diâmetro de campo de 6,66 cm.

Diâmetro do campo (cm)	Camada semi-redutora				
	0,25 mmAl	0,36 mmAl	0,53 mmAl	0,59 mmAl	0,89 mmAl
3,04	0,982	0,976	0,969	0,966	0,960
3,52	0,991	0,986	0,981	0,978	0,973
4,01	0,991	0,987	0,984	0,982	0,979
5,35	0,994	0,993	0,992	0,991	0,990
6,66	1	1	1	1	1
9,95	0,997	0,996	0,997	0,997	0,998
10,0	1,000	0,999	0,999	1,000	1,000

TABELA 5.6 - Resposta relativa em função do tamanho do campo para a câmara tandem ($0,6\text{cm}^3$), face G, nas qualidades de radiação X de energias baixas. As incertezas relativas são menores que 0,8%. Os valores foram normalizados para o diâmetro de campo de 6,66 cm.

Diâmetro do campo (cm)	Camada semi-redutora				
	0,25 mmAl	0,36 mmAl	0,53 mmAl	0,59 mmAl	0,89 mmAl
3,04	0,967	0,957	0,941	0,936	0,923
3,52	0,978	0,973	0,962	0,958	0,949
4,01	0,979	0,978	0,969	0,968	0,961
5,35	0,987	0,989	0,986	0,986	0,984
6,66	1	1	1	1	1
9,95	0,993	0,998	0,999	1,002	1,003
10,0	0,991	0,996	0,996	0,999	0,998

5.1.9 Dependência angular

As câmaras de ionização de placas paralelas são projetadas para serem utilizadas com a janela de entrada de frente para a fonte de radiação e de forma perpendicular ao eixo do feixe. Como na prática, ao se posicionar a câmara, pode ocorrer uma pequena variação no ângulo de incidência da radiação, foi testada a dependência angular da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$) desenvolvida neste trabalho.

Foram utilizadas as qualidades de radiação de 25 kV e 50 kV, com o diâmetro de campo de 6,0 cm. A câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$) foi irradiada no ar, com a distância foco-câmara de 100 cm, tomando-se como referência a superfície das janelas de entrada. A resposta foi medida variando-se o ângulo de incidência entre 0° e $\pm 5^\circ$, em intervalos de 1° , onde 0° significa uma irradiação frontal.

Os resultados obtidos são apresentados na TAB. 5.7. As respostas foram normalizadas para 0° e correspondem à média de cinco medições sucessivas. Pode-se observar que a câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$) cumpre a exigência da norma IEC^[12]; limite de variação de resposta de $\pm 1,0\%$. A variação máxima de resposta foi de 0,8%.

TABELA 5.7 - Resposta relativa da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$) em função do ângulo de inclinação.

Ângulo de inclinação (°)	Face A		Face G	
	0,25 mmAl	0,89 mmAl	0,25 mmAl	0,89 mmAl
-5	1,007±0,011	0,993±0,008	1,004±0,012	1,002±0,009
-4	1,002±0,009	0,991±0,008	1,005±0,010	1,002±0,008
-3	1,002±0,008	0,991±0,008	1,004±0,010	1,004±0,009
-2	1,001±0,009	0,987±0,008	1,006±0,010	1,003±0,009
-1	0,998±0,008	0,988±0,007	1,005±0,010	1,001±0,009
0	1	1	1	1
+1	0,996±0,009	0,989±0,007	1,003±0,010	0,999±0,009
+2	0,999±0,008	0,994±0,008	1,005±0,010	1,004±0,009
+3	0,999±0,008	0,993±0,008	1,008±0,013	1,003±0,009
+4	1,000±0,008	0,994±0,008	1,005±0,010	1,004±0,008
+5	1,000±0,008	0,995±0,007	1,001±0,013	1,002±0,009

5.1.10 Estabilidade a curto prazo ou teste de repetitividade

O teste de estabilidade a curto prazo, ou teste de repetitividade, representa o estudo do grau de concordância entre os resultados de medições sucessivas de um mesmo mensurando, efetuadas sob as mesmas condições de medição. A repetitividade pode ser expressa, quantitativamente, em função das características de dispersão dos resultados, como por exemplo o desvio padrão porcentual. Dez medições sucessivas foram feitas várias vezes para ambas as faces da câmara tandem ($0,6\text{ cm}^3$), utilizando-se a fonte de ^{90}Sr . Para todos os casos, o desvio padrão porcentual para a face A (0,06%) e para a face G (0,03%), mostrou-se inferior a 0,3%, que é o valor máximo aceitável, estabelecido por norma para os instrumentos de campo.^[12]

5.2 Caracterização da câmara tandem para utilização em radiodiagnóstico

Nesta seção serão apresentados os resultados obtidos nos testes e na calibração da câmara tandem para utilização em feixes diagnósticos (volume sensível $2,5 \text{ cm}^3$). Para os testes, a câmara tandem foi acoplada ao eletrômetro PTW UNIDOS. Não foram realizados os testes de tempo de estabilização, corrente de fuga após irradiação e dependência da resposta com o tamanho do campo, de acordo com os procedimentos e especificações da norma IEC 61674^[13], por falta de condições experimentais apropriadas.

5.2.1 Saturação, eficiência de coleção de íons e efeitos de polaridade

A câmara tandem ($2,5 \text{ cm}^3$) foi irradiada em cada uma de suas faces (tomando-se como referência a superfície das janelas de entrada), à taxa de kerma no ar de $60,1 \text{ mGy} \cdot \text{min}^{-1}$ e variando-se a tensão de polarização aplicada entre -400 V e $+400 \text{ V}$ em intervalos de 50 V . As curvas de saturação obtidas são mostradas nas FIG. 5.13 e 5.14 e são análogas às obtidas para a câmara tandem ($0,6 \text{ cm}^3$) para utilização em feixes terapêuticos. Todos os valores de corrente de ionização medidos representam o valor médio de cinco leituras. Pode-se verificar que a câmara tandem ($2,5 \text{ cm}^3$) apresentou, para as duas faces, uma corrente de saturação para a taxa de kerma no ar à qual foi exposta. Portanto, a câmara tandem ($2,5 \text{ cm}^3$) pode ser operada entre $\pm 50 \text{ V}$ e $\pm 400 \text{ V}$ (região de saturação).

A eficiência de coleção de íons k_s foi determinada pelo método das duas tensões usando a relação^[28]

$$k_s = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (M_1/M_2)}, \quad (5.1)$$

onde M_1 e M_2 são as leituras do eletrômetro nas tensões de polarização V_1 e V_2 respectivamente, sendo $V_1/V_2 = 2$.

A eficiência de coleção é melhor que 99% em $+400 \text{ V}$ para ambas as faces da câmara tandem ($2,5 \text{ cm}^3$), isto é, as perdas por recombinação iônica são menores que 1%.

Na região de saturação, o efeito de polaridade é menor que 1% para as duas faces da câmara tandem ($2,5 \text{ cm}^3$).

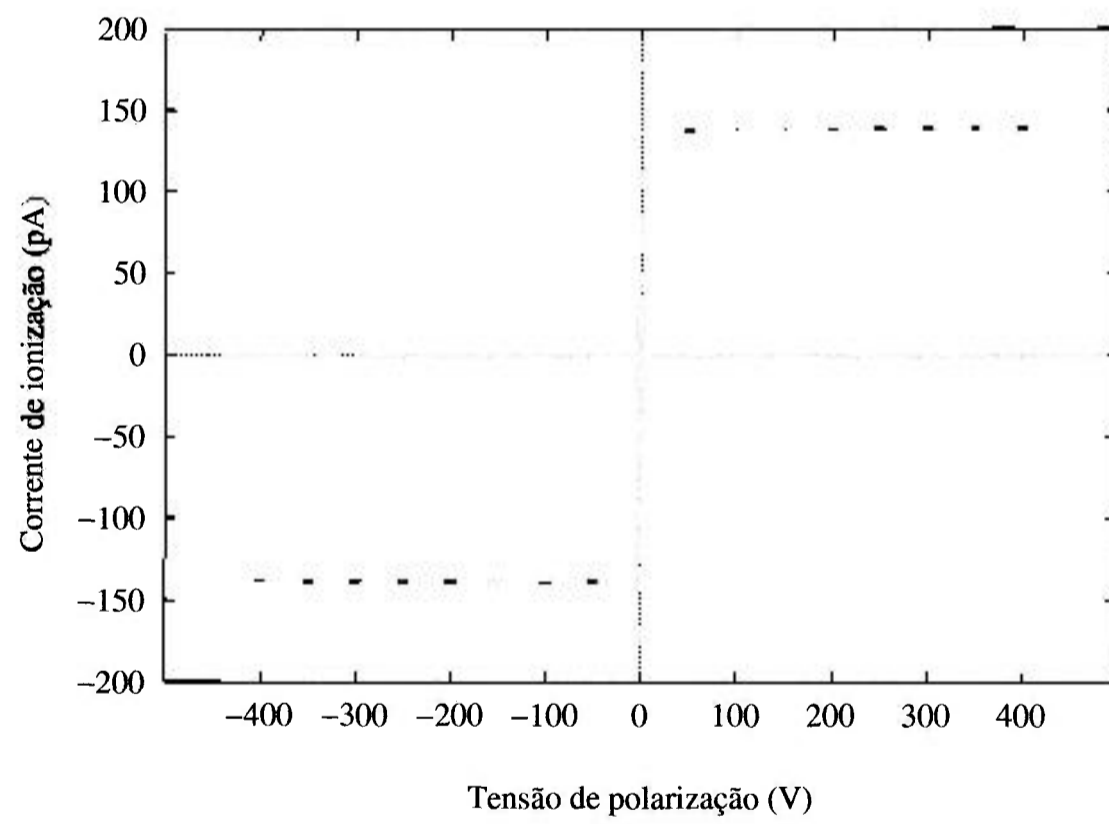


FIGURA 5.13 - Curva de saturação da câmara tandem ($2,5\text{ cm}^3$), face A, a uma taxa de kerma no ar de $60,1\text{ mGy} \cdot \text{min}^{-1}$.

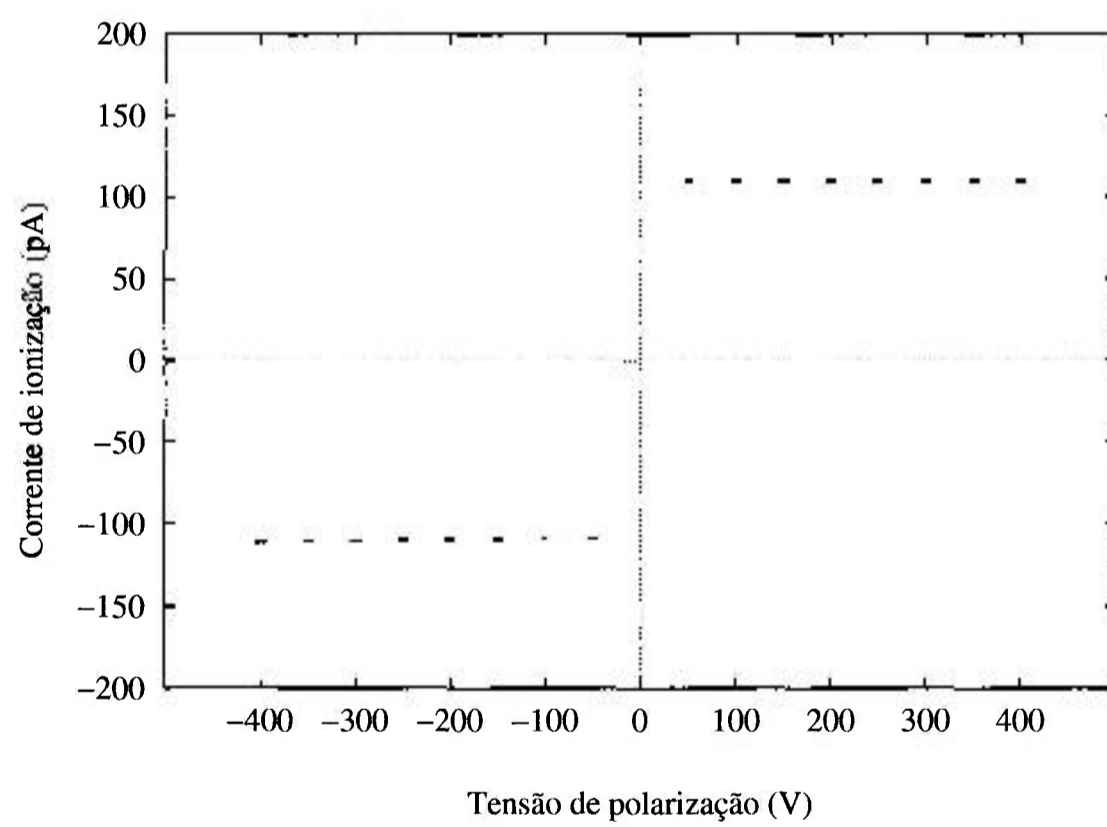


FIGURA 5.14 - Curva de saturação da câmara tandem ($2,5 \text{ cm}^3$), face G, a uma taxa de kerma no ar de $60,1 \text{ mGy} \cdot \text{min}^{-1}$.

5.2.2 Linearidade de resposta

Determinou-se a relação linear entre a corrente de ionização e a taxa de kerma no ar irradiando-se sequencialmente ambas as faces da câmara tandem ($2,5\text{ cm}^3$) na qualidade de raios X diagnósticos de mamografia de 35 kV (CSR de 0,38 mmAl) e variando-se a corrente no tubo. A câmara foi posicionada a uma distância de 100 cm da fonte tomando-se como ponto de referência o centro das superfícies das janelas de entrada. As taxas de kerma no ar foram determinadas utilizando-se o sistema padrão para raios X diagnósticos de mamografia (TAB. 3.6).

Os dados obtidos são apresentados nas FIG. 5.15 e 5.16. As retas representam os resultados de ajustes lineares a estes dados. A incerteza obtida para o coeficiente angular, i.e., a incerteza obtida na linearidade de resposta foi $\pm 0,86\%$ para a face A e $\pm 0,92\%$ para a face G.

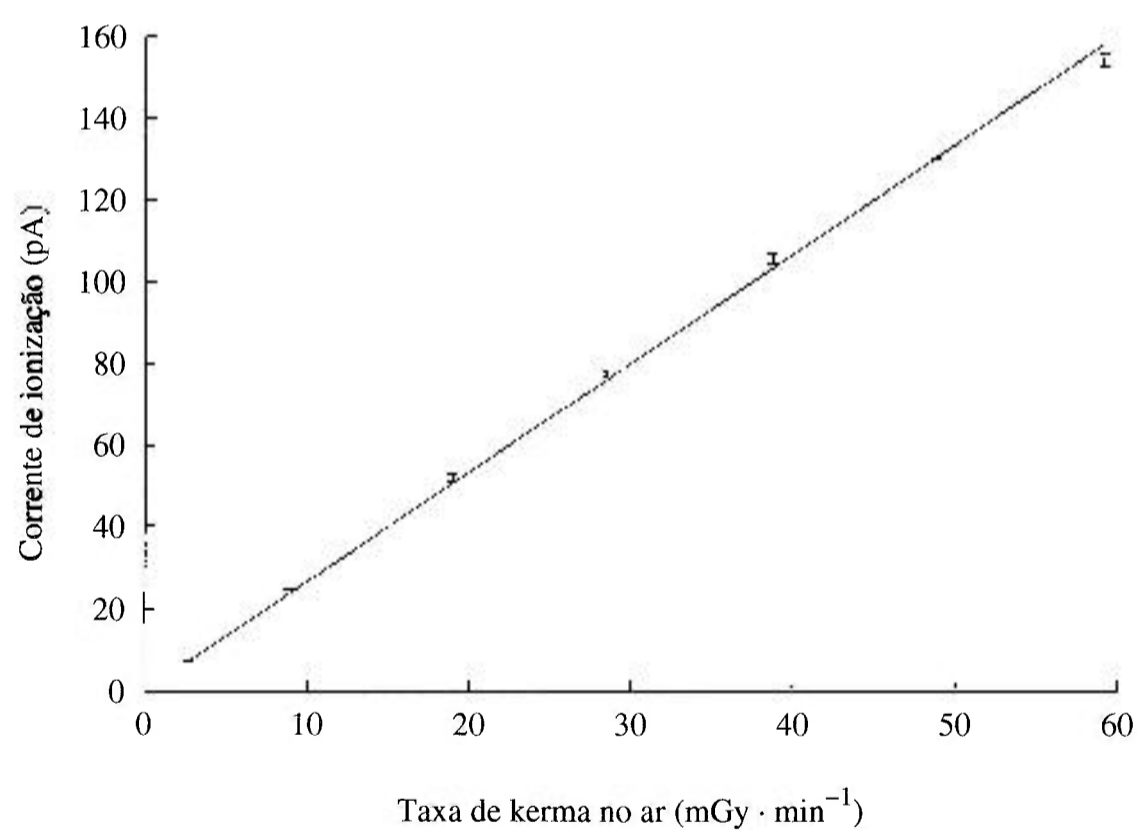


FIGURA 5.15 - Linearidade de resposta da câmara tandem ($2,5\text{ cm}^3$), face A, na qualidade de raios X diagnósticos de mamografia de 35 kV (0,38 mmAl). A reta é o resultado de um ajuste linear aos dados.

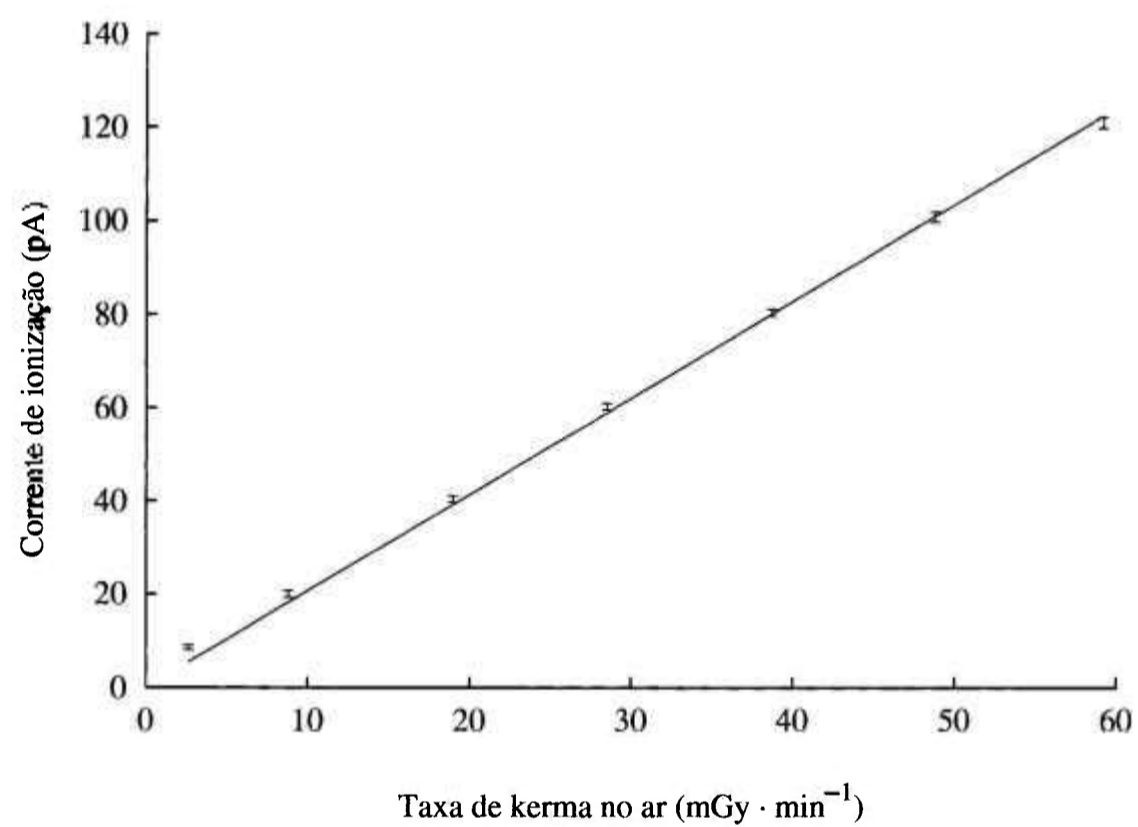


FIGURA 5.16 - Linearidade de resposta da câmara tandem ($2,5 \text{ cm}^3$), face G, na qualidade de raios X diagnósticos de mamografia de 35 kV (0,38 mmAl). A reta é o resultado de um ajuste linear aos dados.

5.2.3 Corrente de fuga

A corrente de fuga sem irradiação foi determinada aplicando-se a tensão de polarização de +400 V à câmara tandem ($2,5 \text{ cm}^3$), primeiramente na face A e depois na face G, e medindo-se a carga (sem irradiação) por 20 min.

A corrente de fuga foi menor que 2 fA em todos os casos para ambas as faces da câmara tandem ($2,5 \text{ cm}^3$). Esta corrente de fuga, expressa como uma porcentagem da corrente de ionização produzida pela taxa de kerma no ar mínima à qual a câmara tandem ($2,5 \text{ cm}^3$) foi exposta, é menor que 0,02%.

5.2.4 Calibração

As qualidades de raios X utilizadas na calibração da câmara tandem ($2,5\text{ cm}^3$) são dadas nas TAB. 3.4 e 3.5. As irradiações foram realizadas no ar e a câmara tandem ($2,5\text{ cm}^3$) foi posicionada à distância de calibração (100 cm) tomando-se com referência as superfícies das janelas de entrada. Os coeficientes de calibração foram obtidos utilizando-se os sistemas padrões para cada faixa de energia (TAB. 3.6).

Os coeficientes de calibração obtidos para a câmara tandem ($2,5\text{ cm}^3$) são apresentados na TAB. 5.8. Para as qualidades de radiação X de mamografia, as incertezas relativas associadas são $\pm 2,9\%$, e para as qualidades de radiação X diagnóstico $\pm 4,7\%$.

TABELA 5.8 - Coeficientes de calibração da câmara tandem ($2,5\text{ cm}^3$) para radiação X diagnóstico e mamografia.

Qualidade da radiação	Camada semi-redutora (mmAl)	Energia efetiva (keV)	Coeficiente de calibração $\times 10^5\text{ Gy} \cdot \text{C}^{-1}$	
			Face A	Face G
Mamografia	0,33	15,1	66,9 \pm 2,0	83,5 \pm 2,4
	0,34	15,3	65,8 \pm 2,0	82,6 \pm 2,4
	0,35	15,6	65,0 \pm 1,8	82,4 \pm 2,4
	0,38	16,2	63,3 \pm 1,8	81,5 \pm 2,4
Diagnóstico	1,8	32,0	48,4 \pm 2,2	76,8 \pm 3,6
	2,4	39,2	48,0 \pm 2,2	80,8 \pm 3,8
	3,1	46,0	48,1 \pm 2,2	83,1 \pm 4,0

5.2.5 Dependência energética

O estudo da dependência energética da câmara tandem ($2,5\text{ cm}^3$) foi feito a partir dos resultados obtidos na calibração dela nas diferentes qualidades de raios X.

As FIG. 5.17 a 5.20 mostram os fatores de correção da câmara tandem ($2,5\text{ cm}^3$), normalizados para as qualidades de referência, em função dos valores de camada semi-redutora.

As incertezas relativas associadas aos fatores de correção para as qualidades de mamografia são $\pm 4,1\%$, e para as qualidades de radiação X diagnóstico $\pm 6,7\%$.

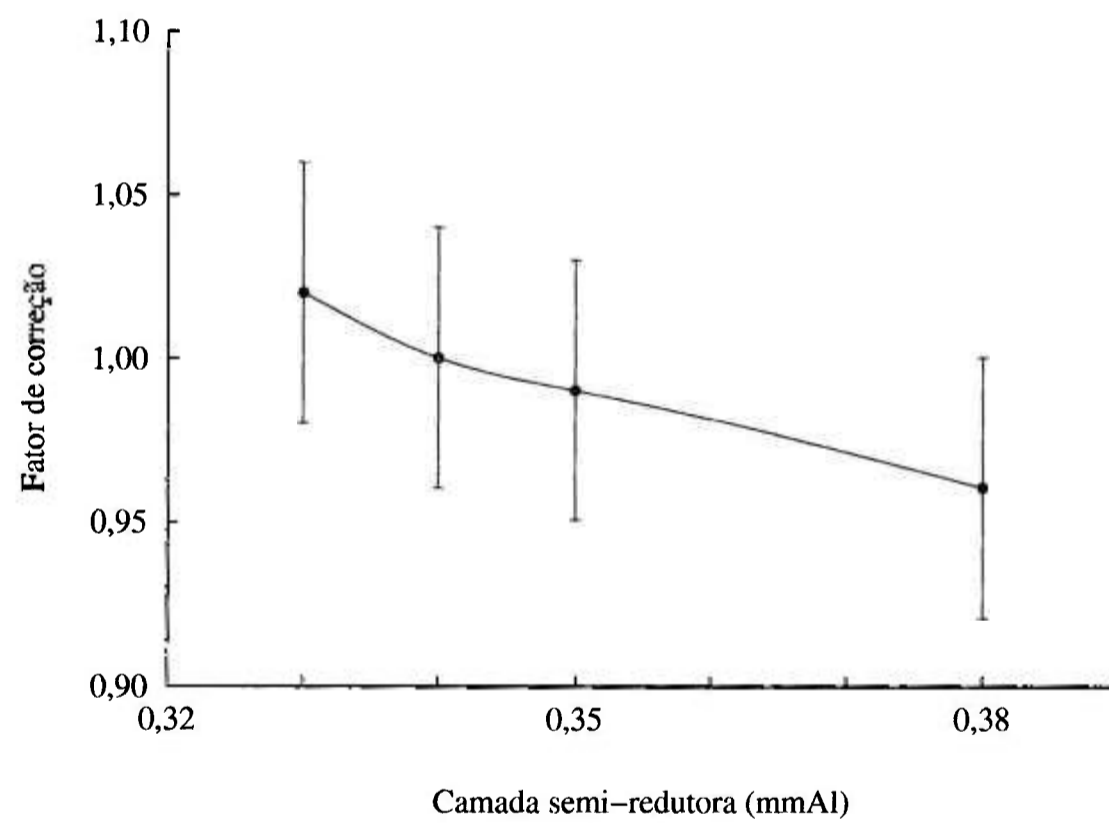


FIGURA 5.17 - Fatores de correção da câmara tandem ($2,5\text{ cm}^3$), face A, para as qualidades de raios X de mamografia, normalizados para a CSR de $0,34\text{ mmAl}$.

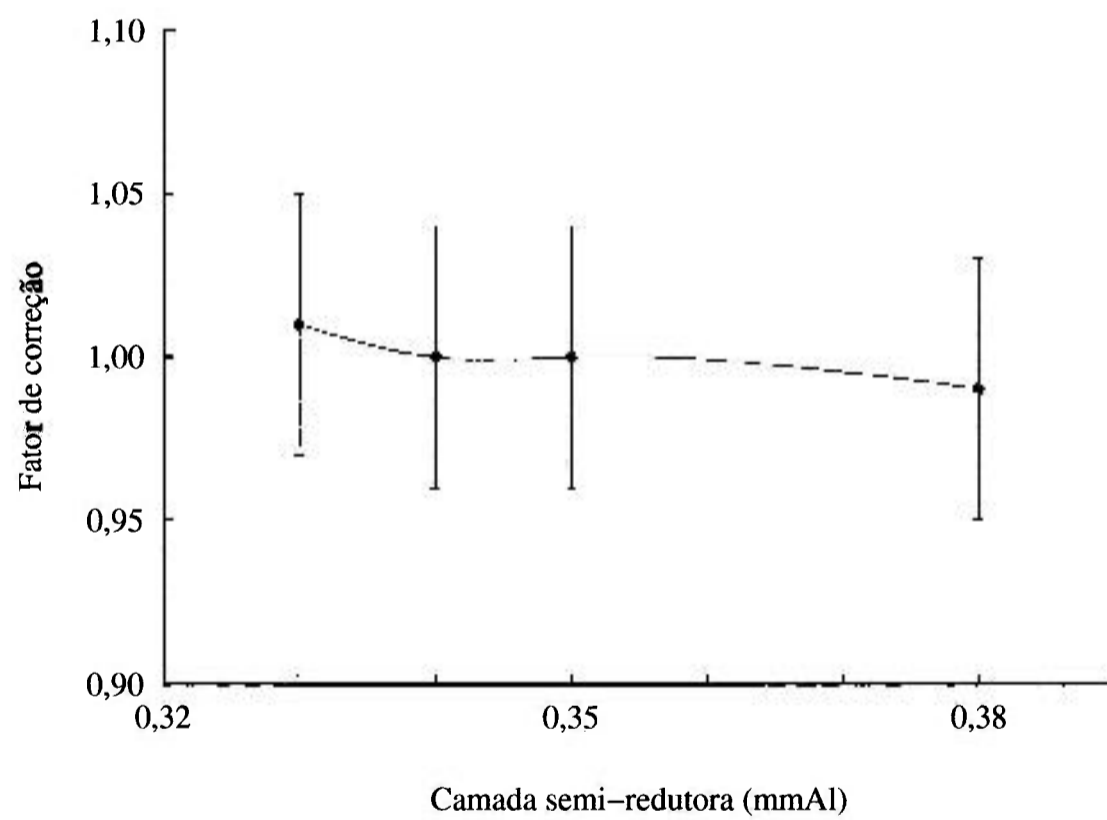


FIGURA 5.18 - Fatores de correção da câmara tandem ($2,5\text{ cm}^3$), face G, para as qualidades de raios X de mamografia, normalizados para a CSR de $0,34\text{ mmAl}$.

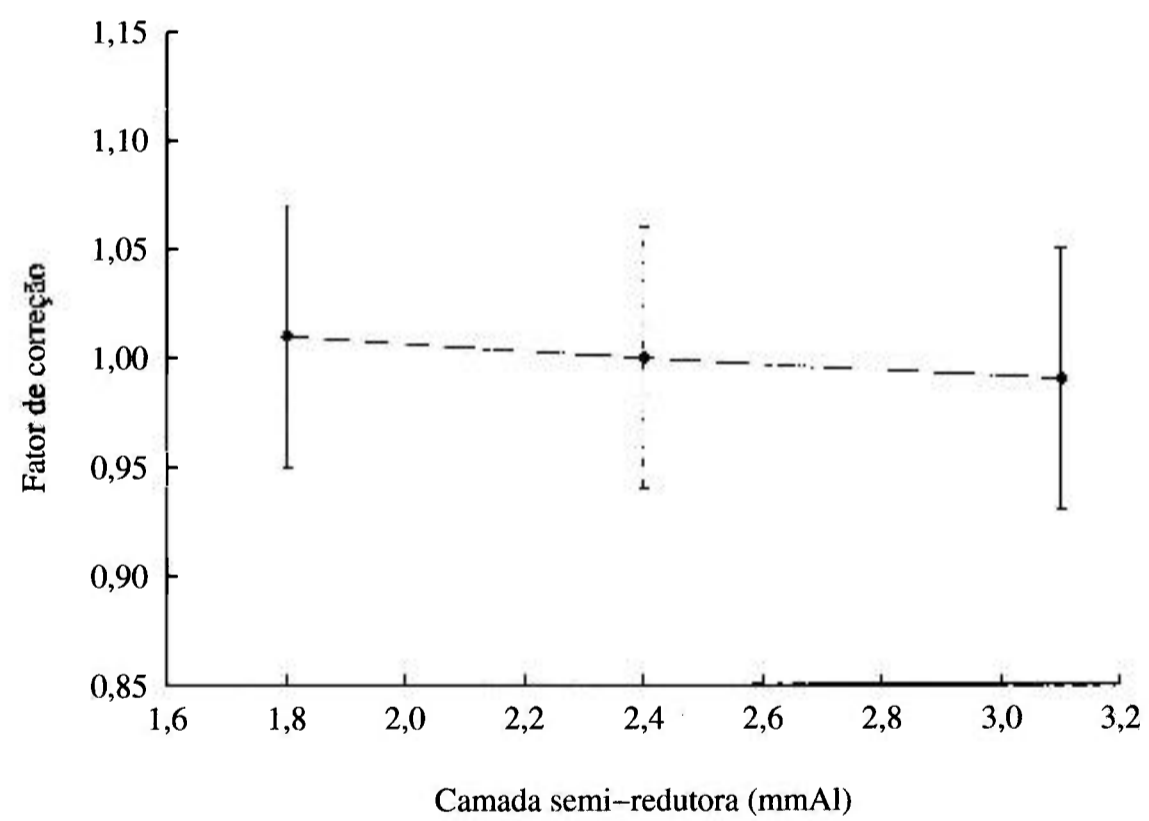


FIGURA 5.19 - Fatores de correção da câmara tandem ($2,5 \text{ cm}^3$), face A, para as qualidades de raios X diagnóstico, normalizados para a CSR de 2,4 mmAl.

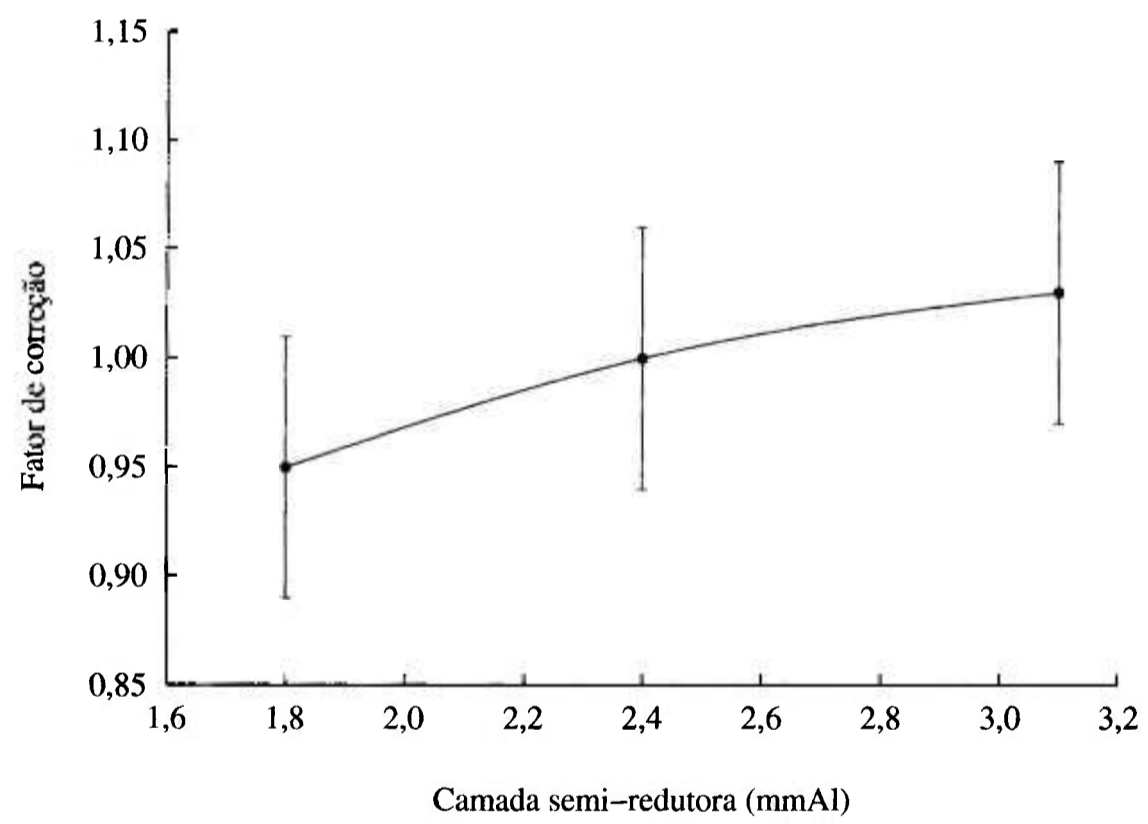


FIGURA 5.20 - Fatores de correção da câmara tandem ($2,5 \text{ cm}^3$), face G, para as qualidades de raios X diagnóstico, normalizados para a CSR de 2,4 mmAl.

Para os feixes de mamografia, pode-se observar que a face G da câmara tandem ($2,5\text{ cm}^3$) apresenta menor dependência energética (2,5%) que a face A (5,4%). Considerando as incertezas das medições, tanto a face A como a face G da câmara tandem ($2,5\text{ cm}^3$) podem ser utilizadas para medição do kerma no ar (e sua taxa), uma vez que cumprem a exigência da norma IEC^[13] (limite de variação de resposta de $\pm 5\%$). Por ter dependência energética menor, a face G deve ser utilizada para a determinação das camadas semi-redutoras dos feixes pelo método convencional.

Para os feixes diagnósticos, pode-se observar que a face A da câmara tandem ($2,5\text{ cm}^3$) apresenta menor dependência energética (2,0%) que a face G (8,0%). Levando em conta as incertezas das medições, aqui também tanto a face A como a face G da câmara tandem ($2,5\text{ cm}^3$) podem ser utilizadas para a medição do kerma no ar (e sua taxa). Por ter dependência energética menor, a face A deve ser utilizada para a determinação das camadas semi-redutoras.

As FIG. 5.21 e 5.22 apresentam as curvas tandem que foram obtidas da razão entre os coeficientes de calibração da face G e da face A da câmara tandem ($2,5\text{ cm}^3$). Estas curvas também apresentam o comportamento desejado, isto é, uma boa variação da razão entre os coeficientes de calibração em função das camadas semi-redutoras, e as CSR podem ser verificadas com uma incerteza de aproximadamente $\pm 4,1\%$ nas qualidades de raios X de mamografia e de aproximadamente $\pm 6,7\%$ nas qualidades de raios X diagnósticos.

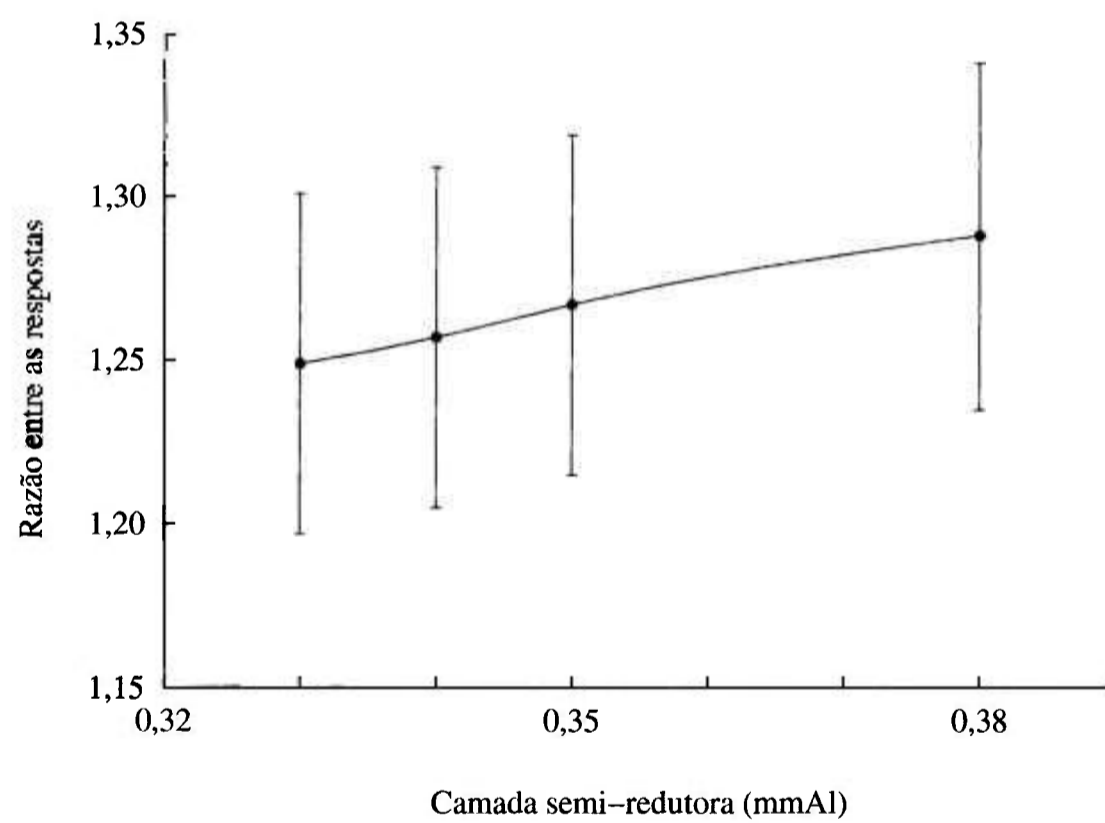


FIGURA 5.21 - Curva tandem da câmara ($2,5\text{ cm}^3$) para as qualidades de raios X de mamografia obtida da razão entre as respostas em termos dos coeficientes de calibração da face G e da face A.

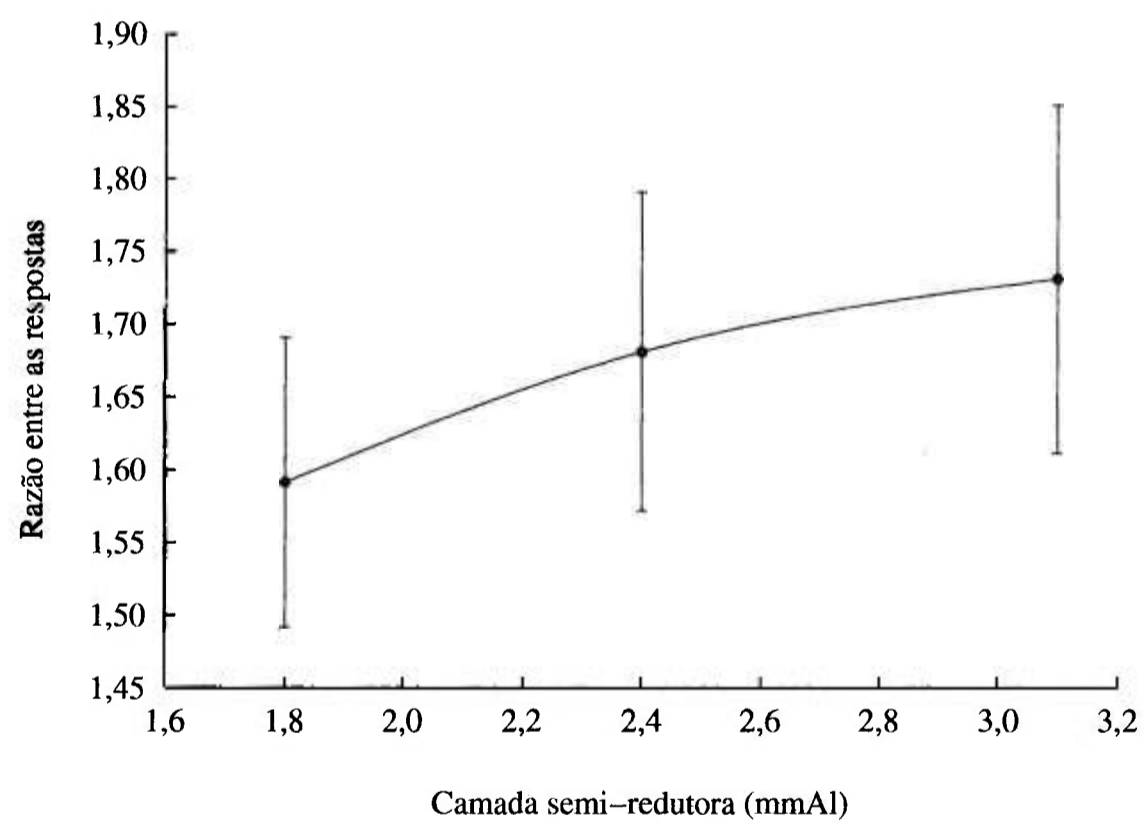


FIGURA 5.22 - Curva tandem da câmara ($2,5 \text{ cm}^3$) para as qualidades de raios X diagnósticos obtida da razão entre as respostas em termos dos coeficientes de calibração da face G e da face A.

5.2.6 Dependência angular

Para o estudo da dependência angular da câmara tandem ($2,5\text{ cm}^3$) foi utilizada a qualidade de radiação de mamografia de 35 kV (0,38 mmAl). A câmara tandem ($2,5\text{ cm}^3$) foi irradiada no ar, à taxa de kerma no ar de $59,5\text{ mGy} \cdot \text{min}^{-1}$, com a distância foco-câmara de 100 cm, tomando-se como referência a superfície das janelas de entrada. A resposta foi medida variando-se o ângulo de incidência entre 0° e $\pm 5^\circ$, onde 0° significa uma irradiação frontal.

Os resultados obtidos são apresentados na TAB. 5.9. As respostas foram normalizadas para 0° e correspondem à média de cinco medições sucessivas. Pode-se observar que a câmara tandem cumpre a exigência da norma IEC^[13]: limite de variação de resposta de $\pm 3,0\%$ devido à uma variação do ângulo de incidência de $\pm 5^\circ$. A variação máxima de resposta foi de 0,8%.

TABELA 5.9 - Resposta relativa da câmara tandem ($2,5\text{ cm}^3$) em função do ângulo de inclinação.

Ângulo de inclinação($^\circ$)	Face A	Face G
-5	$1,002 \pm 0,008$	$0,992 \pm 0,008$
0	1	1
+5	$1,002 \pm 0,008$	$0,992 \pm 0,008$

5.2.7 Estabilidade a curto prazo ou teste de repetitividade

Dez medições sucessivas foram feitas várias vezes para ambas as faces da câmara tandem, utilizando-se a fonte de ^{90}Sr e o seu suporte. Para todos os casos, o desvio padrão porcentual, para as duas faces da câmara, mostrou-se sempre inferior a 0,05%.

5.3 Resumo das características das câmaras tandem

A seguir é apresentado um resumo das características mais relevantes das câmaras tandem desenvolvidas neste trabalho.

Câmara tandem para utilização em radioterapia

Construção: Janelas de entrada de poliéster aluminizado. Eletrodos coletores e anéis de guarda de alumínio (face A) e grafite (face G). Volume sensível de ar de $0,6\text{ cm}^3$.

Tensão de polarização: +400 V.

Eficiência de coleção de íons: recombinação desprezível para ambas as faces da câmara tandem.

Efeitos de polaridade: menores que 1% para ambas as faces da câmara tandem.

Linearidade de resposta: $\pm 0,45\%$ para a face A e $\pm 0,37\%$ para a face G.

Corrente de fuga: menor que 0,02% da corrente de ionização produzida pela taxa de kerma no ar mínima à qual ambas as faces da câmara tandem foram expostas.

Dependência energética: 20,4% para a face A e 3,43% para a face G nas qualidades de raios X terapêuticos de energias baixas (0,25 mmAl – 0,89 mmAl). 37,7% para a face A e 3,69% para a face G nas qualidades de raios X terapêuticos de energias intermediárias (0,127 mmCu – 2,388 mmCu).

Dependência angular: Para ângulos de incidência da radiação entre 0° e $\pm 5^\circ$, em intervalos de 1° , a variação da resposta relativa para as qualidades de raios X terapêuticos de energias baixas de 25 kV (0,25 mmAl) e 50 kV (0,89 mmAl) foi menor que 1% para ambas as faces da câmara tandem.

Estabilidade a curto prazo ou teste de repetitividade: 0,06% para a face A e 0,03% para a face G.

Câmara tandem para utilização em radiodiagnóstico

Construção: Janelas de entrada de poliéster aluminizado. Eletrodos coletores e anéis de guarda de alumínio (face A) e grafite (face G). Volume sensível de ar de $2,5 \text{ cm}^3$.

Tensão de polarização: +400 V.

Eficiência de coleção de íons: melhor que 99% para ambas as faces da câmara tandem.

Efeitos de polaridade: menores que 1% para ambas as faces da câmara tandem.

Linearidade de resposta: $\pm 0,86\%$ para a face A e $\pm 0,92\%$ para a face G.

Corrente de fuga: menor que 0,02% da corrente de ionização produzida pela taxa de kerma no ar mínima à qual ambas as faces da câmara tandem foram expostas.

Dependência energética: 5,4% para a face A e 2,5% para a face G nas qualidades de raios X de mamografia (0,33 mmAl – 0,38 mmAl). 2,0% para a face A e 8,0% para a face G nas qualidades de raios X diagnósticos (1,8 mmAl – 3,1 mmAl).

Dependência angular: Para ângulos de incidência da radiação a 0° e $\pm 5^\circ$, a variação da resposta relativa para raios X de mamografia de 35 kV (0,38 mmAl) foi menor que 0,8% para ambas as faces da câmara tandem.

Estabilidade a curto prazo ou teste de repetitividade: menor que 0,05% para ambas as faces da câmara tandem.

6 CONCLUSÕES

Duas câmaras tandem foram projetadas e construídas no LCI/IPEN: uma para utilização em feixes de raios X terapêuticos (energias baixas e intermediárias) e outra para utilização em feixes de raios X diagnósticos (convencional e mamografia). A construção destas câmaras mostra a viabilidade da construção de detectores de radiação utilizando materiais disponíveis no mercado nacional. Além dos eletrômetros utilizados neste trabalho, o projeto permite também o acoplamento das câmaras a outros tipos de eletrômetros disponíveis comercialmente, dependendo apenas dos conectores, que podem ser trocados ou adaptados, sem alterações das características das câmaras.

As câmaras foram testadas e calibradas de acordo com as recomendações internacionais, apresentando um nível muito bom de desempenho. A diferença de dependência energética entre as duas faces de ambas as câmaras permite a formação de sistemas tandem para verificação da constância das qualidades dos feixes de radiação X, previamente obtidas pelo método convencional de determinação de camadas semi-redutoras.

O fato de cada câmara tandem ser uma única câmara de dupla face diminui o risco de erro de posicionamento e proporciona maior rapidez na obtenção dos resultados, bastando girá-la de 180° entre uma condição e outra. Duas medições sucessivas (de pelo menos dez leituras) para cada qualidade dos feixes (uma para cada face) permitem a verificação da constância dos valores de camadas semi-redutoras, com grandes vantagens em relação a um sistema de duas câmaras e ainda mais em relação ao método convencional de determinação das camadas semi-redutoras. Além disso, as câmaras tandem também poderão ser utilizadas nas determinações de kerma e taxa de kerma em práticas clínicas.

A utilização das câmaras tandem possibilita uma confirmação periódica das qualidades dos feixes de radiação X mais frequente e com uma boa acurácia, dispensando o uso de absorvedores ou de qualquer outro tipo de arranjo especial. As razões entre as respostas das duas faces das câmaras tandem devem ser comparadas com seus valores de referência, estabelecidos durante a calibração inicial do equipamento de raios X (ou após cada reparo

ou variações que afetem as qualidades dos feixes), e suas variações porcentuais devem ser menores que as tolerâncias especificadas pelo programa de controle da qualidade de equipamentos de raios X de quilovoltagem utilizados em radioterapia e radiodiagnóstico.

O desenvolvimento destas duas câmaras está de acordo com o objetivo principal deste trabalho. Um procedimento para utilização das câmaras tandem no controle da qualidade dos equipamentos de raios X terapêuticos de energias baixas e intermediárias, e equipamentos de raios X diagnóstico convencional de mamografia foi elaborado e é apresentado no apêndice. O passo seguinte deste trabalho será a aplicação, a longo prazo, deste procedimento em Serviços de Radiologia e Radioterapia de clínicas e hospitais.

APÊNDICE – Procedimento para utilização das câmaras tandem na verificação da constância da qualidade dos feixes terapêuticos de raios X de energias baixas e intermediárias e dos feixes de raios X diagnósticos convencionais e de mamografia

Recomenda-se verificar a constância das qualidades dos feixes em períodos não superiores a um mês. A constância das qualidades dos feixes será avaliada a partir de um parâmetro obtido da razão entre as leituras das duas faces das câmaras tandem. Os valores de referência destes parâmetros deverão ser obtidos durante a determinação inicial das camadas semi-redutoras pelo método convencional, ou após cada reparo ou variações que afetem as qualidades dos feixes.

Os equipamentos necessários são o dosímetro (câmara tandem + eletrômetro), um termômetro, um barômetro e um higrômetro.

O procedimento é simples e deve ser realizado para cada qualidade do feixe:

1. Posicione a câmara tandem à distância de referência do foco do tubo de raios X utilizando um tamanho de campo que a cubra uniformemente e centrado sobre a mesma. Espere um intervalo de tempo suficiente para que a câmara tandem se estabilize (pelo menos 15 min).
2. Realize várias leituras (pelo menos dez) e anote-as. Anote também os valores de temperatura, pressão ambiente e umidade relativa do ar. Calcule a média das leituras (M_1); corrija-a para as condições normais de temperatura e pressão:

$$k_{TP} = \left(\frac{273,2 + T}{293,2} \right) \times \left(\frac{101,3}{P} \right)$$

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

3. Gire a câmara tandem de 180°.

4. Realize várias leituras (pelo menos dez) e anote-as. Anote também os valores de temperatura, pressão ambiente e umidade relativa do ar. Calcule a média das leituras (M_2) e corrija-a para as condições normais de temperatura e pressão.
5. Calcule o índice de constância (IC) como sendo a razão entre as leituras (M_1 e M_2) com cada face da câmara tandem:

$$IC = \frac{M_1}{M_2}$$

O índice de constância (IC) deve ser comparado com o seu valor de referência (IC_{ref}), e sua variação porcentual deve ser menor que a tolerância especificada pelo programa controle da qualidade:

$$\frac{IC - IC_{ref}}{IC_{ref}} \times 100 < \text{tolerância especificada (\%)}$$

Para feixes de raios X terapêuticos de energias baixas e intermediárias a tolerância recomendada é $\pm 3\%$.^[2] Para feixes de raios X diagnósticos convencionais e de mamografia, variações máximas de aproximadamente $\pm 10\%$ devem ser detectadas.^[38]

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. Portaria 453/98 - Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. *Diário Oficial da União*, Brasília, 2 jun. 1998.
- [2] BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER. *TEC DOC - 1151: Aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia*. Rio de Janeiro: INCA, 2000.
- [3] KENNEY, G. N.; CAMERON, J. R. *X-ray beam quality measurements utilizing TL dosimeters*. Progress Report. AEC Contract AT 11-1-1105. Madison, WI: Wisconsin University, 1963. (TID-19112).
- [4] GORBICS, S. G.; ATTIX, F. H. LiF and CaF₂ : Mn thermoluminescent dosimeters in Tandem. *Int. J. Appl. Radiat. Isot.*, v. 19, p. 81–89, 1968.
- [5] SPURNY, Z; MILU, C.; RACOVEANU, N. Comparison of X-ray beams using thermoluminescent dosimeters. *Phys. Med. Biol.*, v. 18, n. 2, p. 276–278, 1973.
- [6] DA ROSA, L. A. R.; NETTE, H. P. Thermoluminescent dosimeters for exposure assessment in gamma or X radiation fields with unknown spectral distribution. *Appl. Radiat. Isot.*, v. 39, n. 3, p. 191–197, 1988.
- [7] ALBUQUERQUE, M. P. P.; CALDAS, L. V. E. New ionization chambers for beta and X-radiation. *Nucl. Instrum. Meth. Phys. Res.*, v. A280, p. 310–313, 1989.
- [8] CALDAS, L. V. E. A sequential Tandem system of ionisation chambers for effective energy determination of radiation fields. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 36, n. 1, p. 47–50, 1991.
- [9] GALHARDO, E. P.; CALDAS, L. V. E. Metodologia para dosimetria em campos de radiação X – nível radioterapia – utilizando sistemas Tandem de câmaras de ionização comerciais. *Radiol. Bras.*, v. 33, p. 237–231, 2000.
- [10] SARTORIS, C. E.; CALDAS, L. V. E. Aplicação de metodologia dosimétrica de feixes terapêuticos de raios X com sistema Tandem. *Radiol. Bras.*, v. 34, n. 6, p. 337–342, 2001.
- [11] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Calibration of dosimeters used in radiotherapy*. IAEA, Vienna, 1994 (Technical Reports Series No. 374).

- [12] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. *Medical electrical equipment. Dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy*. IEC, Geneva, Jul. 1997. (IEC 60731).
- [13] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. *Medical electrical equipment. Dosimeters with ionization chambers and/or semi-conductor detectors as used in X-ray diagnostic imaging*. IEC, Geneva, Oct. 1997. (IEC 61674).
- [14] KLEVENHAGEN, S. C.; THWAITES, D. I.; AUKETT, R. J. Kilovoltage X-rays. In: WILLIAMS, J. R.; THWAITES, D. I. (Ed.). *Radiotherapy physics: in practice*. 2. ed. New York, NY: Oxford, 2000. p. 99–117.
- [15] JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. *The physics of radiology*. 4. ed. Springfield, IL: Charles C. Thomas, 1983.
- [16] EVANS, R. D. *The atomic nucleus*. Malabar, FL: Krieger, 1982.
- [17] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Fundamental quantities and units for ionizing radiation*. ICRU, Bethesda, MD, 1998. (ICRU Report 60).
- [18] ROSSI, B. B.; STAUB, H. H. *Ionization chambers and counters*. New York, NY: McGraw-Hill, 1949.
- [19] WILKINSON, D. H. *Ionization chambers and counters*. Cambridge, Engl.: Cambridge University, 1950.
- [20] KNOLL, G. F. *Radiation detection and measurement*. 2. ed. New York, NY: Wiley, 1989.
- [21] SHARPE, J. *Nuclear radiation detectors*. 2. ed. London: Methuen, 1964.
- [22] PRICE, W. J. *Nuclear radiation detection*. 2. ed. New York, NY: McGraw-Hill, 1964.
- [23] BOAG, J. W. Ionization chambers. In: ATTIX, F. H.; ROESCH, W. C. (Ed.). *Radiation dosimetry*. v. II. Instrumentation. 2. ed. New York, NY: Academic, 1966. p. 1–72.
- [24] BOAG, J. W. Ionization chambers. In: KASE, K. R.; BJÄRNGÅRD, B. E.; ATTIX, F. H. (Ed.). *The dosimetry of ionizing radiation*. v. II. Orlando, FL: Academic, 1987. p. 169–243.
- [25] KHAN, F. M. *The physics of radiation therapy*. 2. ed. Baltimore, MD: Williams, 1994.
- [26] RAJAN, K. N. G. *Advanced medical radiation dosimetry*. New Delhi: Prentice-Hall of India, 1992.

- [27] METCALFE, P.; KRON, T.; HOBAN, P. *The physics of radiotherapy x-rays from linear accelerators*. Madison, WI: Medical Physics Publishing, 1997.
- [28] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water*. IAEA, Vienna, 2000 (Technical Reports Series No. 398).
- [29] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *The use of plane parallel ionization chambers in high energy electron and photon beams: an international code of practice for dosimetry*. IAEA, Vienna, 1997 (Technical Reports Series No. 381).
- [30] DEWERD, L. A.; WAGNER, L. K. Characteristics of radiation detectors for diagnostic radiology. *Appl. Radiat. Isot.*, v. 50, p. 125–136, 1999.
- [31] SOUZA, C. N.; CALDAS, L. V. E.; SIBATA, C. H.; HO, A. K.; SHIN, K. H. Two new parallel-plate ionization chambers for electron beam dosimetry. *Radiat. Measur.*, v. 26, n. 1, p. 65–74, 1996.
- [32] ALMOND, P. R.; BIGGS, P. J.; COURSEY, B. M.; HANSON, W. F.; SAIFUL HUQ, M.; NATH, R.; ROGERS, D. W. O. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med. Phys.*, v. 26, n. 9, p. 1857–1869, 1999.
- [33] MA, C.-M.; COFFEY, C. W.; DEWERD, L. A.; LIU, C.; NATH, R.; SELTZER, S. M.; SEUNTJENS, J. P. AAPM protocol for 40 – 300 kV x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology. *Med. Phys.*, v. 28, n. 6, p. 868–892, 2001.
- [34] SOLIMANIAN, A.; ENSAF, M. R.; GHAFoori, M. Design, construction and calibration of plane-parallel ionization chambers at the SSDL of Iran. *SSDL Newsletter* n. 45, p. 15–24, 2001.
- [35] CAMPOS, C. A. A. L. *Construção, calibração e testes de uma câmara de ionização para medidas de exposição na região de 40 a 1250 keV*. 1982. Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.
- [36] SILVA, I. *Projeto e construção de uma câmara de extrapolação para dosimetria beta*. 1985. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte.
- [37] DIAS, S. K.; CALDAS, L. V. E. Development of an extrapolation chamber for the calibration of beta-ray applicators. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, v. 45, n. 3, p. 1666–1669, 1998.
- [38] WAGNER, L. K.; ARCHER, B. R.; CERRA, F. On the measurement of half-value layer in film-screen mammography. *Med. Phys.*, v. 17, n. 6, p. 989–997, 1990.

- [39] WAGNER, L. K.; FONTENLA, D. P.; KIMME-SMITH, C.; ROTHENBERG, L. N.; SHEPARD, J.; BOONE, J. M. Recommendations on performance characteristics of diagnostic exposure meters: Report of AAPM diagnostic x-ray imaging task group no. 6. *Med. Phys.*, v. 19, n. 1, p. 231–241, 1992.
- [40] KRAMER, H. M. European intercomparison of diagnostic dosimeters: calibration of the reference dosimeters. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 43, n. 1/4, p. 75–79, 1992.
- [41] JURAN, R.; NOEL, A.; OLERUD, H. M. European intercomparison of diagnostic dosimeters: performance of the programme. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 43, n. 1/4, p. 81–86, 1992.
- [42] CLARK, M. J.; DELGADO, A.; HJARDEMAAL, O.; KRAMER, H. M.; ZOETLIEF, J. European intercomparison of diagnostic dosimeters: results. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 43, n. 1/4, p. 87–91, 1992.
- [43] WAGNER, L. K. Studies on the performance of diagnostic ionisation air kerma meters in the United States. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 43, n. 1/4, p. 127–130, 1992.
- [44] SUNDE, P. B. Specification and selection of dosimetry instrumentation for diagnostic radiology. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 43, n. 1/4, p. 183–186, 1992.
- [45] KOFLER JUNIOR, J. M.; GRAY, J. E.; DALY, T. R. Spatial and temporal response characteristics of ionization chambers used in diagnostic radiology for exposure measurements and quality control. *Health Phys.*, v. 67, n. 6, p. 661–667, 1994.
- [46] BÖHM, J. Saturation corrections for plane-parallel ionization chambers. *Phys. Med. Biol.*, v. 21, n. 5, p. 754–759, 1976.
- [47] HAJNAL, F.; PANE, J. Calculated saturation curves and ion densities of ionization chambers. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, v. NS-25, n. 1, p. 550–552, 1978.
- [48] MUSTAFA, S. M.; MAHESH, K. Criterion for determining saturation current in parallel plate ionization chambers. *Nucl. Instrum. Meth.*, v. 150, p. 549–553, 1978.
- [49] KANAZAWA, T.; OKABE, S.; FUKUDA, K.; FURUTA, J. Characteristics of ionization chambers for intense pulsed X-rays and Co-60 γ -rays. *Annu. Rep. Radiat. Cent. Osaka Prefect.*, v. 20, p. 103–108, 1979.
- [50] HEESE, R. N.; PODGORSK, E. B.; FALLONE, B. G. Approximations to saturation curves in gas-filled parallel plate ionization chambers. *Med. Phys.*, v. 13, n. 1, p. 93–98, 1986.
- [51] FALLONE, B. G.; BENCOMO, J. A. Linear-quadratic fit for saturation curves obtained under continuous irradiation of parallel-plate ionization chambers. *Med. Phys.*, v. 14, n. 3, p. 359–364, 1987.
- [52] TAKATA, N.; MATULLAH. Dependence of the value of m on the lifetime of ions in parallel plate ionization chambers. *Phys. Med. Biol.*, v. 36, n. 4, p. 449–459, 1991.

- [53] TAKATA, N.; MATSUMOTO, T. The effect of the applied voltage on ionization in a parallel plate ionization chamber. *Nucl. Instrum. Meth. Phys. Res.*, v. A302, p. 327–330, 1991.
- [54] TAKATA, N. Ion loss due to initial recombination in a parallel-plate cavity ionization chamber. *Phys. Med. Biol.*, v. 39, p. 1037–1046, 1994.
- [55] TAKATA, N. The effects of humidity on volume recombination in ionization chambers. *Phys. Med. Biol.*, v. 39, p. 1047–1052, 1994.
- [56] TAKATA, N. Effects of the electric field on ionisation in two different types of ionisation chambers. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 61, n. 1–3, p. 253–256, 1995.
- [57] TAKATA, N.; TAKEDA, N.; YIN, Z. Decreases in output currents due to back diffusion of ions in ionisation chambers. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 71, n. 4, p. 309–312, 1997.
- [58] GELEIJNS, J.; BROERSE, J.J.; ZWEERS, D. General ion recombination for ionization chambers used under irradiation conditions relevant for diagnostic radiology. *Med. Phys.*, v. 22, n. 1, p.17–24, 1995.
- [59] DAS, I.J.; AKBER, S.F. Ion recombination and polarity effect of ionization chambers in kilovoltage X-ray exposure measurements. *Med. Phys.*, v. 25, n. 9, p. 1751–1757, 1998.
- [60] CALDAS, L. V. E.; ALBUQUERQUE, M. P. P. Angular dependence of parallel plate ionization chambers. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 37, n. 1, p. 55–57, 1991.
- [61] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Absorbed dose determination in photon and electron beams: an international code of practice*. IAEA, Vienna, 1987 (Technical Reports Series No. 277).
- [62] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Review of data and methods recommended in the international code of practice IAEA Technical Reports Series No. 277: Absorbed dose determination in photon and electron beams*. IAEA, Vienna, 1996 (IAEA-TECDOC-897).
- [63] KLEVENHAGEN, S. C.; D'SOUZA, D.; BONNEFOUX, I. Complications in low energy X-ray dosimetry caused by electron contamination. *Phys. Med. Biol.*, v. 36, n. 8, p. 1111–1116, 1991.
- [64] OLIVEIRA, E. C. *Estabelecimento de campos padrões de raios X de energias baixas, nível radioproteção, para calibração de instrumentos*. 1995. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/Universidade de São Paulo, São Paulo.
- [65] BULLA, R. T. *Métodos de calibração de câmaras de ionização de placas paralelas para dosimetria de feixes de elétrons*. 1999. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/Universidade de São Paulo, São Paulo.

- [66] DIAS, V.; XAVIER, M.; CALDAS, L. V. E. Caracterização dos campos padrões de radiação X de energias intermediárias, nível terapia. In: REGIONAL CONGRESS ON RADIATION PROTECTION AND SAFETY (REGIONAL IRPA CONGRESS), 29 Abril-4 Maio, 2001, Recife. *Anais...* Recife: Sociedade Brasileira de Proteção Radiológica, 2001. 1 CD-ROM.
- [67] PERNICKA, F.; CARLSSON, G. A.; DANCE, D. R.; DEWERD, L. A.; KRAMER, H.-M.; NG, K.-H. Development of an international code of practice for dosimetry in X-ray diagnostic radiology. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON RADIOLOGICAL PROTECTION OF PATIENTS IN DIAGNOSTIC AND INTERVENTIONAL RADIOLOGY, NUCLEAR MEDICINE AND RADIOTHERAPY, March 26-30, 2001, Málaga. *Proceedings...* Vienna: IAEA, 2001. p. 93-98.
- [68] POTIENS, M. P. A. *Metodologia dosimétrica e sistemas de referência para radiação X nível diagnóstico*. 1999. Tese (Doutorado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/Universidade de São Paulo, São Paulo.
- [69] POTIENS, M. P. A.; CALDAS, L. V. E. Calibration of kV_p meters used in quality control tests in diagnostic radiology by spectrometry. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 98, n. 3, p. 343-346, 2002.
- [70] ROS, R. A. *Metodologia de controle de qualidade de equipamentos de raios X (nível diagnóstico) utilizados em calibração de instrumentos*. 2000. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/Universidade de São Paulo, São Paulo.
- [71] ROS, R. A.; CALDAS, L. V. E. Controle de qualidade de medidores de tensão não-invasivos em equipamentos de raios X, nível diagnóstico. *Radiol. Bras.*, v. 34, n. 2, p. 89-94, 2001.
- [72] GUERRA, A. B. *Estabelecimento e controle de qualidade de feixes padrões de radiação X para calibração de instrumentos, nível mamografia*. 2001. Tese (Doutorado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/Universidade de São Paulo, São Paulo.
- [73] INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON STANDARDS AND CODES OF PRACTICE IN MEDICAL RADIATION DOSIMETRY, November 25-28, 2002, Vienna. *Proceedings...* Vienna: IAEA, 2002.
- [74] MEGHZIFENE, A.; SHORTT, K. R. Calibration factor or calibration coefficient?. *SSDL Newsletter*, v. 46, p. 33, 2002.
- [75] BIPM; IEC; IFCC; ISO; IUPAC; IUPAP; OIML. *Guia para expressão da incerteza de medição*. Segunda edição brasileira em língua portuguesa. Rio de Janeiro: ABNT, INMETRO, SBM, 1998.