



**AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO**

**ESTABELECIMENTO E CONTROLE DE QUALIDADE DE
FEIXES PADRÕES DE RADIAÇÃO X PARA CALIBRAÇÃO
DE INSTRUMENTOS, NÍVEL MAMOGRAFIA**

ALINE BARLEM GUERRA

**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
2001**

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

**ESTABELECIMENTO E CONTROLE DE QUALIDADE DE FEIXES
PADRÕES DE RADIAÇÃO X PARA CALIBRAÇÃO DE
INSTRUMENTOS, NÍVEL MAMOGRAFIA**

Aline Barlem Guerra



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
2001

***Dedico este trabalho a:
Alessandro, o noivo carinhoso e colaborador,
Euzébio, o pai paciente e compreensivo,
Elza, a tia incentivadora.***

AGRADECIMENTOS

À Dra. Linda V. E. Caldas, do IPEN/CNEN-SP, pela orientação dedicada, incentivo, apoio e amizade.

À Dra. Maria da Penha Albuquerque Potiens, do IPEN/CNEN-SP, pelo apoio técnico na utilização dos equipamentos, pelas sugestões e pela amizade.

Ao M.Sc. Vítor Vivolo, do IPEN/CNEN-SP, pelo suporte técnico e pela confecção de cabos de extensão.

Ao Dr. Frank Cerra e a equipe do CDRH/FDA – EUA, pelo suporte técnico e sugestões, e pela calibração da câmara de ionização de referência.

Ao Dr. Ricardo Terini, ao Dr. Paulo Costa, ao Prof. Dr. Silvio Herdade e ao B.Sc. Marco Aurélio, do IEE/USP-SP, pelo empréstimo e auxílio no uso do espectrômetro.

Ao M.Sc. Renato Ros, pela colaboração e comparação de dados.

Ao Sr. Marcos Xavier, do IPEN/CNEN-SP, pelas sugestões e auxílio no uso das câmaras de ionização.

Ao Dr. Paulo Becker, do IRD, pela confecção dos cabos de extensão especiais que exigiram conectores distintos e pela calibração do eletrômetro de referência.

A todo o grupo do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN/CNEN-SP, pelo apoio e incentivo.

Ao B.Sc. Alessandro Souza Dytz, pelas sugestões, apoio, compreensão e afeto durante o desenvolvimento deste trabalho.

Ao pai Euzébio Gemelo Guerra, à tia Elza Guerra Gobbi, aos amigos Elizabeth Souza Dytz e Carlos Fernando Dytz pelo carinho, estímulo e apoio emocional.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), pela infra-estrutura para a realização deste trabalho e pela oportunidade para a realização deste trabalho.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento científico e Tecnológico (CNPq), pelo suporte financeiro.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), pelo suporte financeiro que possibilitou a aquisição dos filtros de molibdênio e de alumínio utilizados neste trabalho.

A todos que direta ou indiretamente colaboraram na realização deste trabalho.

ESTABELECIMENTO E CONTROLE DE QUALIDADE DE FEIXES
PADRÕES DE RADIAÇÃO X PARA CALIBRAÇÃO DE INSTRUMENTOS,
NÍVEL MAMOGRAFIA

Aline Barlem Guerra

R E S U M O

Neste trabalho foram estabelecidos campos padrões de radiação X, nível mamografia, a partir de um equipamento de raios X (60 kV, potencial constante, alvo de tungstênio), com filtração adicional de molibdênio e seguindo recomendações nacionais e internacionais. Para tanto foi avaliado o desempenho do sistema de raios X, por meio de um programa de controle da qualidade e análise de espectros. Todas as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho, foram submetidas rotineiramente a testes de controle de qualidade para avaliação e análise da confiabilidade de seu uso. Um sistema Tandem de câmaras de ionização, de placas paralelas, desenvolvidas no IPEN foi estabelecido para o programa de controle de qualidade no equipamento de raios X, nível mamografia. Foram calibrados nas qualidades de radiação estabelecidas diversos tipos de câmaras de ionização específicas e não específicas para uso em sistemas de mamografia.

ESTABLISHMENT AND QUALITY CONTROL OF STANDARD X RADIATION BEAMS FOR CALIBRATION OF INSTRUMENTS, MAMMOGRAPHY LEVEL

Aline Barlem Guerra

A B S T R A C T

Standard X radiation beams, mammography level, were established in this work using an X ray equipment (60 kV, Constant potential, tungsten anode) with additional molibdenium filtration, and using national and international recommendations. The performance of the low energy X ray system was evaluated through a quality control program and spectra analysis. All ionization chambers utilized in this work were submitted routinely to quality control tests for evaluation and assurance of their use. A Tandem system of plane parallel ionization chambers, developed at IPEN, was established for the quality control program of the X ray equipment, mammography level. Several ionization chambers (specific and non-specific for mammography radiation fields) were calibrated in the established radiation qualities.

SUMÁRIO

RESUMO	i
ABSTRACT	ii

Página

1. INTRODUÇÃO

1.1. Considerações Gerais	1
1.2. Objetivos	7

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1. Mamografia	8
2.2. Origem dos Feixes de Raios X	10
2.3. Interação da Radiação com a Matéria	16
2.4. Grandezas e Unidades Relacionadas às Medidas da Radiação	19
2.5. Técnica Mamográfica	21
2.6. Efeito Anódico	23
2.7. Filtração	24
2.8. Camada Semi-Redutora e Energia Efetiva	27
2.9. Garantia de Qualidade em Equipamentos de Raios X	28
2.9.1. Avaliação da Reprodutibilidade da Tensão do Tubo de Raios X	29
2.9.2. Avaliação da Linearidade da Corrente	30
2.9.3. Avaliação da Reprodutibilidade da Corrente Anódica	31
2.9.4. Testes de Avaliação da Homogeneidade do Feixe de Radiação	31

2.9.5. Determinação da Camada Semi-Redutora dos	
Feixes de Radiação	32
2.10. Câmaras de Ionização e Eletrômetros	32
2.10.1. Câmaras de Ionização para Radioterapia	33
2.10.2. Câmaras de Ionização para Radioproteção	34
2.10.3. Câmaras de Ionização para Radiodiagnóstico	34
2.11. Controle de Qualidade em Câmaras de Ionização	35
2.11.1. Avaliação Temperatura e da	
Pressão Ambientais	36
2.11.2. Avaliação da Umidade Relativa do Ar	37
2.11.3. Teste de Repetibilidade	37
2.11.4. Testes de Reprodutibilidade	38
2.11.5. Testes de Fuga	39
2.12. Sistemas Tandem	40
2.13. Calibração de Instrumentos	41

3. MATERIAIS

3.1. Sistema de Raios X (60 kV)	44
3.2. Sistemas de Medida	46
3.2.1. Câmaras de Ionização	46
3.2.2. Eletrômetros	49
3.3. Fontes de Controle	51
3.4. Sistema de Monitoração Não-Invasivo de	
Equipamentos de Raios X	51
3.5. Espectrômetro	52
3.6. Sistemas Auxiliares	53

4. RESULTADOS

4.1. Controle de Qualidade das Câmaras de Ionização	55
4.1.1. Teste de Repetibilidade	57

4.1.2.	Teste de Reprodutibilidade	58
4.1.3.	Teste de Fuga de Corrente	62
4.2.	Caracterização dos Campos Padrões em Mamografia	63
4.2.1.	Determinação da Filtração de Molibdênio	64
4.2.2.	Determinação de Camadas Semi-Redutoras	72
4.3.	Controle de Qualidade no Equipamento de Raios X	83
4.3.1.	Variação da Tensão em Função da Corrente Nominal	84
4.3.2.	Exatidão da Tensão	85
4.3.3.	Linearidade da Corrente	86
4.3.4.	Radiação de Fuga	90
4.3.5.	Homogeneidade do Feixe de Radiação	92
4.4.	Determinação de Energia Efetiva	93
4.5.	Espectrometria dos Feixes de Radiação	97
4.6.	Calibração das Câmaras de Ionização	110
4.6.1.	Calibração da Câmara de Ionização C5	110
4.6.2.	Medidas de Taxa de Kerma no Ar	122
4.6.3.	Calibração de Câmaras de Ionização Específicas e não Específicas para Mamografia	124
4.7.	Estabelecimento de um Sistema Tandem	131
4.7.1.	Controle de Qualidade das Câmaras de Ionização	131
4.7.2.	Calibração das Câmaras de Ionização, Nível Mamografia	133
4.7.3.	Dependência Energética	135
4.7.4.	Curvas Tandem	136
5.	CONCLUSÕES	140
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	143
	ANEXO 1. Certificado de Calibração da Câmara de Ionização C5	158
	ANEXO 2. Certificado de Calibração do Eletrômetro E1	166

1. INTRODUÇÃO

1.1. Considerações Gerais

O uso das radiações ionizantes na área médica é significativo desde sua descoberta em 1895 e é tão comum atualmente que, em países desenvolvidos, sua contribuição para a dose coletiva pode ser comparada à contribuição das doses oriundas de fontes naturais, exceto o radônio ^(1, 2).

Considerando-se os diagnósticos, a grande maioria das decisões médicas depende do radiodiagnóstico. Este por sua vez contribui com 85% da fração da dose na população comparada com as diferentes fontes artificiais de exposição ⁽³⁾ e justamente por se tratar de radiação ionizante seu uso é limitado e controlado por órgãos regulamentadores e fiscalizadores, como a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), o Ministério da Saúde e os Centros de Vigilância Sanitária. Em âmbito internacional, a radioproteção é ditada por recomendações da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on Radiation Protection - ICRP*) que tem fornecido recomendações relativas à proteção radiológica dos pacientes e trabalhadores ocupacionalmente expostos ⁽³⁻⁶⁾.

Como a radiação ionizante causa efeitos deletérios ao corpo humano, as pessoas não devem ser expostas, nem demasiadamente nem desnecessariamente. Para evitar o uso desnecessário ou excessivo das radiações foram desenvolvidos programas de garantia da qualidade e otimização de proteção radiológica ^(4 - 16). Além disto, o objetivo de qualquer procedimento radiográfico envolve a obtenção de

imagens de qualidade mantendo as doses de radiação recebidas por pacientes e profissionais tão baixas quanto praticável ^(12, 17, 18).

Dentro da área de radiodiagnóstico existe um tipo de exame específico, a mamografia. Este exame é realizado com o uso da radiação X emitida por um equipamento próprio denominado mamógrafo. Trata-se de uma técnica da radiologia médica específica para análise das glândulas mamárias dos seres humanos capaz de detectar a existência de patologias.

A mamografia tem recebido atenção especial tanto por parte dos órgãos regulamentadores como por parte dos profissionais envolvidos, passando por diversas mudanças e desenvolvimentos tecnológicos ^(19 - 21). Portanto, existem preocupações quanto aos riscos dos efeitos biológicos das radiações ⁽²²⁾. Isto tem contribuído para adequação da legislação brasileira pelo Ministério da Saúde, por meio da implantação de programas de garantia de qualidade e a exigência de laudos de avaliação radiométrica pelas autoridades sanitárias estaduais e municipais ^(8, 9, 23, 24).

Estudos comparativos entre protocolos estabelecidos em países diferentes, em função das diferenças entre as legislações, têm buscado o estabelecimento de um padrão na dosimetria em mamografia, bem como análise dos impactos relativos aos controles de qualidade e parâmetros da exposição dos pacientes. As diferenças nas legislações entre os países são devido às diferentes recomendações quanto à espessura mínima de filtração do sistema de raios X, aos valores de camada semi-redutora e aos fatores de conversão para o cálculo da dose glandular média ^(24, 25).

O diagnóstico em mamografia é realizado analisando-se a radiografia obtida com o uso do mamógrafo, onde se detecta com grande eficácia a maioria das patologias mamárias ⁽²⁶⁾. Entretanto, a presença de artefatos pode prejudicar o diagnóstico. Estes artefatos podem estar relacionados a qualquer um dos acessórios utilizados em mamografia como as telas intensificadoras, chassis, grades anti-

difusoras, filmes, sistema de processamento dos filmes ou aos próprios pacientes. A existência destes artefatos é um dos principais aspectos relacionados ao controle de qualidade, uma vez que podem ser evitados ⁽²⁷⁾.

Outro aspecto importante a ser avaliado para o controle de qualidade é que existe uma diferença significativa entre mamógrafos e aparelhos de raios X convencionais para a realização do diagnóstico médico, que está baseada na constituição da mama, que é de tecido mole, e das patologias em geral a serem detectadas, por possuírem composição e densidades semelhantes. Assim sendo, para possibilitar o diagnóstico por meio da pequena diferença de absorção da radiação por estes tecidos é necessário o uso de energias baixas, em torno de 20 keV. Na técnica mamográfica, geralmente, são utilizados tubos de raios X com alvos de molibdênio e/ou ródio e tensões de pico na faixa de 22 a 35 kV ^(16, 20, 28, 29).

Estas diferenças entre os equipamentos de mamografia e raios X convencional demandam o uso de instrumentos e ações específicos para a realização do controle da qualidade em dosimetria e para elaboração dos laudos de avaliação radiométrica. A dosimetria e o diagnóstico em mamografia são realizados utilizando-se diversos recursos ⁽²⁹⁾, dentre eles os filmes radiográficos, dosímetros termoluminescentes, simuladores de mama, câmaras de ionização e medidores de parâmetros operacionais (kV, mAs). Quanto às câmaras de ionização, estas devem ser específicas devido à dependência energética restrita à faixa de tensão operacional deste tipo de diagnóstico ^(20, 29) e, portanto, devem ser calibradas em feixes de raios X padronizados contendo as características específicas para a faixa mamográfica ^(30, 31). Se a calibração for inapropriada por causa de diferenças no espectro, as incertezas resultantes das medidas em mamografia irão se propagar para todos os pacientes ⁽¹⁾, como por exemplo as medidas de dose glandular média ⁽³²⁾.

O uso de câmaras de ionização específicas e calibradas em conformidade com campos padrões utilizados ^(11, 12) podem evitar o seu mal uso, onde a exposição dos

pacientes e trabalhadores ocupacionalmente expostos à radiação ionizante não é detectada ou encontra-se, aparentemente, dentro dos limites aceitáveis na legislação em vigor ^(8, 9, 20). Para melhorar a qualidade dos serviços implantados nos Laboratórios de Calibração de Instrumentos ou implantar novas qualidades de radiação, como no caso da calibração específica em feixes mamografia, que até há uns 10 anos ainda não era oferecida pelos Laboratórios de Calibração ⁽³³⁾, diversas pesquisas foram desenvolvidas e aplicadas diretamente aos feixes específicos e às medidas de dose absorvida em mamografia, principalmente porque a dose absorvida neste caso é maior do que em exames radiográficos convencionais ⁽²⁰⁾.

Como os equipamentos de mamografia possuem especificações distintas daqueles utilizados para radiodiagnóstico convencional, tais como o tipo do material constituinte do alvo, tipos de filtros e parâmetros operacionais de tensão e corrente, é importante que sejam calibrados em feixes padronizados de raios X com as mesmas características ^(2, 8, 9, 15 - 32). Isto implica em garantir que os valores de dose absorvida e exposição medidos no feixe estejam de acordo com os valores fornecidos pelo equipamento de radiação X ^(8, 9, 20, 26), e com as doses realmente recebidas pelos pacientes. Os trabalhos de Walker ⁽³⁴⁾ sobre a avaliação da resposta das câmaras de ionização com janelas finas, capazes de serem usadas para a detecção de radiações em energias baixas, e de Schmidt ⁽³⁵⁾ sobre a análise de medidas de dose na mama, contribuíram para o controle de qualidade direcionado à calibração de instrumentos em mamografia.

Além destas exigências, as legislações nacionais, Portaria 453 ⁽⁸⁾ e Norma CNEN-NE 3.01 ⁽³⁶⁾, determinam que todos os equipamentos medidores de radiação devem ser calibrados periodicamente nos laboratórios de calibração autorizados no País. Entretanto, não existem ainda laboratórios no Brasil que ofereçam calibração de instrumentos, nível mamografia.

Para a calibração de instrumentos com uso de radiação X, é necessário ter-se instrumentos de referência rastreáveis a um Laboratório de Calibração Padrão e um sistema de raios X onde possam ser implantadas as qualidades adequadas ao tipo de calibração ^(37 - 43). No caso dos instrumentos de medição para radiodiagnóstico, nível mamografia, as diferenças no espectro em relação ao radiodiagnóstico convencional devem ser consideradas, principalmente porque estas diferenças de espectro são comuns para energias baixas, devido à atenuação da radiação no ar ^(44, 45). Não foram encontrados registros, nem no Brasil e nem na América Latina, sobre os Laboratórios de Calibração de Instrumentos oferecerem serviços de calibração, nível mamografia, sendo este serviço prestado por Laboratórios de Calibração nos Estados Unidos (*Center for Devices Radiological Health, Food and Drugs Administration, CDRH/FDA, Washington*) e na Europa (*Physikalisch-Technische Bundesanstalt, PTB, Alemanha*).

Para se avaliar as condições gerais de um aparelho de raios X e para a realização da dosimetria dos feixes em função das condições de calibração das câmaras de ionização, o Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN dispõe de diversos arranjos experimentais com as seguintes finalidades:

1. Calibração de dosímetros clínicos, nível Radioterapia, com radiação gama de ^{60}Co e ^{137}Cs ;
2. Calibração de dosímetros clínicos, nível Radioterapia, com raios X (60 kV);
3. Calibração de monitores portáteis, nível Radioproteção, com radiação gama de ^{60}Co e ^{137}Cs ;
4. Calibração de instrumentos, níveis Radioterapia e Radioproteção, com radiação beta de ^{147}Pm , ^{204}Tl e $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$; e
5. Calibração de detectores de contaminação de superfície, nível Radioproteção, com radiação alfa de ^{241}Am , e radiação beta de ^{14}C , ^{99}Tc , ^{137}Cs , ^{36}Cl , $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$.

Nestes laboratórios vêm sendo calibrados e testados cerca de 1.900 equipamentos por ano, utilizando os procedimentos e recomendações internacionais (11, 12, 37 - 43).

Desde 1980, o Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN vem participando das intercomparações anuais promovidas pelo laboratório padrão secundário do Brasil, que é o Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes, Instituto de Radioproteção e Dosimetria (CNEN), Rio de Janeiro, como controle de qualidade dos serviços oferecidos de calibração de instrumentos tanto para o IPEN como para instituições externas. Estes tipos de intercomparações são comuns entre os laboratórios de metrologia e são, inclusive, fontes de pesquisa para novos métodos de calibração, como por exemplo, avaliação da resposta de câmaras de ionização quanto ao feixe de saída (após passar pelo paciente) utilizando, para as intercomparações, as câmaras de ionização calibradas nestes laboratórios (44, 46-50).

Os laboratórios que oferecem serviços de calibração, nível mamografia, possuem equipamentos de raios X com alvo de molibdênio e/ou alvo de ródio. O Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN não possui este tipo de equipamento de raios X, tendo somente equipamentos de raios X com alvo de tungstênio, em complementação aos arranjos experimentais já citados e atualmente em operação. Um dos equipamentos de raios X com alvo de tungstênio apresenta a possibilidade de variar a tensão entre 20 e 60 kV, onde será possível implantar qualidades para calibração, nível mamografia, seguindo as qualidades implantadas no *National Institute of Standards and Technology, NIST* (51), mas com o uso de filtros adicionais de molibdênio com 99,99% de pureza e espessura suficiente para simular campos de radiação utilizados em mamografia (20, 26, 28, 29).

No Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN, em complementação ao programa de controle de qualidade implantado, foram propostos sistemas Tandem de câmaras de ionização de placas paralelas desenvolvidas no IPEN ^(52, 53) e de câmaras de ionização comerciais ⁽⁵⁴⁾. Este sistema Tandem otimiza as medidas para a determinação de camadas semi-redutoras e energias efetivas, que são conferidas mensalmente para assegurar as especificações dos certificados de calibração das câmaras de ionização.

1.2. Objetivos

Os objetivos propostos neste trabalho são:

- estabelecer campos padrões para a calibração de instrumentos, nível mamografia;
- avaliar o uso de filtros de molibdênio num sistema de raios X com alvo de tungstênio, para simular feixes padrões, nível mamografia;
- realizar o controle de qualidade dos equipamentos, tanto do sistema de raios X como das câmaras de ionização a serem utilizadas nos feixes de radiação estabelecidos neste sistema de radiação X;
- aplicar a metodologia empregada e estabelecida em virtude da realização deste trabalho;
- estabelecer um sistema Tandem de câmaras de ionização de placas paralelas desenvolvidas no IPEN para radiação X, nível radiodiagnóstico, para utilização nos programas de controle de qualidade do laboratório.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1. Mamografia

Como tipo específico de exame, a mamografia foi testada primeiramente na década de 1920. Porém, a falta de equipamento adequado impediu seu desenvolvimento naquela época. Na década de 1950, Robert Egan demonstrou uma técnica mamográfica com baixa tensão de pico (kVp), alto produto da corrente pelo tempo de exposição (mAs), e exposição direta do filme. Nos anos sessenta, a xeroradiografia (também denominada xeromamografia) foi desenvolvida por Wolf e Ruzicka com uma dose substancialmente menor que a usada na exposição direta do filme ^(20, 31).

Na xeroradiografia uma placa de selênio fotocondutiva é substituída pelo filme e pelo cassete. Na radiografia convencional uma quantidade de haletos de prata são reduzidos no filme dependendo da quantidade de fótons que interagem com a emulsão em determinada área do filme radiográfico. A xeroradiografia tem princípio básico semelhante, só que a imagem latente é formada por dissipação seletiva das cargas elétricas na placa de selênio devido à incidência dos fótons. A imagem latente torna-se temporariamente visível na superfície da placa de selênio que é coberta com um pó termoplástico que adere suas quantidades proporcionalmente à carga residual. Uma cópia permanente da imagem é feita por adesivo ou por transferência eletrostática do pó para o papel ^(20, 31).

A xeroradiografia mostrava detalhes excepcionais e era facilmente interpretada. Finalmente, na década de sessenta a mamografia começou a ser utilizada ⁽²⁰⁾, por permitir dose menor e mais facilidade na descoberta de lesões.

Desde a década de 60, a mamografia sofreu muitas mudanças e passou por desenvolvimentos tecnológicos. O estabelecimento de padrões para mamografia é definido por protocolos de qualidade internacionais e normas, tanto internacionais como nacionais ^(8-10, 26-32, 55-60). Além disto foram realizadas pesquisas direcionadas para a proteção radiológica dos pacientes visando a redução das doses de radiação sem perda de qualidade da imagem radiográfica ^(61, 62).

Há dois tipos de exames de mamografia:

- **Monitoramento:** é realizada em pacientes assintomáticos, usando uma imagem de cada mama na projeção crânio-caudal e outra na projeção médio lateral, sendo feita, geralmente, em pacientes com mais de 50 anos, contribuindo para reduzir a mortalidade devido a este tipo de câncer, uma vez que detecta eficazmente o câncer de mama em estágios iniciais;
- **Diagnóstica ou clínica:** realizado em pacientes com sintomas ou fatores de risco elevados. Podem ser requeridas, além das imagens realizadas no monitoramento, ampliações ou outras projeções da mama, como por exemplo imagem do perfil ou médio lateral oblíqua .

Os indivíduos de risco alto são mulheres que têm uma história familiar de câncer de mama. Os indivíduos de risco baixo são mulheres que não têm uma história familiar pronunciada de câncer de mama ^(20, 63).

2.2. Origem dos Feixes de Raios X

Os feixes de radiação X são provenientes da interação de elétrons liberados termoionicamente do filamento do tubo de raios X, acelerados por uma diferença de potencial da ordem de quilovolts, com os átomos constituintes do material do anodo.

A interação ocorre dentro dos tubos de raios X e, em nível atômico, dá origem a radiação característica e a radiação de freamento (*bremsstrahlung*). O espectro do feixe de radiação X é composto tanto pela radiação característica (região de linhas, com valores definidos) como pela radiação de freamento (região contínua, com intervalo variável de energia).

A radiação denominada como *bremsstrahlung* ou de freamento ocorre devido à interrupção ou à alteração do movimento de um elétron. Quando os elétrons são desacelerados, produzem fótons devido à perda de sua energia cinética. Este processo de produção de raios X baseia-se no princípio de que, quando uma partícula carregada se desloca no vácuo sem sofrer ação de forças externas, sua energia se conserva. Sendo esta partícula desacelerada ou forçada a mudar de direção, como mostrado na **Figura 2.01**, parte de sua energia é transformada em radiação eletromagnética. Quando a desaceleração é muito grande, pode-se ter radiação eletromagnética de energia alta, o que caracteriza os raios X como mostrado na **Figura 2.02**.

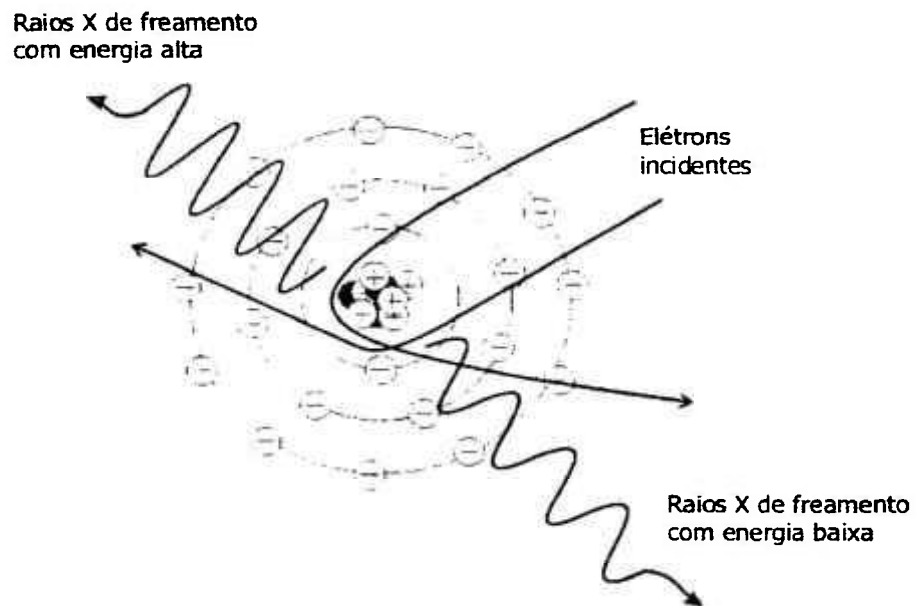


FIGURA 2.01: Radiação X de freamento: Resulta da alteração da energia cinética do elétron projétil próximo ao núcleo atômico ⁽²⁰⁾.

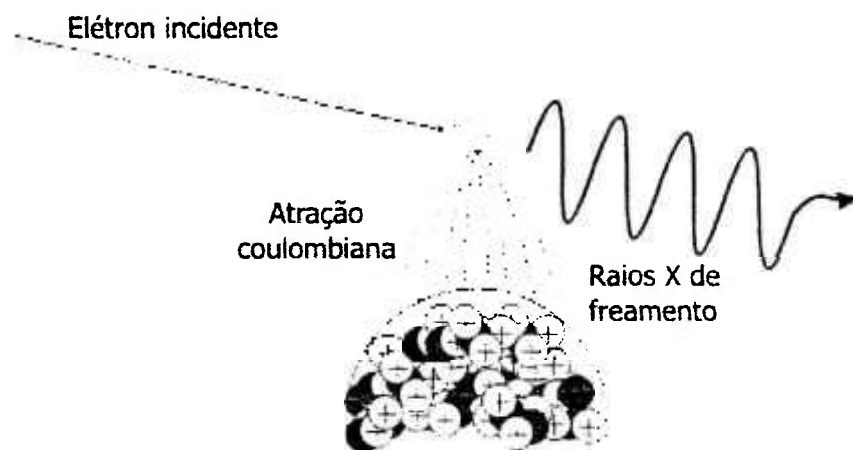


FIGURA 2.02: Radiação X de freamento: Esquema de como os raios X são originados por freamento ⁽²⁸⁾.

A radiação característica resulta da interação de um elétron com um átomo do anodo, arrancando um elétron das camadas mais internas. A posição deste elétron pode ser preenchida por qualquer outro elétron de uma camada mais externa, obedecendo as regras de transição, como mostrado na **Figura 2.03**. Essa transição é

acompanhada da emissão de um fóton, que possui energia igual à diferença de energia dos níveis orbitais envolvidos.

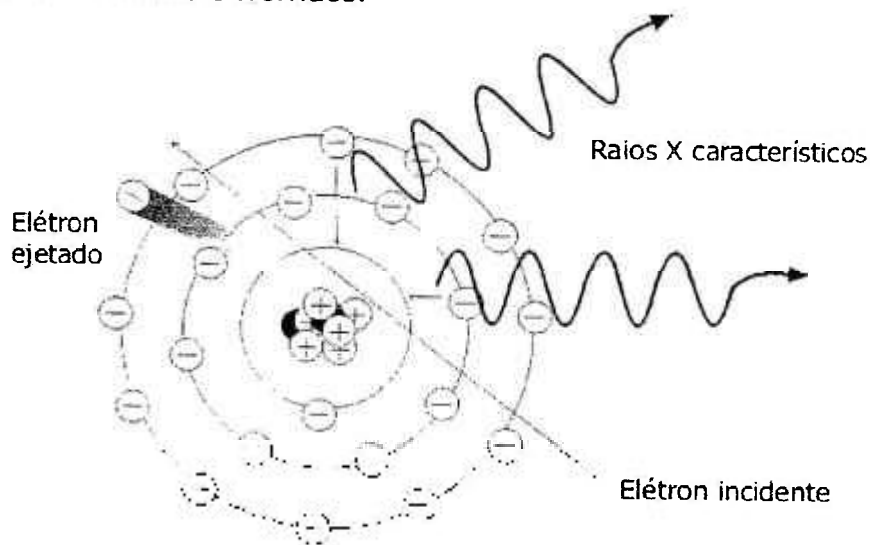


FIGURA 2.03: Radiação X característica - Resulta da transferência de elétrons orbitais para preencher o "buraco" formado quando um elétron mais interno é ejetado ⁽²⁰⁾.

Para que possa ocorrer a produção de raios X são necessários ⁽⁶¹⁾ alguns componentes específicos no tubo de raios X, conforme mostrado na **Figura 2.04**.

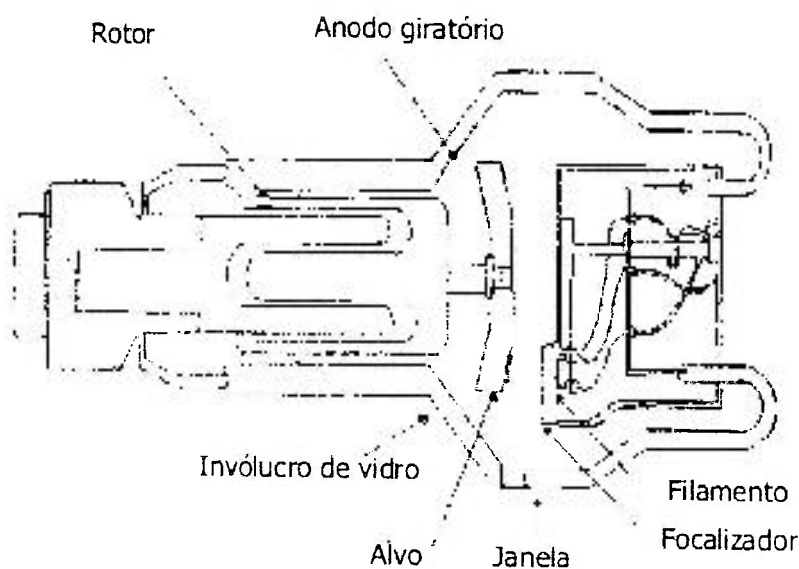


FIGURA 2.04: Tubo de raios X e seus componentes ⁽⁶⁴⁾.

Os principais componentes e características são:

a) Gerador de elétrons

O gerador de elétrons consiste em um fio de tungstênio que, quando aquecido, libera elétrons termoionicamente. Este fio é conhecido como filamento, tem uma forma helicoidal de aproximadamente 0,2 mm ou 0,3 mm de diâmetro e cerca de 1 cm de comprimento. É feito de tungstênio por este material ter um ponto de fusão elevado, ou seja, 3380 °C, visto que o fio pode atingir cerca de 2500 °C ⁽⁶⁵⁾.

Os tubos modernos de raios X têm dois filamentos de tamanhos diferentes, que correspondem aos focos anódicos, também de tamanhos diferentes: foco fino e foco grosso. Estes são denominados tubos de foco dual. O foco fino, que é obtido com correntes menores e o foco grosso, com correntes maiores. Usa-se apenas um dos filamentos de cada vez ^(20, 28). A **Figura 2.05** mostra os dois filamentos de um tubo de raios X.



FIGURA 2.05: Filamentos de um tubo de anodo giratório ⁽⁶⁵⁾.

Para aquecer o filamento e facilitar a emissão de elétrons, existe uma corrente com aproximadamente 5 A; a corrente anódica é da ordem de miliamperes. Esta é a corrente de elétrons que colidem com o anodo provocando a produção de raios X.

b) Acelerador de elétrons

Os elétrons são acelerados a partir de uma diferença de potencial elevada entre o catodo-emissor de elétrons e anodo-alvo, pois o elétron é uma partícula de pequena massa com carga elétrica negativa ⁽⁶⁴⁾.

Quando os raios X foram descobertos, eram utilizados tubos contendo gases de baixa pressão; no entanto, como os elétrons ionizam os gases, ocorre uma diminuição da produção de raios X. Por este motivo é importante que se tenha vácuo dentro de um tubo de raios X, garantindo uma trajetória livre para os elétrons, conforme citado por Bushong ⁽²⁰⁾ e Okuno ⁽⁶⁶⁾.

c) Capa focalizadora do feixe de elétrons

Consiste em um cilindro que rodeia o filamento e que tem carga elétrica negativa. Tem a finalidade de concentrar e agrupar os elétrons emitidos pelo filamento de maneira a incidirem sobre uma determinada área do anodo ou alvo, evitando sua repulsão e dispersão.

d) Alvo (anodo)

O alvo pode ser fixo ou giratório e tem a finalidade de transformar a energia cinética do elétron em energia radiante após os choques dos elétrons com o alvo.

A **Figura 2.06** mostra um tubo de raios X com anodo giratório e outro com anodo fixo. Os tubos que têm anodo giratório são mais utilizados para o diagnóstico médico por associar as vantagens de uma tolerância térmica maior com um foco anódico pequeno - o anodo gira durante a exposição radiográfica oferecendo constantemente uma nova superfície de impacto para os elétrons; assim o impacto não se concentra somente em um ponto como é o caso do anodo fixo.

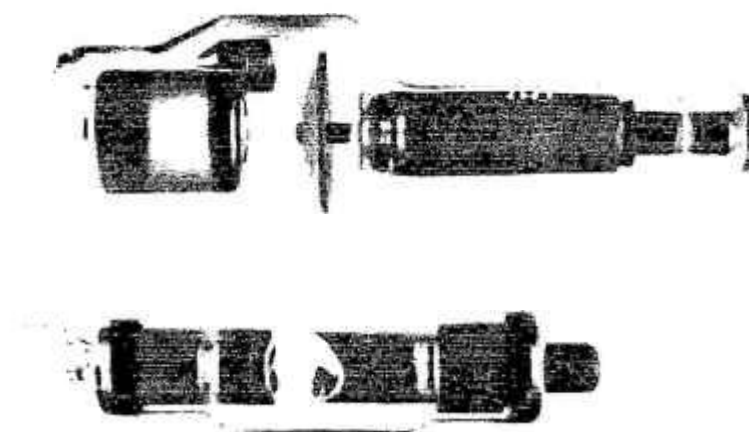


FIGURA 2.06: Tubo de raios X com anodo fixo e anodo giratório ⁽²⁰⁾.

Ainda em relação ao anodo, existem peculiaridades relativas ao material constituinte do mesmo. Em mamografia geralmente são utilizados anodos com pista de molibdênio e/ou ródio, devido ao ródio fornecer uma energia efetiva um pouco maior, cerca de 22 keV, adequada aos casos de pacientes com mama muito espessa ^(28, 29).

A contribuição dos raios X de freamento no caso do molibdênio é insignificante, pois este material apresenta um número atômico baixo ($Z=42$). Os raios X produzidos por freamento ocorrem mais facilmente em átomos com número atômico elevado do que em átomos com número atômico baixo ^(17, 20, 28, 29). Os raios X característicos do molibdênio e do ródio possuem energias correspondentes à

energia de ligação da camada K de seus átomos. Isto ocorre dentro do intervalo de energias efetivas para a obtenção da imagem mamográfica ⁽²⁰⁾.

2.3. Interação da Radiação com a Matéria

Os processos que caracterizam a interação da radiação X com a matéria dependem, entre outros fatores, da energia da radiação e do meio ⁽⁶⁷⁾.

O fóton interage com a matéria de três maneiras distintas:

- 1) sendo absorvido,
- 2) sofrendo espalhamento coerente (onde o comprimento de onda final é igual ao comprimento de onda inicial), e
- 3) sofrendo espalhamento incoerente (onde o comprimento de onda final difere do comprimento de onda inicial).

Essa interação do fóton pode ocorrer:

- 1) diretamente nos elétrons da eletrosfera,
- 2) no campo coulombiano da eletrosfera,
- 3) diretamente no núcleo, e
- 4) no campo nuclear.

Deste modo, são pelo menos 12 os processos de interação da radiação com a matéria. Em radiodiagnóstico, as interações que ocorrem e que estão diretamente relacionadas à formação do espectro são os efeitos fotoelétrico e Compton.

Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico pode ser considerado como uma interação entre um fóton de raio incidente e um elétron orbital, geralmente da camada K ou L.

A energia do fóton incidente é transferida ao elétron, como mostrado na **Figura 2.07**, que por sua vez será ejetado caso a energia do fóton seja maior que a sua energia de ligação com o átomo. A energia do elétron, ao deixar o átomo, será igual à diferença entre a energia do fóton incidente e a energia de ligação do elétron.

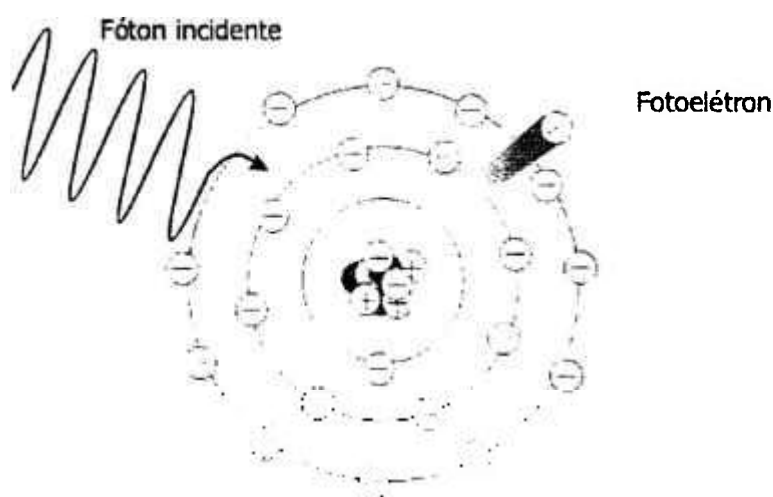


FIGURA 2.07: Esquema do efeito fotoelétrico ⁽²⁰⁾.

Efeito Compton

O efeito Compton resulta da interação de fótons de radiação eletromagnética com um elétron orbital de qualquer camada, onde parte da energia do raio incidente é transferida como energia cinética ao elétron e o restante é seguido pelo fóton espalhado, como mostrado na **Figura 2.08**.

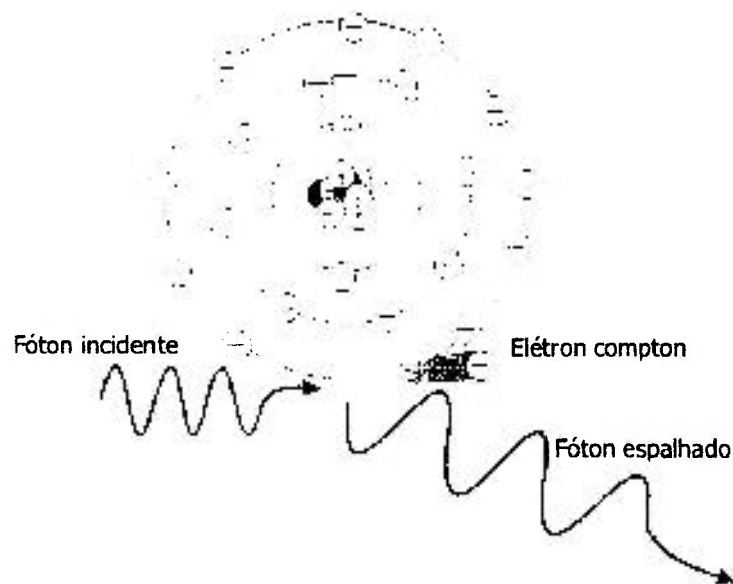


FIGURA 2.08: Esquema do efeito Compton ⁽²⁰⁾.

Quando são utilizados anodos de molibdênio ou ródio, há uma grande predominância do efeito fotoelétrico no intervalo de 17 a 20 keV, como mostrado na **Figura 2.09**. A produção de pares é um efeito da interação da radiação com a matéria que não ocorre em radiodiagnóstico, sendo importante para radioterapia e medicina nuclear.

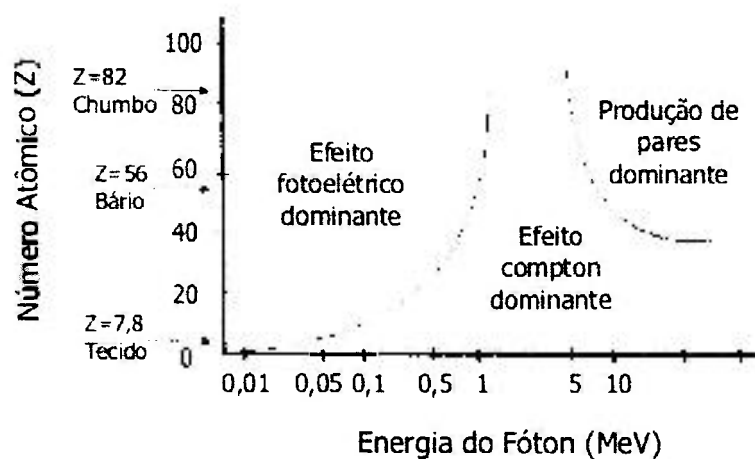


FIGURA 2.09: Probabilidades da produção dos raios X ⁽²⁸⁾.

A predominância do efeito fotoelétrico para energias baixas se deve à probabilidade de ocorrência dos raios X por freamento ser maior quanto maior for o número atômico do material alvo. Este fato caracteriza a diferença entre os espectros observados na **Figura 2.10**, que mostra os espectros produzidos por feixes de raios X provenientes de anodos de molibdênio e de anodos de tungstênio.

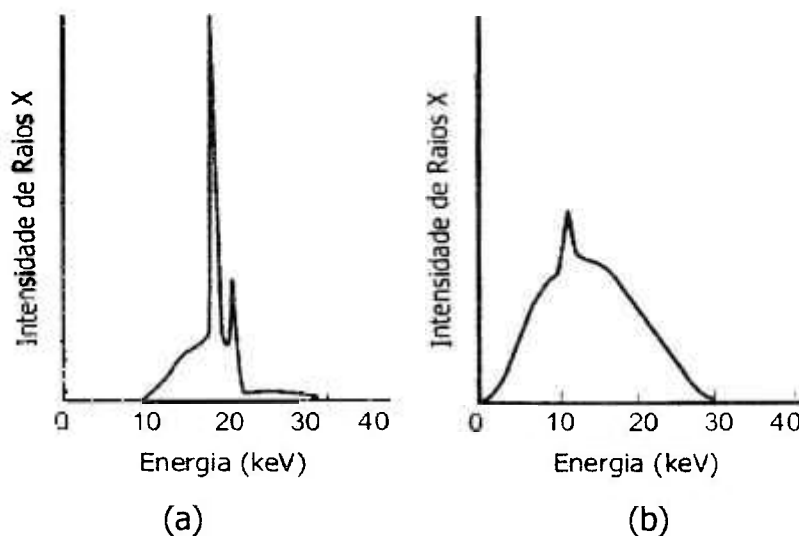


FIGURA 2.10: Espectros para um feixe de raios X de 30 kV: a) proveniente de um anodo de molibdênio e b) proveniente de um anodo de tungstênio ⁽²⁰⁾.

2.4. Grandezas e Unidades Relacionadas às Medidas da Radiação

Na área das radiações ionizantes algumas grandezas possuem unidades especiais. As principais grandezas e unidades relacionadas neste trabalho são:

Kerma (*Kinetic Energy Released in the Medium*)

Kerma é uma grandeza que descreve a interação inicial dos fótons com o meio. É uma grandeza definida pela energia cinética transferida dos fótons (dE_{tr}) para os elétrons contidos em um volume elementar de massa dm ⁽⁶⁸⁾:

$$K = dE_{tr}/dm$$

A unidade de medida do kerma é o joule por quilograma (J/kg), que no Sistema Internacional de Unidades (SI) é denominada gray (Gy).

Exposição

A exposição representa a ionização produzida por fótons no ar. É uma grandeza física definida para raios X e raios gama, dada por:

$$X = dQ/dm,$$

onde dQ é a soma das cargas elétricas de todos os íons de mesmo sinal (positivos ou negativos), produzidos no ar quando todos os elétrons ou pósitrons liberados pelos fótons num volume elementar de massa dm são completamente freados no ar ⁽⁶⁸⁾.

A unidade de medida no Sistema Internacional de Unidades (SI) é o coulomb por quilograma (C/kg), entretanto muitos medidores de exposição e seus usuários utilizam ainda a unidade especial roentgen (R), que é equivalente a ⁽⁶⁸⁾:

$$1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$$

A grandeza exposição (X) também é relacionada ao kerma no ar, sendo que ⁽⁶⁸⁾:

$$1 \text{ R} = 8,76 \text{ mGy}$$

Dose absorvida

A dose absorvida descreve a quantidade de radiação depositada no material. É uma grandeza definida para quase todos os tipos de radiação (X, gama, alfa e beta). Representa a quantidade de energia ($d\bar{E}$) cedida para a matéria em um volume elementar de matéria de massa dm ; assim:

$$D = d\bar{E}/dm$$

A unidade de medida da dose absorvida é o joule por quilograma (J/kg), que pelo Sistema Internacional de Unidades (SI) é denominada gray (Gy):

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad},$$

sendo que o rad era a unidade anteriormente utilizada.

Em condições de equilíbrio eletrônico e quando a radiação de freamento puder ser desprezada, o kerma é igual à dose absorvida no ar ⁽⁶⁸⁾.

2.5. Técnica Mamográfica

A mamografia é a técnica mais utilizada e mais eficaz para detecção das patologias mamárias, principalmente o câncer de mama em estágios iniciais. A maioria das patologias da mama e a própria mama são constituídas de tecido mole (músculo e gordura). Portanto, trata-se de um diagnóstico baseado na utilização de raios X com espectro de energias baixas, pois devido à densidade de massa e do número atômico dos componentes da mama, a técnica convencional é ineficiente ⁽⁶⁹⁾. A **Figura 2.11** mostra a semelhança entre os coeficientes de absorção para os principais componentes da mama, gordura e músculo.

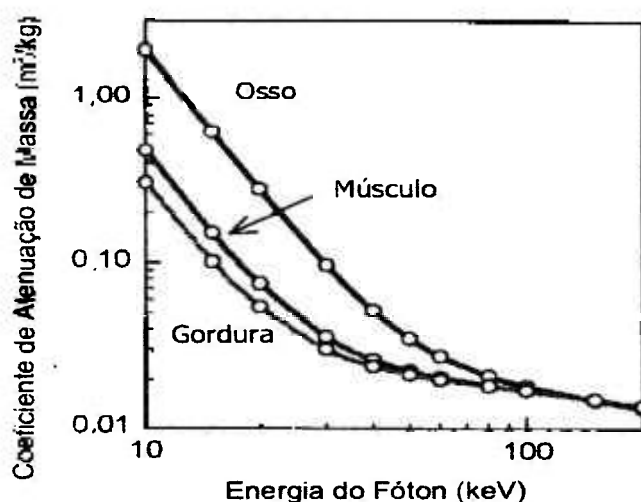


FIGURA 2.11: Absorção de gordura, músculo e osso em função da energia da radiação incidente⁽²⁹⁾.

Sabe-se que no intervalo de 70 a 100 kVp, o espalhamento Compton predomina com tecido mole. Assim, o diferencial de absorção no tecido mole é mínimo. As tensões baixas são usadas para maximizar o efeito fotoelétrico e então aumentar este diferencial de absorção. Entretanto, o aumento do efeito fotoelétrico está relacionado ao material constituinte do anodo, ou seja, depende do número atômico do elemento do material. Por exemplo, os raios X característicos do tungstênio estão no intervalo de 57,9 a 69,1 keV, enquanto que para o molibdênio estas energias estão no intervalo de 17,9 a 19,5 keV⁽⁶⁵⁾.

Para avaliar o risco potencial de um procedimento radiológico e para avaliar o risco-benefício do seu uso, é necessário conhecer a dose absorvida no tecido^(30, 31, 35, 69, 70). No caso da mamografia, deve-se considerar, tanto no controle da qualidade como na avaliação das doses, a contribuição do compressor de mama, geralmente constituído de polimetil metacrilato (PMMA), e que tem a finalidade de comprimir a mama para distribuir melhor os tecidos mamários e garantir uma maior homogeneidade da mama para a formação da imagem final^(9, 71).

A espessura do compressor de mama tem em média 2 mm de PMMA. Segundo a Portaria 453 ⁽⁸⁾, o dispositivo de compressão da mama deve produzir uma atenuação de, no máximo, o equivalente a 2 mm de PMMA. Entretanto, foi constatado em publicações de âmbito internacional que o dispositivo de compressão, em média, é de 3 mm de PMMA ⁽⁷²⁾.

A presença de um compressor de mama com 3 mm de PMMA influencia o valor da camada semi-redutora em aproximadamente 0,04 mm Al, o que altera a energia efetiva das qualidades de radiação utilizadas. Do mesmo modo, ocasiona uma diferença no fator de conversão da taxa de kerma no ar para dose glandular média de aproximadamente 10 % ^(55, 60).

2.6. Efeito Anódico

Os elétrons interagem com os átomos do alvo em várias profundidades. A área de interação dos elétrons com o anodo é definida como foco. Os raios X que constituem o feixe útil são emitidos do foco (região de impacto dos elétrons com o anodo) por uma profundidade maior na direção do anodo, atravessando uma espessura maior de material no alvo que os raios X emitidos na direção do catodo. Assim, o efeito anódico é caracterizado pelo fato da intensidade dos raios X ser menor no lado do anodo; os elétrons têm um caminho maior de material do alvo para percorrer quando interagem com o anodo, e portanto, existe um aumento da absorção destes raios no lado do anodo ^(20, 73), como mostrado na **Figura 2.12**.

Em geral, quanto menor for o ângulo do anodo maior será o efeito anódico. A diferença na intensidade da radiação pode variar até 45 %. Este efeito é importante quando são realizadas radiografias de estruturas anatômicas de espessuras ou densidades diferentes.

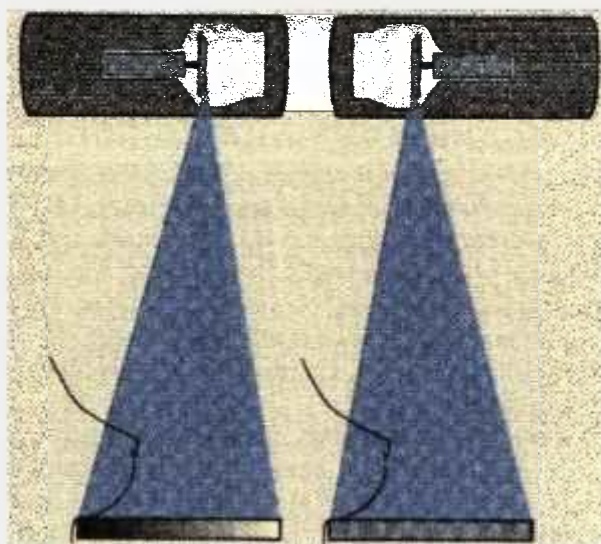


FIGURA 2.12: Efeito anódico ⁽²⁰⁾. A intensidade da radiação é menor do lado do anodo, assim, na primeira imagem o feixe não irradia toda a mama como no caso da segunda imagem.

Em mamografia este efeito é importante. A forma cônica da mama exige que a intensidade da radiação próxima à parede do pulmão seja maior do que na extremidade da mama para a formação de uma imagem uniforme. Isto é obtido pelo posicionamento do tubo de raios X quando o lado do catodo fica na direção do corpo do paciente. Na prática, isto não é essencial, devido ao dispositivo de compressão da mama que serve para fornecer espessura uniforme da mama para ser radiografada. Quando o catodo é posicionado na direção do corpo do paciente, a resolução espacial da mama perto da parede do pulmão é reduzida pelo aumento da indefinição produzida por um ponto focal efetivo maior. Alguns fabricantes usam uma distância fonte-imagem de 60 ou 70 cm, com o anodo na direção do corpo do paciente como mostra a **Figura 2.12**. Alguns fabricantes inclinam o tubo e reivindicam isso como sendo o melhor arranjo, porque o ponto focal efetivo é menor.

2.7. Filtração

Para que uma tensão baixa possa ser utilizada em mamografia, é importante que a janela do tubo não atenuar o feixe de radiação. Assim, os tubos de mamografia possuem janela de berilo ($Z=4$) ou de vidro (silicato de boro). A filtração inerente em

geral é equivalente a 0,1 mmAl. Devem ser instalados filtros de tipos e espessuras apropriados como filtração adicional. Sob nenhuma circunstância a filtração total pode ser inferior a 0,5 mm Al ou equivalente ^(20, 31, 32).

Para alvos de W, são utilizados filtros de molibdênio (Mo) ou ródio (Rh). O propósito dos filtros é reduzir a energia dos raios X de freamento ⁽²⁰⁾.

Para um alvo de Mo é recomendado o uso de uma filtração adicional de 30 μm de Mo ou 50 μm de Rh. Estas combinações garantem uma boa formação da imagem da mama para o diagnóstico médico.

Para alvos de Rh é recomendado o uso de 50 μm de Rh. Esta combinação gera um pico de maior energia, que por sua vez representa um poder de penetração maior do feixe. O uso de Rh como alvo ou filtro é utilizado para seios mais espessos, com mama mais densa ⁽²⁰⁾.

Os tubos de raios X para mamógrafos são fabricados com diversas combinações alvo/filtro. Os mais comuns são Mo/Mo; Mo/Rh; Rh/Rh e W/Rh. A seleção apropriada de filtros forma o espectro de emissão compatível com o receptor de imagem utilizado e as características da mama de cada paciente ⁽²⁰⁾.

As filtrações para os sistemas de mamografia diferem entre algumas normas e recomendações ^(6, 8, 9, 15, 16, 30, 74). Entretanto, há um consenso global quanto à janela do tubo de raios X, onde a recomendação é para janelas com berílio, que permite boa transmissão da radiação para raios X de energia baixa. A **Tabela 2.01** mostra, para diferentes normas, as recomendações quanto à filtração.

TABELA 2.01: Normas e recomendações para a filtração em sistemas de mamografia

Norma ou Recomendação	Alvo	Filtração	Filtração	Filtração
		Inerente Mínima (mm)	Adicional Mínima (mm)	Total Mínima (mm)
Portaria 453 ⁽⁸⁾	Mo	-	-	0,03 Mo
Resolução SS – 625 ⁽⁹⁾	Mo	-	-	0,5 Al ou 0,03 Mo
NCRP 66 ⁽³⁰⁾	Mo	-	0,03 Mo	-
NCRP 66 ⁽³⁰⁾	Mo	-	0,5 Al	-
NCRP 66 ⁽³⁰⁾	W/Mo	-	0,03 Mo	-
NCRP 66 ⁽³⁰⁾	W	-	0,5 Al	-
IEC 601-1-3 ⁽¹⁵⁾	Mo	0,5 Al	-	1,5 Al
IEC 1267 ⁽¹⁶⁾	Mo	-	-	0,03 Mo
NRPB ⁽⁷⁴⁾	Mo	0,05 Al	-	0,5 Al
ICRP ⁽⁶⁾	Mo	-	-	0,03 Mo
ICRP ⁽⁶⁾	W	-	-	0,5 Al

NCRP: National Council on Radiation Protection and Measurements

IEC: International Electrotechnical Commission

ICRP: International Commission on Radiological Protection

NRPB: National Radiological Protection Board

Pode-se observar que existe uma diferença significativa entre a filtração inerente mínima recomendada pela IEC ^(15, 16) e pela NRPB ⁽⁷⁴⁾, causando uma diferença de 1,0 mm Al na filtração mínima total destas recomendações. Deste modo, convém utilizar a legislação vigente, que no Brasil é a Portaria 453 do Ministério da Saúde ⁽⁸⁾. Entretanto, para se avaliar um sistema de raios X quanto a alguns parâmetros não estabelecidos na norma vigente, deve-se fazer uma análise dos

resultados desejados e então estabelecer qual recomendação internacional será seguida, como no caso da filtração inerente mínima.

2.8. Camada Semi-Redutora e Energia Efetiva

A camada semi-redutora (CSR) pode ser considerada como a representação numérica da qualidade da radiação ou da energia da radiação. A qualidade da radiação representa o poder de penetração do feixe de raios X, sendo diretamente proporcional à tensão operacional e à filtração.

A camada semi-redutora de um feixe de radiação é a espessura de material absorvedor necessária para reduzir a intensidade (quantidade) dos fótons à metade de seu valor inicial. No caso de feixes de radiação de energia baixa, a qualidade da radiação é descrita em termos da sua CSR, juntamente com a tensão aplicada. Apenas o valor da CSR é suficiente para a maioria das aplicações clínicas ^(73, 75 - 78).

A intensidade da radiação transmitida, para feixes monoenergéticos, é representada por:

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

onde:

I = intensidade da radiação transmitida;

I_0 = intensidade da radiação sem o uso de absorvedores;

μ = coeficiente de atenuação linear;

x = espessura de material absorvedor.

Como para a camada semi-redutora a redução da intensidade da radiação é de 50%, então o valor do coeficiente de atenuação linear, com base nesta equação, é:

$$\mu = \frac{\ln 2}{CSR}$$

onde: $CSR = x_{1/2}$

O coeficiente de atenuação linear, para um dado material, permite obter o coeficiente mássico de atenuação, apenas multiplicando seu valor pela densidade do material em questão. Com o uso de tabelas específicas, o valor obtido para este coeficiente é relacionado com a energia média da radiação, ou seja, com a energia efetiva do feixe ^(19, 77).

Energia efetiva é a energia de um feixe heterogêneo com a camada semi-redutora igual à de um feixe monoenergético ⁽¹¹⁾.

Entretanto, existem diferenças entre os valores das tabelas fornecidas por diferentes autores ^(19, 77) mostrando a relevância do uso de valores de CSR ao invés de suas energias efetivas.

2.9. Garantia de Qualidade em Equipamentos de Raios X

A garantia de qualidade consiste num programa elaborado de modo que se assegure confiabilidade no desempenho dos equipamentos. Os programas de garantia de qualidade devem incluir revisões periódicas dos padrões de referência, protocolos clínicos, treinamento dos trabalhadores, inspeções rotineiras na instalação, avaliação do desempenho dos equipamentos e análise dos procedimentos administrativos ^(8, 14).

Um programa de garantia de qualidade tem como objetivo a obtenção de imagens radiológicas otimizadas, que contenham todas as informações diagnósticas necessárias, de maneira econômica (quantidade de material utilizado, tempo gasto,

desempenho profissional) e com a menor exposição à radiação ionizante dos pacientes e trabalhadores ocupacionalmente expostos. Para que este objetivo seja atingido, é indispensável que sejam utilizados equipamentos adequados e que os médicos e os paramédicos tenham uma boa formação e conscientização destas metas ^(8, 9, 79).

A verificação dos equipamentos de raios X faz parte de uma das etapas do controle da qualidade em radiologia diagnóstica que, por sua vez, faz parte do programa de garantia da qualidade. A garantia da qualidade consiste em um conjunto de atividades e testes técnicos dos equipamentos aplicados para a extração de informações que garantam o cumprimento de requisitos pré - estabelecidos de qualidade ^(80 - 83) e que assegurem o funcionamento correto dos aparelhos de modo a se otimizar o serviço como um todo. Os padrões de desempenho são ditados por normas ^(8, 9, 11, 12, 15, 16) e recomendações tanto de âmbito nacional como internacional ^(31, 32, 55 - 60, 84 - 89).

Os programas de controle de qualidade devem ter início durante os testes de aceitação, que são os primeiros testes realizados nos equipamentos, durante a sua instalação, e antes de serem disponibilizados para uso com pacientes. Os testes de aceitação têm a finalidade de comprovar as especificações do fabricante ^(90, 91), utilizando a metodologia e os instrumentos por ele indicados ^(14, 81).

Os principais testes a serem realizados, nos equipamentos de raios X utilizados em calibração de instrumentos ⁽⁹²⁾, conforme proposto em regulamentos técnicos em âmbito nacional ^(8, 9) e internacional ^(12, 79), são:

2.9.1. Avaliação da Reprodutibilidade da Tensão do Tubo de Raios X

Finalidade: Avaliação da tensão de pico do gerador de raios X e sua reprodutibilidade

Periodicidade: Anual ^(8, 9)

Equipamento: Medidor de tensão

Metodologia: Colocar o instrumento sob o feixe de radiação, irradiá-lo com valores de tensão pré - selecionados no painel de controle e anotar o valor da tensão dado pelo medidor, comparando com a tensão nominal (valor que foi selecionado no painel de controle). Também pode-se avaliar a tensão pela medida da penetração de raios X gerados, em um objeto, de alumínio por exemplo, com camadas de diferentes espessuras, realizando a análise e a comparação das variações das densidades ópticas da imagem do objeto em um filme.

Padrão de desempenho: variação de 10 % no valor da tensão medida em relação à tensão nominal, para equipamentos de radiodiagnóstico convencional e variação 2 kV no caso de equipamentos de mamografia.

2.9.2. Avaliação da Linearidade da Corrente

Finalidade: Verificar se a taxa de exposição medida aumenta na mesma proporção que o aumento da corrente nominal, em termos da relação entre a exposição e do produto corrente e tempo de exposição.

Periodicidade: Anual ^(8, 9)

Equipamento: Câmara de ionização e eletrômetro

Metodologia: Colocar a câmara sob o feixe de radiação, irradiá-la com valores de corrente e anotar o valor medido. Repetir a medida dobrando o valor da corrente e verificando se a taxa de exposição dobra na mesma proporção. Para verificar a linearidade, os valores são colocados em um gráfico, sendo os valores nominais de corrente colocados na abcissa e os valores de taxa de exposição pelo produto da corrente pelo tempo de exposição na ordenada. O resultado deve ser uma reta com variação máxima de 20 % para cada valor da ordenada.

Padrão de desempenho: variação máxima de 20 %.

2.9.3. Avaliação da Reprodutibilidade da Corrente Anódica

Finalidade: Verificar o valor selecionado para corrente do gerador de raios X e sua reprodutibilidade

Periodicidade: Anual ^(8, 9)

Equipamento: Medidor de corrente

Metodologia: Calibrar o amperímetro em relação a um gerador cuja corrente seja previamente conhecida; colocar a câmara de ionização do instrumento sob o feixe de radiação, irradiá-la e anotar o valor medido, comparando-o com valor selecionado no painel de controle.

Padrão de desempenho: variação máxima de 10 %.

2.9.4. Testes de Avaliação da Homogeneidade do Feixe de Radiação

Finalidade: Avaliar a distribuição da dose no campo de irradiação

Periodicidade: Anual ⁽¹¹⁾

Materiais: filmes de raios X e um densitômetro, ou câmara de ionização com volume menor que 1 cm³ e eletrômetro.

Metodologia: Expor o filme ao feixe de radiação X e, após revelá-lo, fazer a leitura das densidades ópticas com o auxílio de um densitômetro para verificar o grau de homogeneidade do filme. No caso do uso de uma câmara de ionização, medir a taxa de exposição no centro do feixe e realizar medidas deslocando a câmara de ionização verticalmente e horizontalmente de modo a medir a taxa de exposição no limite da dimensão do campo de irradiação.

Padrão de desempenho: variação máxima de 5 % no campo de irradiação.

2.9.5. Determinação da Camada Semi-Redutora dos Feixes de Radiação

Finalidade: Medir a qualidade da radiação para cada equipamento de raios X e a energia efetiva para cada combinação de tensão e corrente utilizados rotineiramente.

Periodicidade: Bi-anual ^(8, 9)

Equipamento e materiais: Câmara de ionização, eletrômetro e absorvedores

Metodologia: Realizar uma medida sem adicionar absorvedores. Repetir a medida adicionando os absorvedores até obter, no mínimo, a metade da leitura da primeira medida sem absorvedor. Colocar os valores em uma tabela para se obter um gráfico onde seja possível determinar o valor da camada semi-redutora.

Padrão de desempenho: variação máxima de 2 % ⁽⁴¹⁾.

2.10. Câmaras de Ionização e Eletrômetros

As câmaras de ionização são os detectores de radiação a gás mais simples e mais utilizados; seu princípio de funcionamento está baseado na coleção das cargas criadas pela ionização do gás dentro do detector após a passagem da radiação, pela aplicação de um campo elétrico. A coleção das cargas é feita por um eletrodo coletor; as paredes do detector que contém o gás delimitam uma cavidade. A câmara de ionização é um dos instrumentos de detecção da radiação mais práticos e precisos para as medidas de exposição e dose absorvida, apresentando boa sensibilidade, estabilidade e reprodutibilidade ⁽⁷⁶⁾. O eletrômetro tem a função de amplificar o sinal coletado na câmara de ionização, podendo ter um conversor analógico/digital para a leitura deste sinal.

As câmaras de ionização podem ser utilizadas para medir diferentes tipos de radiação, intensidade e variação no tempo e espaço, podendo ser destinadas a

medidas de exposição ou de dose absorvida. Para isto, elas são construídas de diferentes materiais, dimensões distintas e forma apropriada de cavidade ^(76, 93, 94).

2.10.1. Câmaras de Ionização para Radioterapia

Em radioterapia as câmaras são utilizadas para estimar a dose de radiação absorvida pelos órgãos e tecidos de pacientes ^(37 - 43), sendo em geral de volume ativo pequeno (cerca de 0,6 cm³).

As câmaras mais comuns são:

- a) câmaras cilíndricas, tipo dedal. No caso de feixes de fótons com energia acima de 300 keV adiciona-se uma capa de equilíbrio eletrônico de modo a garantir a leitura da dose impedindo que os elétrons criados fora da câmara penetrem no seu volume ativo ⁽⁷⁶⁾. Estas câmaras são de fácil manuseio, e podem ser utilizadas em feixes entre 40 keV e 3 MeV;
- b) câmaras cavitárias, para medidas de exposição e dose absorvida. Em feixes com energias acima de 2 MeV, também requerem o uso de capa de equilíbrio eletrônico ⁽¹⁹⁾;
- c) câmaras de placas paralelas, tipo superficial. São mais utilizadas para radioterapia de energias baixas (radioterapia superficial), em geral entre 12 e 70 keV. Também são recomendadas para detecção de elétrons com energias mais baixas que 10 MeV ^(39, 40).

Estas câmaras são calibradas em feixes primários de energia alta como de ⁶⁰Co e ¹³⁷Cs; no caso de feixes de energia baixa são utilizados feixes de raios X oriundos de tubos com alvos de tungstênio e filtração de alumínio.

2.10.2. Câmaras de Ionização para Radioproteção

Em radioproteção são realizadas medidas de radiação ambiente, levantamento radiométrico, radiação de fuga e espalhada, sendo que as câmaras de ionização para este propósito possuem, em geral, volume ativo grande (cerca de 1.500 cm^3).

As câmaras mais comuns são:

- a) câmaras cilíndricas;
- b) câmaras tipo balão.

Estas câmaras são calibradas em feixes primários de radiação X ou gama.

2.10.3. Câmaras de Ionização para Radiodiagnóstico

Em radiodiagnóstico, as principais medidas realizadas são para dosimetria do feixe e de radiação espalhada, sendo as câmaras de ionização em geral de volume ativo intermediário. Para medidas de dose nos tecidos as câmaras possuem volume ativo pequeno (cerca de 6 cm^3). Para as medidas de radiação espalhada e em fluoroscopia é recomendado o uso de câmaras de ionização de placas paralelas ou tipo *pancake*, com volume ativo intermediário (em geral de 100 a 400 cm^3). Estas câmaras são utilizadas principalmente em raios X convencional e de fluoroscopia; são calibradas em feixes de radiodiagnóstico devido à dependência energética e às características dos equipamentos.

Para mamografia, tipo específico de radiodiagnóstico, as câmaras são de placas paralelas, com janela fina ^(33, 34). Devem ser calibradas em feixes utilizados para mamografia, devido à dependência energética e às especificações técnicas dos feixes de radiação.

Assim como na mamografia, a tomografia computadorizada também requer o uso câmaras de ionização próprias com volume pequeno, que devem ser calibradas em feixes de radiodiagnóstico, devido à dependência energética e às suas características operacionais.

2.11. Controle de Qualidade em Câmaras de Ionização

Assim como o controle de qualidade em radiologia é indispensável para minimização dos custos, otimização da Proteção Radiológica, aumento da dinâmica dos serviços e a melhoria da imagem radiográfica, o controle de qualidade aplicado às câmaras de ionização permite atingir um grau de confiança satisfatório para sua utilização e faz parte do controle de qualidade em radiologia.

Se uma câmara de ionização apresentar uma variação maior do que 2 % no seu teste de estabilidade a longo prazo ⁽¹²⁾, erros significativos no levantamento radiométrico podem comprometer as metas de um programa de controle de qualidade em radiologia. Um comprometimento na otimização da Radioproteção ou na dosimetria dos feixes pode ocasionar uma dose de radiação maior que a necessária ao paciente e aos funcionários ocupacionalmente expostos, além de aumentar a exposição no filme radiográfico, causando um enegrecimento maior da imagem final. Se a imagem final estiver mais enegrecida, o filme pode ser desprezado pelo médico devido à falta de condições de se realizar o diagnóstico. Assim, a melhoria da imagem radiográfica, a minimização dos custos (pois outra radiografia teria que ser obtida) e a dinâmica do serviço (pois um outro paciente poderia estar sendo atendido) encontram-se comprometidos.

Baseando-se neste pressuposto, mesmo que as câmaras de ionização estejam calibradas, devem ser realizados testes adicionais para o seu controle de qualidade ^(37 - 43). Este controle de qualidade baseia-se em testes mensais e

sistemáticos que devem ser efetuados entre as recalibrações, assegurando o adequado funcionamento das câmaras de ionização.

Como as câmaras de ionização, em geral, são abertas, é imprescindível a realização de correções ambientais tais como:

2.11.1. Avaliação da Temperatura e da Pressão Ambientais

A avaliação da temperatura ambiente e da pressão atmosférica é necessária para que se possa realizar a correção das leituras efetuadas pela câmara de ionização ⁽⁷⁶⁾, aplicando-se um fator de correção dado por:

$$f_c = \left(\frac{101,325}{p} \times \frac{273,15 + T}{273,15 + T_c} \right)$$

onde:

p = pressão medida (kPa);

T = temperatura medida (°C);

T_c = temperatura de referência (20 °C).

Este fator de correção deve ser multiplicado pela leitura realizada, obtendo-se, deste modo, a leitura corrigida L_c ^(37 - 43) e adequada para interpretação:

$$L_c = L \times f_c$$

onde:

L = leitura da câmara de ionização ;

f_c = fator de correção para as condições ambientais.

Esta correção é necessária, porque em sua grande maioria as câmaras não são seladas; assim, se a pressão for menor, a quantidade de ar presente também é menor e por consequência o número de ionizações fica reduzido, originando uma leitura menor do que a real; similarmente, quando a temperatura é maior do que a de referência para a calibração da câmara, o ar fica mais dilatado na cavidade, reduzindo o número de ionizações obtidas ⁽⁷⁶⁾.

2.11.2. Avaliação da Umidade Relativa do Ar

A avaliação da umidade do ar é necessária, pois a dose absorvida decresce com o aumento da umidade do ar, sendo que a cada acréscimo relativo a 10 % da umidade do ar ocorre uma variação de cerca de 0,1 % na sua densidade, pois o volume de ar depende diretamente da massa de ar e inversamente da densidade e é essencial para determinação da exposição ou taxa de exposição ^(76, 93 - 96). Em geral, os efeitos relativos à umidade podem ser ignorados, visto que estes não interferem nas medidas realizadas com câmaras de ionização se estiverem dentro dos limites estabelecidos pelos fabricantes ⁽¹⁾.

Os testes relativos ao controle de qualidade que devem ser realizados periodicamente são:

2.11.3. Teste de Repetibilidade

O controle da sensibilidade do sistema detector de radiação e de repetibilidade das medidas a curto prazo é um teste adicional feito no sistema detector de radiação para se avaliar a reprodutibilidade das medidas durante intervalos longos de medidas e sob circunstâncias típicas para a aplicação em questão.

Quando possível, deve-se utilizar uma fonte emissora do mesmo tipo de radiação para o qual o instrumento foi designado. Entretanto, pode-se utilizar uma

fonte de radiação padrão, com características conhecidas, para a realização dos testes de estabilidade a curto e/ou longo prazo tomando-se o cuidado para reproduzir a geometria inicial ^(37 - 43).

São realizadas, em geral, 10 leituras consecutivas de carga com a câmara de ionização, utilizando-se um eletrômetro. Cada leitura é feita durante um tempo pré-determinado. São determinados os valores médios e o desvio padrão em cada caso.

2.11.4. Teste de Reprodutibilidade

O teste de repetibilidade realizado ao longo do tempo constitui o teste de reprodutibilidade. Portanto, o controle da sensibilidade do sistema detector de radiação a longo prazo (teste de reprodutibilidade das medidas) é necessário para se saber o grau de confiabilidade nas medidas realizadas, até que o instrumento seja recalibrado. Este teste deve ser iniciado quando o detector retorna da calibração periódica e deve ser realizado, no mínimo, mensalmente até novamente ser enviado ao Laboratório de Calibração para recalibração.

Se o mostrador do equipamento for analógico, deve-se determinar a escala que fornece a melhor leitura e que fique, preferencialmente, com o ponteiro indicador na região central da escala.

Quando se inicia este teste, deve-se realizar uma série de medidas por dia, durante cerca de dez dias consecutivos, e utilizar a média das leituras (L) de cada dia, para normalizar os dados subsequentes. Deve-se considerar o decaimento radioativo utilizando um fator de correção (f) corrigido para a data da primeira medida, dado por:

$$f = e^{\left(\frac{\ln 2 \cdot \Delta t}{T_{1/2}}\right)}$$

onde:

Δt = intervalo de tempo decorrido entre as datas da primeira medida e a medida em execução;

$T_{1/2}$ = meia-vida do radioisótopo.

Por meio da média dos valores médios obtidos com as medidas dos 10 primeiros dias, determina-se o valor de referência (L_0) e divide-se os valores corrigidos para o decaimento radioativo da fonte obtida a cada dia pelo valor L_0 determinando-se L' :

$$L' = \frac{L \times f}{L_0}$$

Constrói-se um gráfico com os dados de L' em função do número da medida ou da data da medida, para se avaliar o comportamento do instrumento de medida e verificar se existe a necessidade de envio do aparelho para manutenção e em seguida para a recalibração.

2.11.5. Teste de Fuga

O teste de fuga consiste em se determinar qual o valor limite de medida para o qual a fuga de corrente pode ser desprezada, sem que este fato altere os dados obtidos. Caso a fuga de corrente tenha um valor representativo, devem ser tomadas providências que eliminem esta fuga.

Para este teste, são realizadas duas medidas entre um determinado intervalo de tempo após ter-se exposto o detector à radiação e sem irradiá-lo novamente ^(37 - 43).

2.12. Sistemas Tandem

O sistema Tandem foi inicialmente desenvolvido por Kenney e Cameron ⁽⁹⁷⁾ e Gorbics e Attix ⁽⁹⁸⁾, para determinar as energias efetivas de radiações gama e X para feixes não unidirecionais e para determinar a energia efetiva de um feixe de radiação num material sólido ⁽⁹⁹⁾, casos onde a determinação da energia efetiva não pode ser realizado pela determinação da camada semi-redutora.

No sistema Tandem a exatidão depende:

- a) das incertezas inerentes dos dosímetros utilizados;
- b) da dependência energética das respostas destes dosímetros.

Assim, o sistema Tandem consiste na avaliação da razão entre a resposta dos dosímetros em função da energia, e quanto maior esta razão, maior será a exatidão na determinação da energia efetiva.

A calibração da curva Tandem deve ser feita a partir da determinação da energia efetiva, considerando-se as medidas de camadas semi-redutora pelo método convencional. Em seguida, avalia-se a razão entre as respostas dos dosímetros, relacionando-as com a energia efetiva para cada caso. Este procedimento, além de ser rápido e prático, dispensa o uso de absorvedores.

Albuquerque⁽⁹³⁾ e Caldas ⁽⁵²⁾ propuseram um método de sistema Tandem com câmaras de ionização semelhantes, com uma diferença básica: câmaras aparentemente idênticas mas com eletrodos coletores constituídos de materiais diferentes, para introduzir a dependência energética necessária para o estabelecimento das curvas Tandem.

Este método, além de extremamente simples por ser necessário apenas realizar as medidas com as duas câmaras de ionização sem precisar adicionar

diversas espessuras de material absorvedor, otimiza as medidas de energia efetiva pela determinação da taxa de exposição no ar de um feixe de radiação X.

Assim, as energias efetivas de qualquer sistema de raios X, tanto de energias baixas como intermediárias e altas, podem ser verificadas rotineiramente para feixes de radiação X desde que as câmaras de ionização tenham sido calibradas para as faixas de energias que se deseja obter pelo sistema Tandem, otimizando-se a dosimetria de feixes e as medidas relacionadas ao controle de qualidade dos equipamentos de raios X ⁽⁵³⁾.

2.13. Calibração de Instrumentos

A calibração de um instrumento serve para determinar a resposta do instrumento de medida a partir de uma exposição (taxa de exposição) ou dose absorvida (taxa de dose absorvida) determinada, com referência a um sistema padrão, garantindo que este se encontra em condições adequadas de funcionamento ^(1, 31, 37 - 43).

A primeira calibração de um instrumento de medida deve ser feita logo após a sua aquisição, a fim de estabelecer corretamente os fatores de calibração e evitar erros grosseiros na interpretação das medidas realizadas, uma vez que os fabricantes nem sempre possuem arranjos experimentais capazes de realizar a calibração dos instrumentos de medida em todas as suas escalas e intervalos de energia. A realização da calibração inicial pode evitar vários erros na estimativa de doses, como houve em tempos remotos, onde havia muitos sistemas de calibração inadequados, falta de especialistas e carência de condições técnicas ⁽⁷¹⁾.

Recomenda-se que as recalibrações sejam feitas anualmente ou, caso seja necessária manutenção do instrumento de medida, a recalibração deve ser feita logo após a manutenção, mesmo para períodos menores do que um ano.

A calibração de câmaras de ionização deve ser feita em conformidade com requisitos padrões, pois o uso de instrumentos não calibrados pode resultar em medidas erradas e em incidentes. Quando um instrumento é submetido a um procedimento de calibração, o sistema padrão deverá possuir um certificado com fatores de calibração para as qualidades de radiação pré-estabelecidas. Estes fatores de calibração são valores multiplicativos compostos, em geral, de dois fatores de correção, um para o eletrômetro e o outro para o detector em si, como por exemplo, uma câmara de ionização. Estes fatores de calibração são fatores multiplicativos, fornecendo os valores corretos das medidas em relação a um sistema padrão ^(8, 36, 84, 95, 96, 100-103).

Existem duas técnicas que são empregadas para as calibrações de instrumentos, sendo uma delas o uso de campos de radiação com propriedades bem conhecidas e a outra a técnica da substituição, onde os campos de radiação podem ter suas propriedades menos bem conhecidas ^(37 - 43).

A técnica que utiliza campos de radiação com propriedades bem conhecidas requer uma série de cuidados, sendo que os principais são quanto ^(43, 96):

- à rotina de calibração;
- à realização de uma avaliação dos diferentes espalhamentos que ocorrem no ambiente da calibração, devido aos diferentes tipos de detectores e materiais que os constituem, utilizando instrumentos de referência;
- ao estabelecimento padrão das diferenças ambientais, dos efeitos geotrópicos e geométricos, tanto em relação ao local da calibração como em relação aos detectores a serem calibrados ⁽⁸⁴⁾;
- as qualidades de radiação de interesse devidamente implantadas, ou seja, definidas e avaliadas em função do espectro de interesse e das energias envolvidas;

- controle de qualidade tanto do instrumento de referência como do sistema de irradiação onde as qualidades estão implantadas.

Em contrapartida, na técnica da substituição o principal é ter-se:

- instrumentos de referência com rastreabilidade a um Laboratório Padrão Primário;
- as qualidades de radiação de interesse devidamente implantadas, ou seja, definidas e avaliadas em função do espectro de interesse e das energias envolvidas;
- controle de qualidade tanto do instrumento de referência como do sistema onde as qualidades são implantadas.

Para a técnica da substituição são realizadas duas formas distintas de calibração. Uma delas é a calibração por substituição, onde são realizadas medidas com a câmara de referência e posteriormente, mantendo-se as mesmas condições, são realizadas as mesmas medidas com a câmara que se deseja calibrar. Este método é mais utilizado quando as câmaras de ionização a serem comparadas são diferentes em tamanho e/ou forma. Caso as câmaras de ionização sejam semelhantes, pode ser utilizada a calibração ponta-a-ponta. Neste caso as câmaras a serem comparadas são irradiadas simultaneamente no feixe de radiação, sendo posicionadas simetricamente em relação ao centro do campo de irradiação, sendo este procedimento repetido alternando-se o posicionamento das câmaras para compensar o efeito anódico na análise do resultado final ⁽¹⁰³⁾.

3. MATERIAIS

Os equipamentos relacionados a seguir foram utilizados no presente trabalho:

3.1. Sistema de Raios X (60 kV)

Este sistema é constituído por:

1. Gerador *Rigaku Denki Co. Ltda*, (**Figura 3.01**) tipo *Geigerflex* (potencial constante), acoplado a um tubo *Philips*, modelo PW2184/00, com janela de 1 mm de berílio e alvo de tungstênio (W). A variação da corrente é de 2 mA a 80 mA (com incremento de 5 mA, exceto no primeiro incremento, que é de 3 mA) e a variação da tensão é de 20 kV a 60 kV (com incremento de 2,5 kV); o arranjo experimental pode ser visto na **Figura 3.02**;
2. Suporte para os filtros de molibdênio (Mo), onde são acoplados os filtros de molibdênio com 99,99 % de pureza, para simular campos padrões de radiação X, nível mamografia;
3. Obturador de feixe de radiação *shutter*, marca *PTW*, modelo 6801, série 2736, com transmissão menor que 0,1 %;
4. Sistema de colimação fixo e suporte para colimadores de diferentes diâmetros;
5. Suporte para os filtros de alumínio, da filtração adicional ao sistema;
6. Tubo laser tipo hélio-neônio, marca *Opto*, modelo SNB 16, série 0410688, alinhado com o ponto focal, estando no centro do campo de radiação à cerca de 4m de distância do foco para não interferir nos instrumentos de medida do feixe de radiação e para auxiliar no posicionamento destes instrumentos.



FIGURA 3.01: Gerador do sistema de raios X, *Rigaku Denki* do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN.



FIGURA 3.02: Arranjo experimental do tubo de raios X, obturador de feixe, roda de filtros, câmara de transmissão e sistema de colimação.

3.2. Sistemas de Medida

3.2.1. Câmaras de Ionização

- C1. Câmara de ionização de placas paralelas (**Figura 3.03**): marca *Radcal Corporation*, modelo 10x5-180, série 7369, volume de 180 cm³, acoplada ao eletrômetro E1, próprios para uso em feixes de radiodiagnóstico;
- C2. Câmara de ionização de placas paralelas (**Figura 3.03**): marca *Radcal Corporation*, modelo 10x5-180, série 7378, volume de 180 cm³, acoplada ao eletrômetro E1, próprios para uso em feixes de radiodiagnóstico;
- C3. Câmara de ionização tipo dedal (**Figura 3.03**): marca *Radcal Corporation*, modelo 10x5-6, série 15533, volume de 6 cm³, acoplada ao eletrômetro E1, próprios para uso em feixes de radiodiagnóstico;
- C4. Câmara de ionização tipo dedal (**Figura 3.03**): marca *Radcal Corporation*, modelo 10x5-6, série 15496, volume de 6 cm³, acoplada ao eletrômetro E1, próprios para uso em feixes de radiodiagnóstico;
- C5. Câmara de ionização específica para mamografia (**Figura 3.03**): marca *Radcal Corporation*, modelo 10x5-6M, série 8220, volume de 6 cm³, acoplada ao eletrômetro E1, próprios para uso em feixes de mamografia; foi calibrada em julho de 2000 no Laboratório de Calibração do *Center for Devices and Radiological Health*, CDRH, *Food and Drug Administration*, FDA, EUA (Certificado de Calibração CDRH nº R00-0060), com rastreabilidade ao *National Institute of Standards and Technology*, NIST, que é o Laboratório de Calibração Padrão Primário dos EUA;
- C6. Câmara de ionização cilíndrica (**Figura 3.03**): marca *Radcal Corporation*, modelo 10x5-1800, série 9853, volume de 1800 cm³, acoplada ao eletrômetro E1, próprios para uso em feixes de radioproteção;
- C7. Câmara de ionização tipo superficial (**Figura 3.04**): marca *NE*, modelo 2536/3B, série 171358, volume de 0,3 cm³, acoplada ao eletrômetro da *NE*. Esta câmara e o eletrômetro E2 constituem o sistema padrão secundário do

IPEN com rastreabilidade ao *National Physical Laboratory*, Inglaterra (Certificado de Calibração NPL nº D833);



FIGURA 3.03: Câmaras de ionização *Radcal Corporation*, C1 a C6.

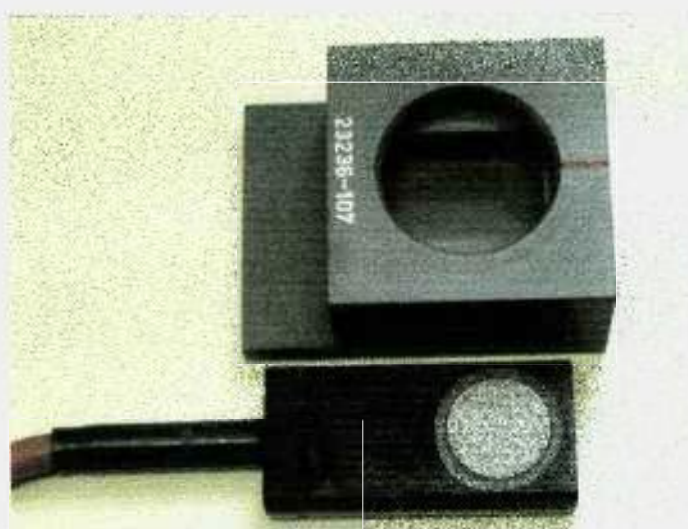


FIGURA 3.04: Câmara de ionização de placas paralelas C7, *Nuclear Enterprises*, modelo 2536/3B, com suporte protetor, utilizado nos testes de repetibilidade.

- C8. Câmara de ionização de placas paralelas (**Figura 3.05**): marca *PTW*, modelo 77334, série 2052, com volume de 1cm^3 . Esta câmara e o eletrômetro E3 constituem o sistema padrão do IPEN com certificado de calibração do PTW (Certificado de Calibração PTW nº 941314), e rastreabilidade ao *Physikalisch-Technische Bundesanstalt, PTB* Alemanha;
- C9. Câmara de ionização de placas paralelas, desenvolvida no IPEN (**Figura 3.06**): eletrodo coletor de alumínio e paredes de Lucite, com volume de 6cm^3 , acoplada ao eletrômetro E 3;
- C10. Câmara de ionização de placas paralelas, desenvolvida no IPEN (**Figura 3.06**): eletrodo coletor de grafite e paredes de Lucite, com volume de 6cm^3 , acoplada ao eletrômetro E 3.



FIGURA 3.05: Câmara de ionização de placas paralelas C8, *PTW*, modelo 77334, com fonte de controle F1 de ^{14}C .



FIGURA 3.06: Câmaras de ionização de placas paralelas, desenvolvidas no IPEN: Câmaras C9 (vista posterior) e C10 (vista superior).

3.2.2. Eletrômetros

- E1. Eletrômetro: marca *Radcal Corporation*, modelo 9015, série 91-0280 (**Figura 3.07**) acompanhado de um pré-amplificador, marca *Radcal Corporation*, modelo 9060, série 99-0390; próprio para ser utilizado com as câmaras de ionização C1 a C6, descritas no item 3.2.1.;
- E2. Eletrômetro: marca *Nuclear Enterprises (NE)*, modelo 2560, série 139, (**Figura 3.08**) próprio para ser utilizado com a câmara de ionização C7, descrita no item 3.2.1.;
- E3. Eletrômetro: marca *Physikalisch-Technische Werkstätten (PTW)*, modelo UNIDOS 10001, série 10475, (**Figura 3.09**) que é utilizado com as câmaras de ionização C8 a C10, descritas no item 3.2.1.



FIGURA 3.07: Eletrômetro E1, *Radcal Corporation*, modelo 9015.



FIGURA 3.08: Eletrômetro E2, *Nuclear Enterprises (NE)*, modelo 2560.



FIGURA 3.09: Eletrômetro E3, *Physikalisch-Technische Werkstätten (PTW)*, modelo UNIDOS 10001.

3.3. Fontes de Controle

- F1. Fonte de Carbono (^{14}C) (**Figura 3.10**): marca *PTW*, modelo 894, série DK405, com atividade inicial de 3,7 MBq na data de fabricação (1993);
- F2. Fonte de Estrôncio (^{90}Sr) (**Figura 3.10**): marca *PTW*, modelo 8921, série 906, com atividade inicial de 33 MBq na data de fabricação (1988).

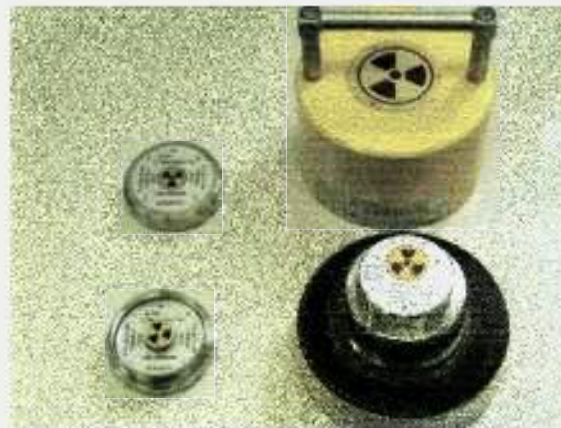


FIGURA 3.10: Fontes de controle PTW, modelos 849 (F1, de ^{14}C , à esquerda) e 8921 (F2, de ^{90}Sr , à direita).

3.4. Sistema de Monitoração Não - Invasivo de Equipamentos de Raios X

1. Equipamento NERO (**Figura 3.11**), marca Victoreen, modelo 6000M - é um medidor não-invasivo que permite verificar a variação entre a tensão nominal e a tensão medida (entre 21 e 40 kV para feixes de mamografia e entre 35 e 110 kV para feixes oriundos de alvos de tungstênio). Quando sua câmara de ionização (**Figura 3.12**) é exposta a um feixe de radiação contínuo, fornece dados de tensão de pico (devido aos diodos que existem junto à sua câmara de ionização) e de taxa de exposição (devido à câmara de ionização). Se exposto a um feixe pulsado, fornece também valores de tensão efetiva e de tensão média.



FIGURA 3.11: Sistema de monitoração NERO, *Victoreen*, modelo 6000 M.

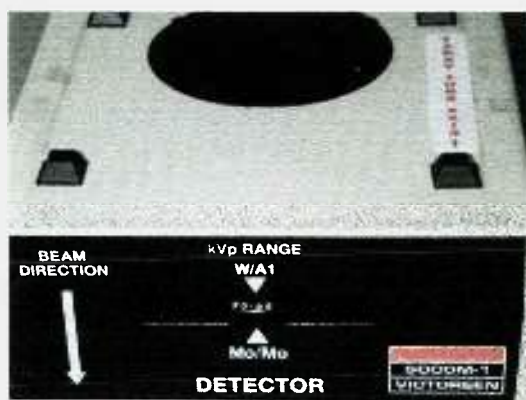


FIGURA 3.12: Conjunto de câmara de ionização e diodos do sistema de monitoração NERO, *Victoreen*, modelo 6000 M.

3.5. Espectrômetro

1. Espectrômetro com detector de Silício, modelo *XR-100T/CR Si X-Ray Detector*, da AMPTEK, com amplificador modelo *PX2T/CR* e codificador

MCA 8000A, série 001368, pertencente ao Instituto de Eletrotécnica e Energia (IEE), USP.

3.6. Sistemas Auxiliares

As câmaras de ionização utilizadas neste trabalho são abertas (não seladas), sendo todas as medidas realizadas corrigidas para as variações ambientais de temperatura e pressão em relação a condições de referência.

Os seguintes instrumentos auxiliares foram utilizados:

1. Termômetro de mercúrio, com intervalo de medida entre -10 e $+40$ °C e precisão de $0,1$ °;
2. Barômetro *Veränderlich*, Alemanha, com intervalo de medida entre 96 e 104 kPa e precisão de $0,1$ kPa;
3. Higrômetro *Präzisions-Faden*, Alemanha, com intervalo de medidas entre 0 e 100% e precisão de 1% da umidade relativa do ar;
4. Desumidificador de ar da marca *Fargon*, modelo *Deumidair* 250;
5. Condicionador de ar da marca *Springer*, modelo *Royal* 180;
6. Filtros de alumínio e molibdênio da marca *Goodfellow*, todos com pureza igual ou superior a 99,9 %. As Tabelas 3.01 e 3.02 mostram a relação dos filtros de alumínio e molibdênio utilizados neste trabalho.

Tabela 3.01- Relação de Filtros de Alumínio utilizados neste trabalho

Quantidade	Dimensão (cm)	Espessura (mm)
14	10 x 10	0,002
12	10 x 10	0,03
05	10 x 10	0,02
04	10 x 10	0,10
14	10 x 10	0,50

Tabela 3.02- Relação de Filtros de Molibdênio utilizados neste trabalho

Quantidade	Dimensão (cm)	Espessura (mm)
10	10 x 10	0,01

4. RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados referentes ao controle de qualidade das câmaras de ionização e do sistema de raios X, à implantação das qualidades para o estabelecimento do sistema de calibração em mamografia e ainda suas aplicações.

4.1. Controle de Qualidade das Câmaras de Ionização

Para a realização do controle de qualidade das câmaras de ionização, é imprescindível estabelecer um sistema de medição em que seja possível fixar, de modo reprodutível, as câmaras de ionização. Esta reprodução geométrica do sistema é essencial para a avaliação das respostas das câmaras de ionização quanto à estabilidade a longo prazo, a fim de evitar que a variação das respostas seja devido a alterações no posicionamento da fonte. Os limites recomendados são para as variações de medida das câmaras de ionização e são estabelecidos para até um ano de medidas.

Para assegurar a reprodutibilidade geométrica fonte-detector foi elaborado e desenvolvido um sistema que garante a geometria de medição das câmaras de ionização. Este sistema consiste em um suporte de Lucite, cujo esquema de montagem está mostrado na **Figura 4.01**, próprio para as câmaras de ionização C1 a C6. A **Figura 4.02** mostra o suporte de Lucite construído em 1997, quando foi iniciado o controle da resposta das câmaras de ionização C1 a C6 ⁽¹⁰⁴⁾.

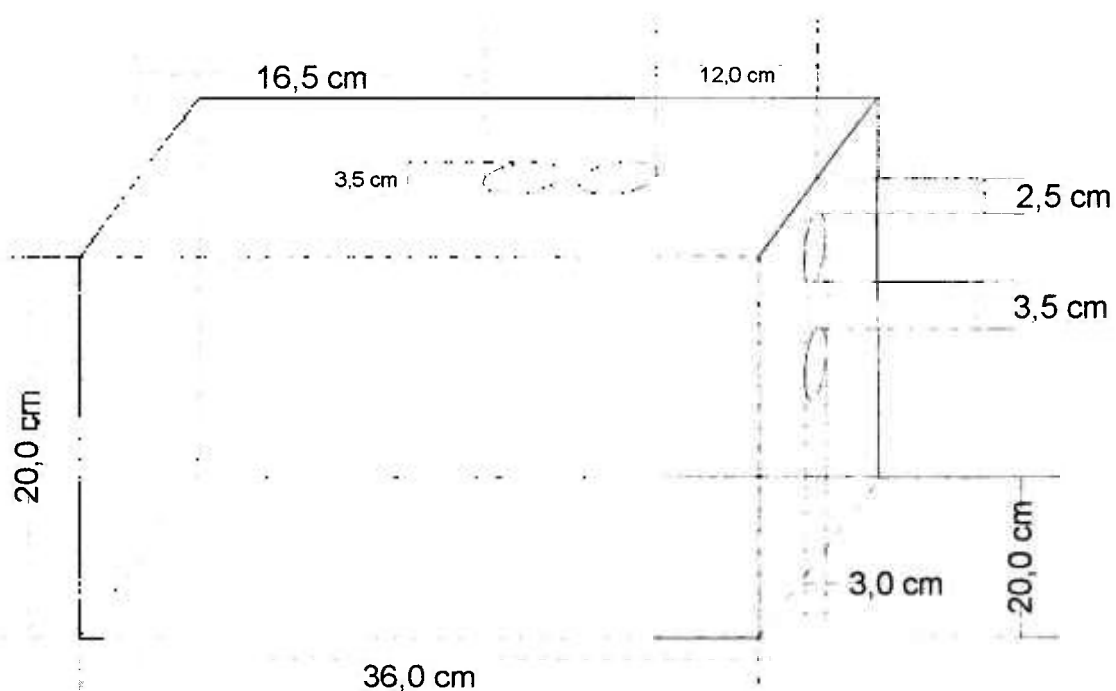


FIGURA 4.01: Esquema do suporte de Lucite para reprodução geométrica de posicionamento das câmaras de ionização nos testes de repetibilidade.

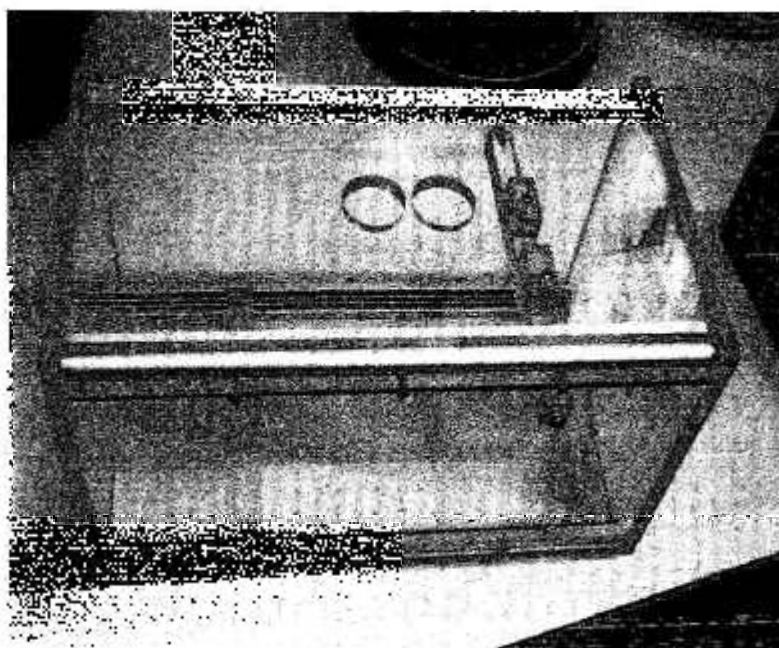


FIGURA 4.02: Suporte de Lucite para reprodução geométrica das câmaras de ionização nos testes de repetibilidade.

As câmaras de ionização C7 e C8 possuem, respectivamente uma capa protetora e um suporte próprio, onde é possível fixar a fonte padrão, não tendo sido necessário o desenvolvimento de suportes especiais, conforme mostrado na **Figura 4.03**.

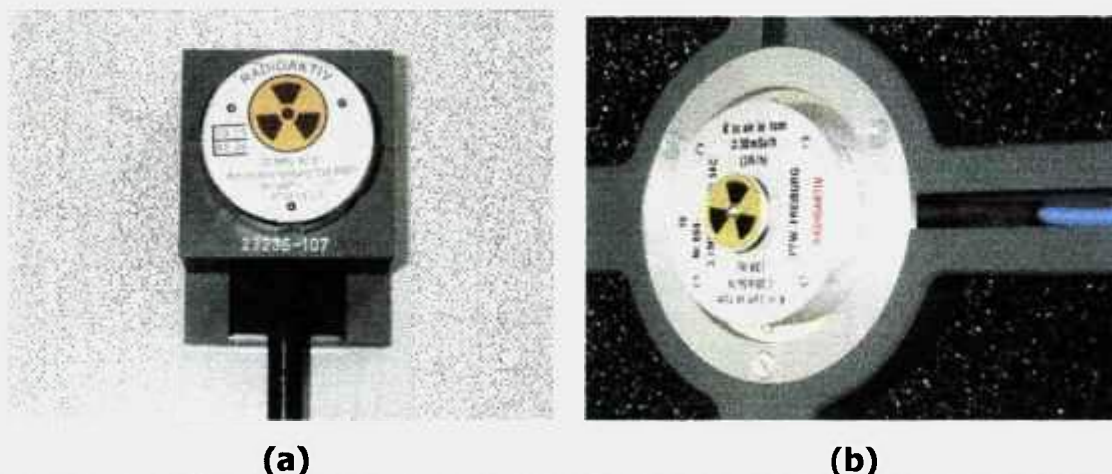


FIGURA 4.03: Suportes das câmaras de ionização C7 (a) e C8 (b), com as fontes de controle F2 e F1 devidamente posicionadas.

4.1.1. Teste de Repetibilidade

Para o teste de repetibilidade foram realizadas medidas consecutivas, mantendo-se a câmara de ionização e a fonte de controle em posições reprodutíveis. Foram obtidos os valores médios e a variação percentual de cada medida.

A **Tabela 4.01** apresenta as variações percentuais das médias relativas aos testes de repetibilidade realizados com as câmaras de ionização C1 a C8, descritas no item 3.2., referentes às medidas ao longo do ano de 2000. As câmaras de ionização C9 e C10 são pertencentes ao Sistema Tandem, estando seu controle de qualidade apresentado no item 4.7.

TABELA 4.01: Teste de repetibilidade (estabilidade a curto prazo) das câmaras de ionização C1 a C8.

Câmara de Ionização	Coefficiente de Variação (%)
C1	< 0,1
C2	< 0,1
C3	0,1
C4	0,1
C5	< 0,1
C6	< 0,1
C7	< 0,1
C8	< 0,1

Os testes de repetibilidade apresentaram variações máximas de 0,1 % e portanto inferiores aos 0,3 % estabelecidos na norma ISO 4037-1 ⁽¹¹⁾, indicando resultados satisfatórios das respostas das câmaras de ionização a curto prazo.

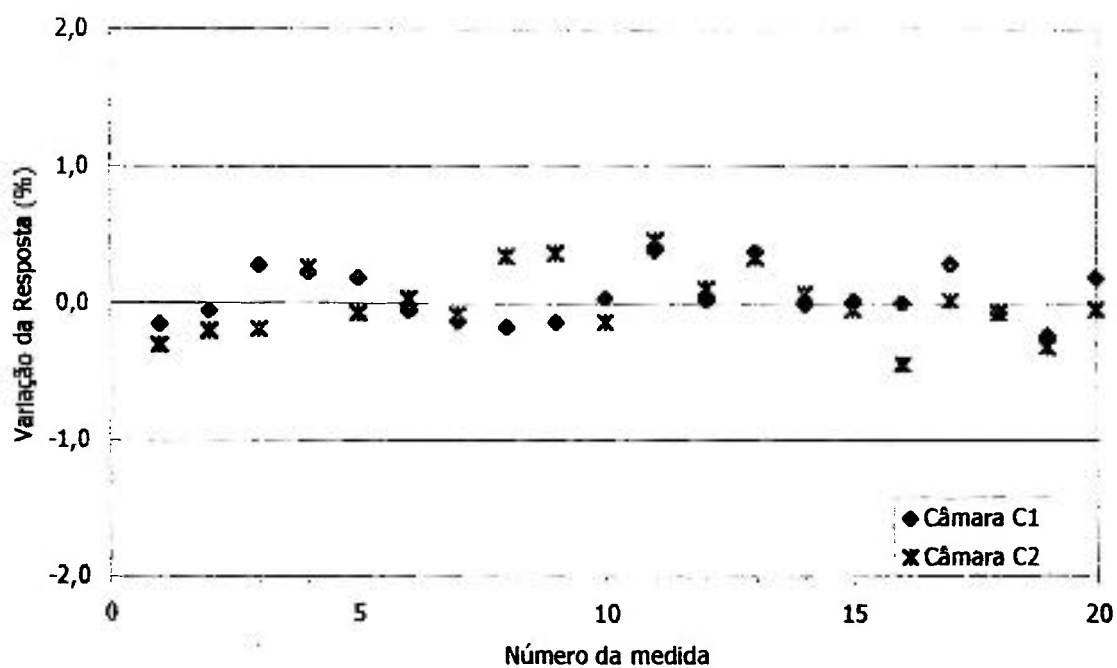
4.1.2. Teste de Reprodutibilidade

Repetindo-se a medição realizada para o teste de repetibilidade ao longo do tempo (mensalmente) tem-se o teste de reprodutibilidade ou de estabilidade a longo prazo.

A **Tabela 4.02** apresenta as variações percentuais das médias relativas aos testes de reprodutibilidade realizados durante 3 anos com as câmaras de ionização C1 a C8. As **Figuras 4.04 a 4.09** mostram as respostas das câmaras de ionização C1 a C8 ao longo do ano de 2000; verifica-se que as suas variações estão dentro do limite de 1% recomendado por Järvinen e colaboradores ⁽⁸⁴⁾.

TABELA 4.02: Teste de reprodutibilidade (estabilidade a longo prazo) das câmaras de ionização C1 a C8.

Câmara de Ionização	Coefficiente de Variação (%)
C1	0,4
C2	0,5
C3	0,7
C4	0,8
C5	0,8
C6	0,5
C7	0,9
C8	0,6

**FIGURA 4.04:** Teste de reprodutibilidade de resposta das câmaras de ionização de placas paralelas C1 e C2, ao longo do ano de 2000.

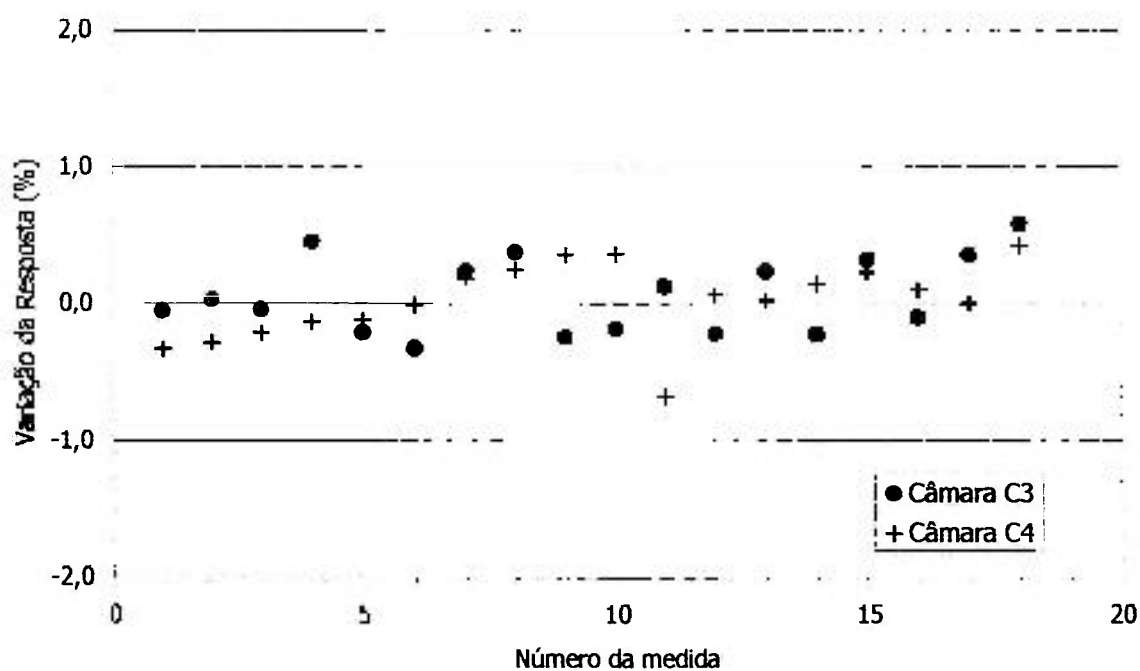


FIGURA 4.05: Teste de reprodutibilidade de resposta das câmaras de ionização tipo dedal C3 e C4, ao longo do ano de 2000.

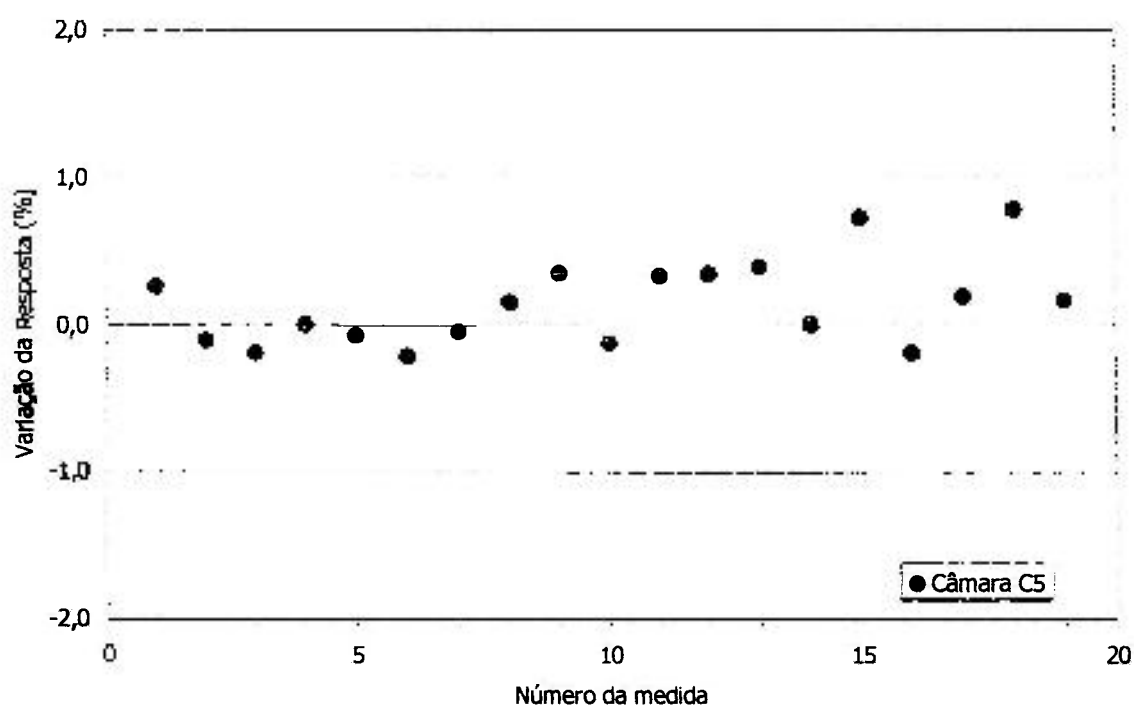


FIGURA 4.06: Teste de reprodutibilidade de resposta da câmara de ionização de placas paralelas para mamografia C5, ao longo do ano de 2000.

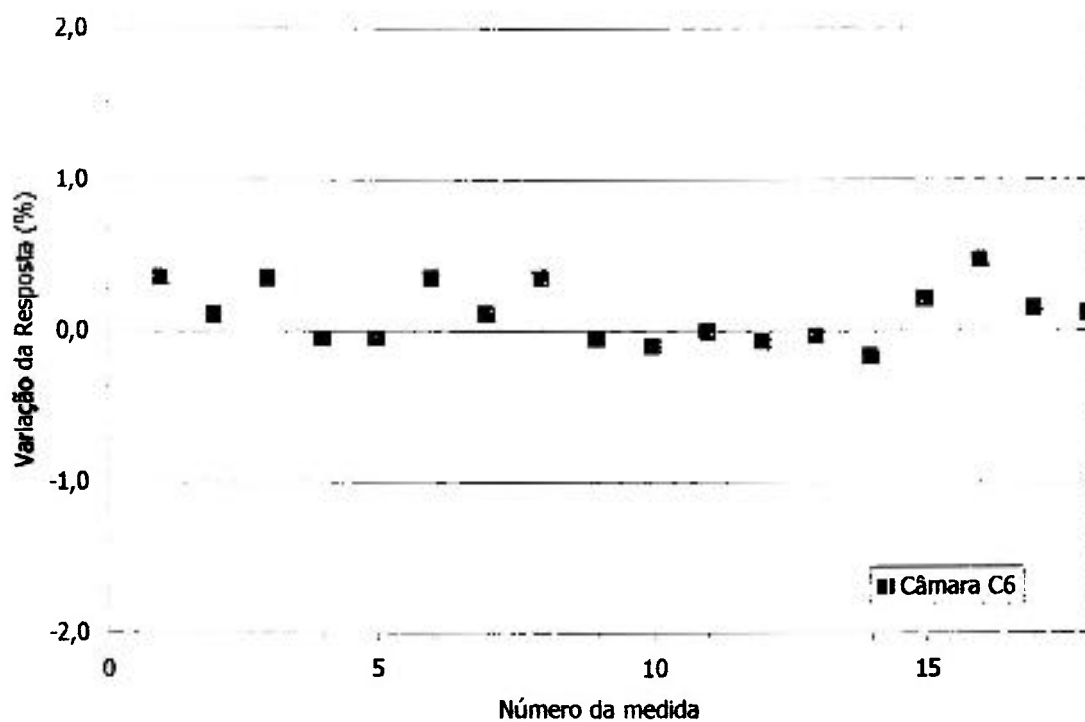


FIGURA 4.07: Teste de reprodutibilidade da resposta da câmara de ionização cilíndrica C6, ao longo do ano de 2000.

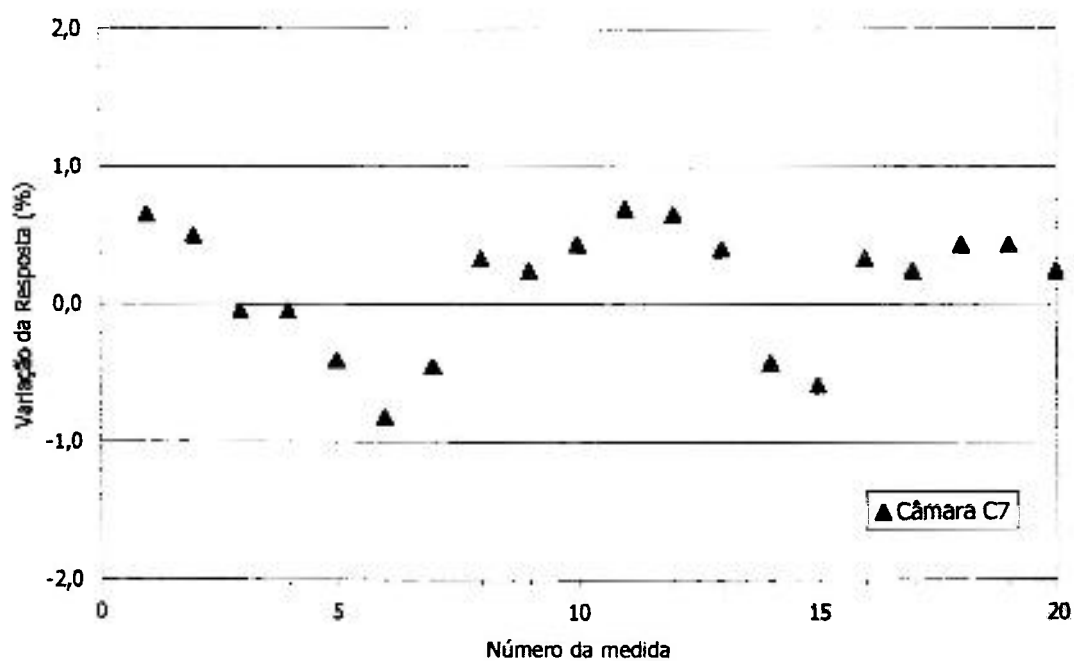


FIGURA 4.08: Teste de reprodutibilidade de resposta da câmara de ionização de placas paralelas C7, ao longo do ano de 2000.

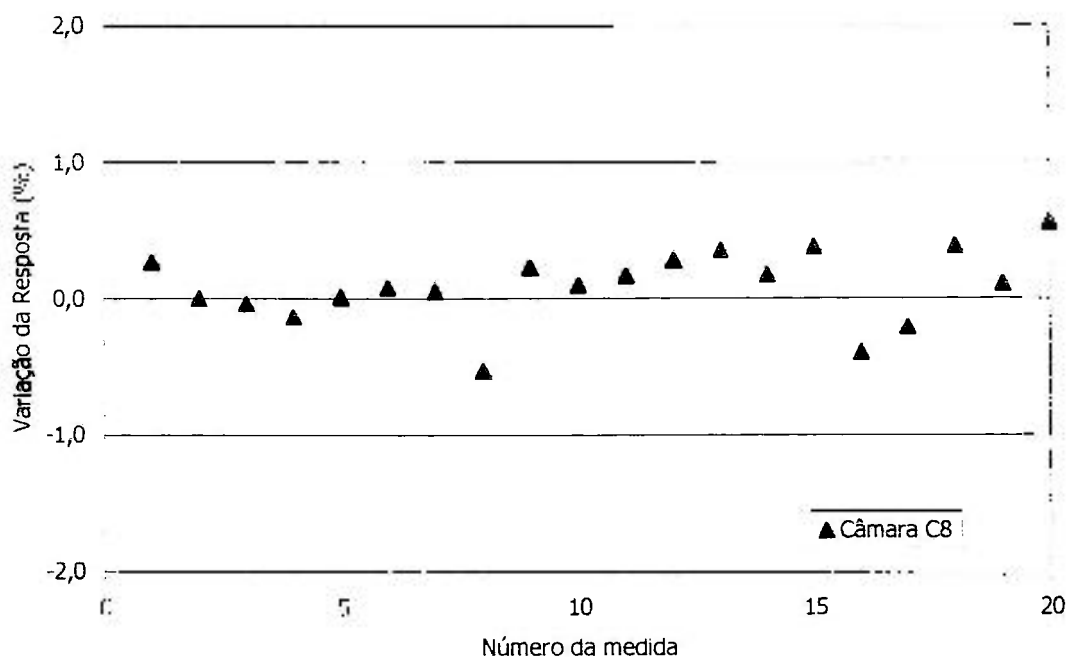


FIGURA 4.09: Teste de reprodutibilidade de resposta das câmaras de ionização de placas paralelas C8, ao longo do ano de 2000.

Quanto à reprodutibilidade, a norma ISO 4037-2 ⁽¹²⁾ estabelece uma variação máxima de 2 %; entretanto, para a câmara de ionização de referência foram utilizadas as recomendações dadas por Järvinen e colaboradores ⁽⁸⁴⁾, que é de 1 % para este teste. As variações obtidas estão inferiores a ambas recomendações, mostrando que estas câmaras de ionização apresentam boa reprodutibilidade.

4.1.3. Teste de Fuga de Corrente

A medida de fuga de corrente é realizada considerando-se a variação da leitura do sistema de medição após a remoção da fonte de controle. Realizam-se medidas após 5 e 10 minutos da fonte removida. Posteriormente faz-se a média da variação por minuto. Calcula-se, então, o valor percentual da média das leituras por minuto em relação à medida para um minuto de exposição.

A **Tabela 4.03** apresenta as variações percentuais das médias relativas aos testes de fuga de corrente realizados com as câmaras de ionização C1 a C8, durante o ano de 2000.

TABELA 4.03: Teste de fuga de corrente das câmaras de ionização C1 a C8.

Câmara de Ionização	Fuga de Corrente (%)
C1	0,03
C2	0,02
C3	0,06
C4	0,05
C5	0,06
C6	0,06
C7	0,30
C8	0,30

Os dados quanto à fuga de corrente indicam que seus valores são desprezíveis, dispensando correções para as medidas realizadas com as câmaras de ionização C1 a C8. A norma ISO 4037-2 ⁽¹²⁾ estabelece uma variação percentual máxima de 2 % para este teste.

4.2. Caracterização dos Campos Padrões em Mamografia

A caracterização dos campos padrões em mamografia foi realizada utilizando-se uma filtração de molibdênio na saída do feixe de radiação de um tubo de raios X com alvo de tungstênio, conforme descrito no item 3.1. A introdução destes filtros de molibdênio na saída do feixe serve para simular o espectro de um feixe de raios X proveniente de um alvo de molibdênio. Entretanto, a literatura informa que 0,06 mm Mo são suficientes para simular o espectro mamográfico, mas como cada equipamento possui características específicas, é necessário averiguar as condições de

operacionalidade e estabelecer a espessura de filtração adequada para ser utilizada na saída no feixe de radiação para o estabelecimento dos campos de radiação X para o sistema de calibração, nível mamografia.

4.2.1. Determinação da Filtração de Molibdênio

Inicialmente foi determinada a filtração de molibdênio a ser utilizada na saída do feixe de radiação, a fim de atender às recomendações legais e estabelecer as qualidades de radiação X e suas respectivas energias efetivas ⁽¹⁰⁵⁾, para um sistema de calibração, nível mamografia.

Para a determinação da filtração de molibdênio a ser utilizada na saída do feixe de radiação foram considerados os seguintes pressupostos:

- a) O uso de 0,06 mm Mo na saída do feixe de radiação é suficiente para produzir um espectro semelhante ao espectro obtido com um alvo de molibdênio ^(20, 29);
- b) Segundo a maioria das recomendações para procedimentos radiográficos em mamografia, deve-se utilizar uma filtração adicional de 0,03 mm Mo ^(20, 29, 30, 44 – 47, 55);
- c) Normas internacionais ^(15, 31, 32) recomendam uma filtração inerente mínima, ou filtração adicional de no mínimo o equivalente a 0,5 mm Al, para um equipamento de mamografia;
- d) Normas nacionais, a Portaria 453 do Ministério da Saúde ⁽⁸⁾ e a Resolução SS-625 ⁽⁹⁾, e internacionais, IEC 1267 ⁽¹⁶⁾, recomendam que a filtração total mínima para equipamentos de mamografia seja de 0,03 mm Mo; e,
- e) Normas e recomendações em geral salientam a importância do uso do compressor de mama para o estabelecimento dos valores de camada

semi-redutora para os procedimentos relativos ao controle de qualidade, principalmente quanto às medidas de dose glandular média.

A norma ISO 4037-1 ⁽¹¹⁾ fornece uma tabela que relaciona o valor obtido para a primeira camada semi-redutora em um feixe de 60 kV com sua filtração inerente total, conforme mostrado na **Tabela 4.04**. Os dados desta tabela estão mostrados graficamente na **Figura 4.10**. Deste modo, utilizando-se a filtração de molibdênio na saída do feixe de radiação e tomando-se medidas para a obtenção da camada semi-redutora para um feixe de 60 kV, pôde-se determinar a filtração inerente total do sistema de raios X em questão.

TABELA 4.04: Relação entre os valores de uma camada semi-redutora em um feixe de 60 kV e sua filtração inerente total ⁽¹¹⁾.

Camada Semi-Redutora	Filtração Inerente Total
mm Al	mmAl
0,33	0,25
0,38	0,30
0,54	0,40
0,67	0,50
0,82	0,60
1,02	0,80

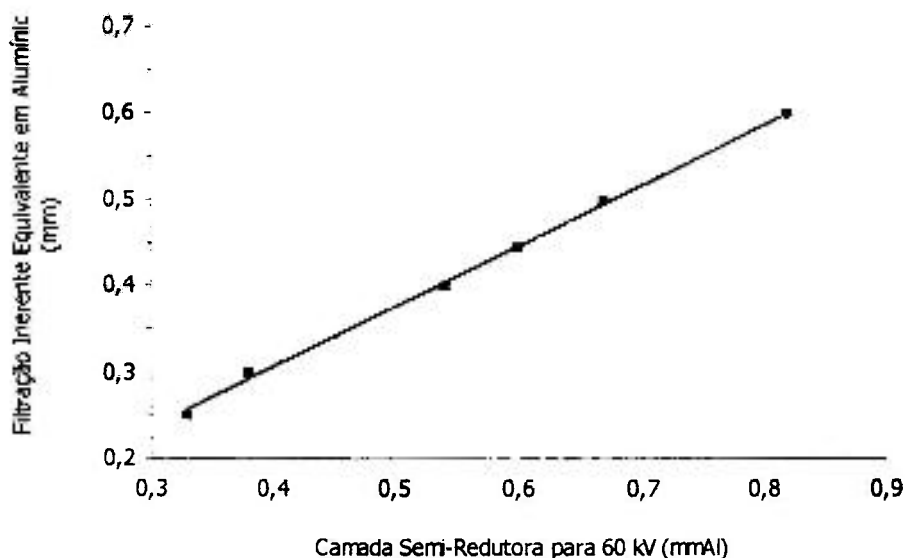


FIGURA 4.10: Relação entre camada semi-redutora e filtração inerente para um feixe de 60 kV, segundo a norma ISO 4037-1 ⁽¹¹⁾.

A partir dos dados fornecidos pela ISO 4037-1 ⁽¹¹⁾, foi feita a avaliação da filtração inerente do sistema de raios X, utilizando um feixe com tensão de 60 kV, corrente de 30 mA. Os filtros de molibdênio foram posicionados na saída do tubo de raios X e os absorvedores de alumínio utilizados para determinação da primeira camada semi-redutora foram posicionados à meia distância entre o foco e o detector de radiação, ou seja, 50 cm.

Com base neste arranjo, determinou-se a camada semi-redutora para um feixe de 60 kV com uso da câmara de ionização C7, posicionada a 1 m do ponto focal com campo de radiação com diâmetro de 12,5 cm e filtração de 0,06 mm Mo. A filtração inerente foi determinada conforme a recomendação da norma ISO 4037-1 ⁽¹¹⁾. Verificou-se se o resultado atende a todas as recomendações ^(6, 8, 9, 15, 16, 30, 74) citadas neste trabalho quanto à filtração para um sistema de raios X, nível mamografia. Além disto foram testados outros valores de filtração na saída do tubo de raios X, considerando-se os pressupostos citados anteriormente.

Para a determinação da filtração inerente do sistema é suficiente se conhecer a primeira camada semi-redutora, pois está sendo avaliada a filtração do sistema e não sua homogeneidade.

A **Figura 4.11** apresenta a curva obtida para a determinação da camada semi-redutora de um feixe de 60 kV, com corrente de 30 mA, utilizando-se os 0,06 mm Mo na saída do feixe de radiação, com a câmara de ionização C7 posicionada a 1 m do ponto focal. Cada ponto experimental representa a média de 5 medidas. O desvio padrão percentual máximo foi de 0,4 %.

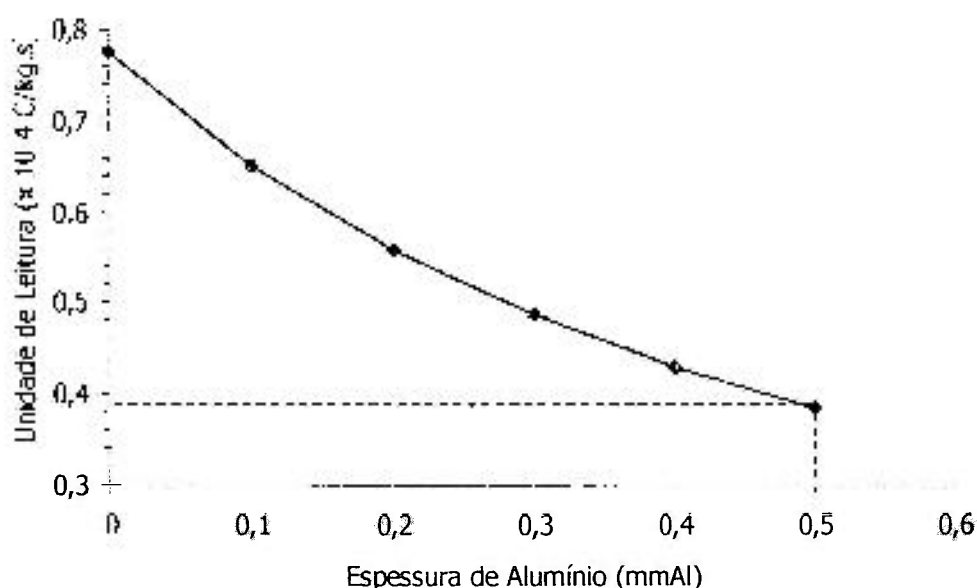


FIGURA 4.11: Determinação da primeira camada semi-redutora para uma filtração adicional de 0,06 mm Mo na saída do feixe de radiação.

Conforme mostra a **Figura 4.11**, a camada semi-redutora obtida para um feixe de 60 kV com filtração de 0,06 mm Mo na saída deste feixe foi de 0,49 mm Al. Segundo a norma ISO 4037-1 ⁽¹¹⁾ e a **Figura 4.10**, para camadas semi-redutoras entre 0,38 e 0,54 mm Al, a filtração do sistema é equivalente ao intervalo entre 0,3 e 0,4 mm Al e, portanto, inferior aos 0,50 mm Al recomendados na norma IEC 601-1-3 ⁽¹⁵⁾ para sistemas de mamografia, embora este arranjo de filtração

inerente esteja dentro das recomendações da NRPB ⁽⁷⁴⁾. Considerando-se a filtração de molibdênio de 0,06 mm Mo, este arranjo também atende às recomendações das normas: ICRP ⁽⁶⁾, NCRP ⁽³⁰⁾, IEC - 1267 ⁽¹⁶⁾, e inclusive nas normas nacionais, Portaria 453 ⁽⁸⁾ e Resolução SS - 625 ⁽⁹⁾.

Entretanto, como a norma IEC 601-1-3 ⁽¹⁵⁾ recomenda uma filtração inerente mínima de 0,5 mm Al e a maioria das recomendações sugerem uma filtração adicional de 0,03 mm Mo, foram realizadas medidas de análise da filtração deste sistema de raios X com 0,07 mm Mo e 0,09 mm Mo na saída do feixe de radiação X, para avaliar se a filtração inerente atende à IEC 601-1-3 ⁽¹⁵⁾ e para verificar se para este caso é necessário ou não o uso de mais filtração de molibdênio na saída do feixe de radiação X.

As **Figuras 4.12 e 4.13** apresentam as curvas obtidas para a determinação das camadas semi-redutoras de um feixe de 60 kV, com corrente de 30 mA, utilizando-se 0,07 mm Mo e 0,09 mm Mo na saída do feixe de radiação, com a câmara de ionização C7 posicionada a 1 m do ponto focal. Cada ponto experimental representa a média de 5 medidas. O desvio padrão percentual máximo foi de 0,4 %.

No caso da **Figura 4.12**, colocando-se 0,07 mm Mo na saída do feixe, a camada semi-redutora, para o feixe de 60 kV, foi de 0,55 mm Al. Este valor está muito próximo ao valor de 0,54 mm Al fornecido na norma ISO 4037-1 ⁽¹¹⁾ e que ainda não corresponde à filtração mínima recomendada na norma IEC 601-1-3 ⁽¹⁵⁾, conforme já citado; assim, concluiu-se que a filtração do sistema ainda se apresentava inferior ao valor recomendado na norma IEC 601-1-3 ⁽¹⁵⁾, mas continuando em conformidade com as demais recomendações ^(6, 8, 9, 16, 30, 74).

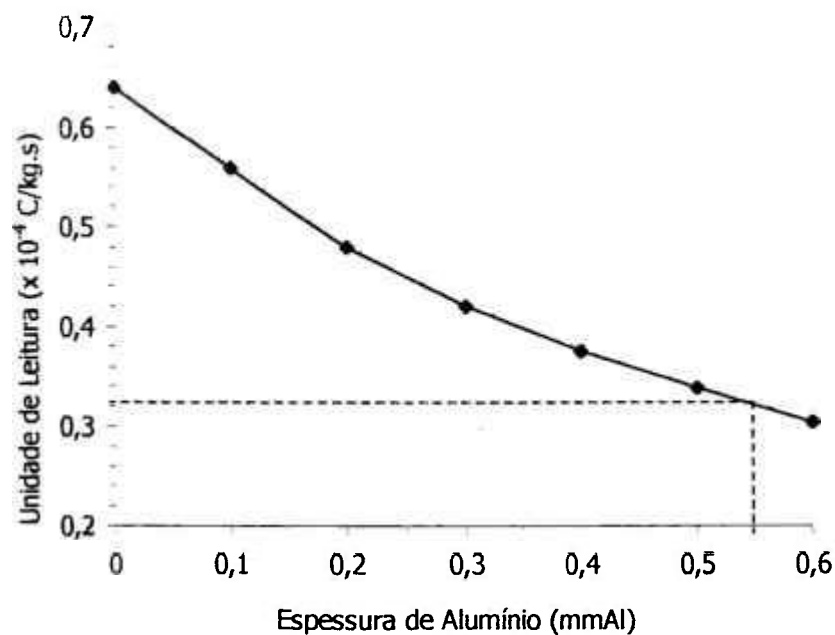


FIGURA 4.12: Determinação da primeira camada semi-redutora para uma filtração adicional de 0,07 mm Mo na saída do feixe de radiação.

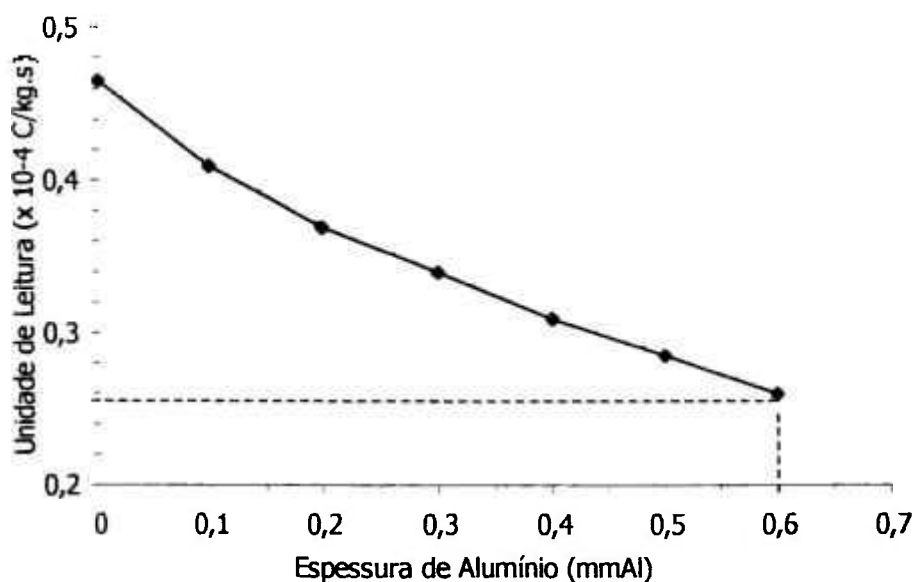


FIGURA 4.13: Determinação da primeira camada semi-redutora para uma filtração adicional de 0,09 mm Mo na saída do feixe de radiação.

Como visto na **Figura 4.13**, para 0,09 mm Mo de filtração na saída do feixe de 60 kV, o valor da camada semi-redutora obtida foi de 0,60 mm Al. Este valor

corresponde ao intervalo de 0,54 a 0,67 mm Al para a primeira camada semi-redutora, o que equivale ao intervalo de 0,4 a 0,5 mm Al para filtração deste sistema de raios X. Como este valor ainda estava inferior ao estabelecido na norma IEC 601-1-3 ⁽¹⁵⁾, colocou-se em seguida uma filtração de 0,10 mm Mo no feixe de saída, obtendo-se os dados da **Figura 4.14**.

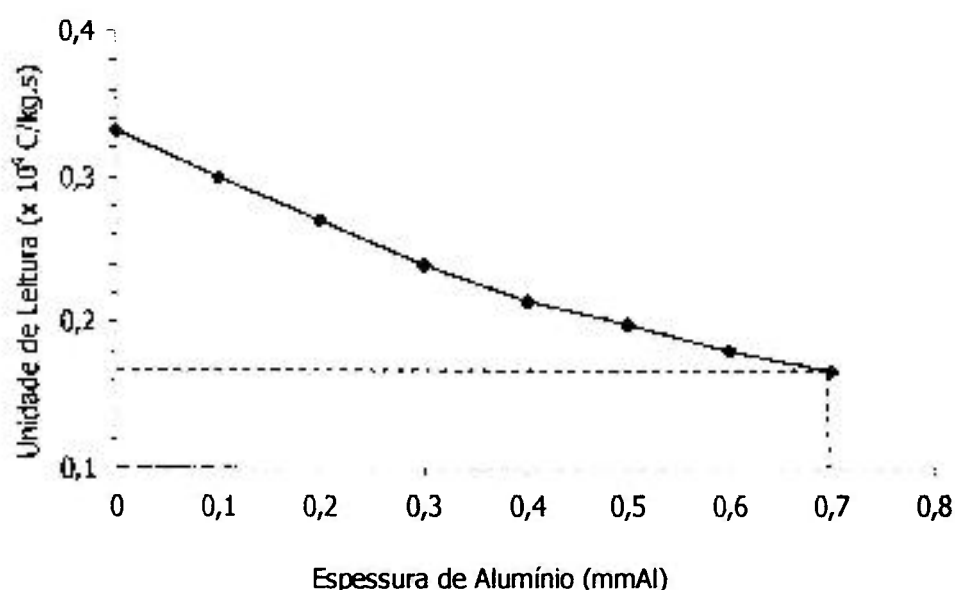


FIGURA 4.14: Determinação da primeira camada semi-redutora para uma filtração adicional de 0,10 mm Mo na saída do feixe de radiação.

Com referência à norma ISO 4037-1 ⁽¹¹⁾, como 0,67 mm Al equivalem à filtração exigida na norma IEC 601-1-3 ⁽¹⁵⁾, a camada semi-redutora de 0,69 mm Al obtida para 0,10 mm Mo na saída do feixe de 60 kV está em conformidade com esta legislação. Sendo assim, o uso desta filtração de molibdênio atende a todas as recomendações nacionais e internacionais citadas neste trabalho ^(6, 8, 9, 15, 16, 30, 74), para a simulação dos feixes de radiação, nível mamografia, neste equipamento de raios X. Entretanto, somente um dos arranjos deverá ser escolhido. Sugere-se então a verificação das camadas semi-redutoras e energias efetivas destes arranjos, para

determinar qual deles é mais adequado para o estabelecimento de campos padrões, nível mamografia.

Os valores obtidos para as camadas semi-redutoras foram comparados com os dados da norma ISO 4037-1 ⁽¹¹⁾, conforme citado anteriormente. A partir desta comparação, foi realizada a interpolação numérica, cujos valores são apresentados na **Tabela 4.05**, para definir a filtração total do sistema de raios X.

TABELA 4.05: Determinação da filtração equivalente em alumínio com base no valor da camada semi-redutora.

Filtração adicional (mmMo)	CSR (mmAl)	Filtração equivalente (mmAl)
0,06	0,49	0,37
0,07	0,55	0,41
0,09	0,60	0,45
0,10	0,69	0,52

Portanto, utilizando-se uma filtração de 0,10 mm Mo na saída do feixe de radiação neste sistema de raios X, a camada semi-redutora é equivalente a 0,69 mm Al, o que corresponde a uma filtração do sistema de raios X equivalente a 0,52 mm Al.

Deste modo, além de se reproduzir o espectro mamográfico sugerido na literatura ^(20, 29, 106 - 108) o sistema de raios X está em conformidade com a norma IEC 601-1-3 ⁽¹⁵⁾. Outro arranjo possível é o uso de 0,06 mm Mo e 0,13 mm Al na saída do feixe, pois se 0,06 mm Mo fornece uma filtração equivalente de 0,37 mm Al, somando-se 0,13 mm Al obtêm-se os 0,5 mm Al recomendados. Entretanto, segundo a maioria das normas e suas recomendações ^(6, 8, 9, 16, 30, 74), qualquer um dos arranjos sugeridos até esta etapa deste trabalho é possível utilizar para o estabelecimento dos campos padrões, nível mamografia.

4.2.2. Determinação de Camadas Semi-Redutoras

Com base nos pressupostos obtidos no item anterior, há possibilidade de quatro arranjos diferentes para que sejam estabelecidas as qualidades para a calibração de instrumentos, nível mamografia, segundo a maioria das normas e recomendações ^(6, 8, 9, 16, 30, 74). As possibilidades são:

- a) O uso de 0,06 mm Mo na saída do feixe de radiação, para atender a maioria das recomendações ^(6, 8, 9, 16, 30, 74);
- b) O uso de 0,06 mm Mo + 0,13 mm Al na saída do feixe de radiação, para atender a todas as recomendações citadas neste trabalho ^(6, 8, 9, 15, 16, 30, 74);
- c) O uso de 0,09 mm Mo na saída do feixe de radiação, para atender a maioria das recomendações ^(6, 8, 9, 16, 30, 74);
- d) O uso de 0,10 mm Mo na saída do feixe de radiação, para atender a todas as recomendações citadas neste trabalho ^(6, 8, 9, 15, 16, 30, 74).

Entretanto, apenas um arranjo deve ser estabelecido para se evitar maiores complicações na hora da calibração. Para definir qual o melhor arranjo, foram determinadas as camadas semi-redutoras para cada qualidade de radiação utilizando-se filtros de alumínio. Determinou-se, a partir destes valores de camada semi-redutora, as energias efetivas para as qualidades que serão implantadas no sistema de raios X, com auxílio de tabelas específicas ^(19, 77).

As camadas semi-redutoras foram obtidas medindo-se a taxa de exposição, com auxílio da câmara de ionização C5 posicionada a 1 m do ponto focal. Os absorvedores foram posicionados à meia distância fonte-detector (50 cm). A primeira medida foi realizada sem a filtração adicional e foi-se adicionando absorvedores com 0,1 mm Al para as demais medidas. Cada medida corresponde a uma média de dez leituras da taxa de exposição, e em todas as leituras a incerteza associada às medidas

de camada semi-redutora foi inferior a 2 %, valor máximo permitido para incertezas de camadas semi-redutoras ^(41, 109).

A **Tabela 4.06** mostra os valores mínimos e máximos de camadas semi-redutoras estabelecidos na legislação para feixes de mamografia, com base nas fórmulas fornecidas na Portaria 453 ⁽⁸⁾, onde o valor mínimo de camada semi-redutora é o valor da tensão aplicada dividido por 100 (kVp/100) e o valor máximo é dado pelo valor da tensão aplicada dividida por 100 e somada de 0,1 mm Al ((kVp/100)+0,1).

TABELA 4.06: Valores de camada semi-redutora aceitos para sistemas mamográficos, com filtração adicional de 0,03 mm Mo ⁽⁸⁾.

Tensão (kV)	Valor mínimo de CSR (mmAl)	Valor máximo de CSR (mmAl)
23	0,23	0,33
25	0,25	0,35
28	0,28	0,38
30	0,30	0,40
32	0,33	0,43
35	0,35	0,45

As **Figuras 4.15 a 4.18** mostram os valores de camadas semi-redutoras determinados, neste trabalho, para o sistema de radiação X com diversas combinações de filtração definidas pelos arranjos propostos; também foram representados os valores mínimos e máximos de camadas semi-redutoras estabelecidos na Portaria 453 ⁽⁸⁾ para feixes de mamografia. Em todas as medidas foi utilizada uma corrente nominal de 30 mA, com a câmara de ionização posicionada a 1 m do ponto focal, os filtros de molibdênio foram posicionados na saída do feixe de radiação e os filtros de alumínio foram posicionados a 50 cm do ponto focal. Os valores para as curvas de camadas semi-redutoras máximas e mínimas foram

retirados da Portaria 453, conforme mostrado na **Tabela 4.06**, enquanto que os demais valores foram obtidos por meio de medidas experimentais.

Este procedimento permitiu verificar quais qualidades de radiação seriam ideais para a montagem do sistema de calibração, nível mamografia. Ressalta-se que o equipamento de raios X utilizado neste trabalho possui incremento de tensão de 2,5 kV, portanto: a) as medidas de 23 kV correspondem a uma tensão nominal de 22,5 kV; b) as medidas de 28 kV correspondem a uma tensão nominal de 27,5 kV; e, c) as medidas de 32 kV correspondem a uma tensão nominal de 32,5 kV.

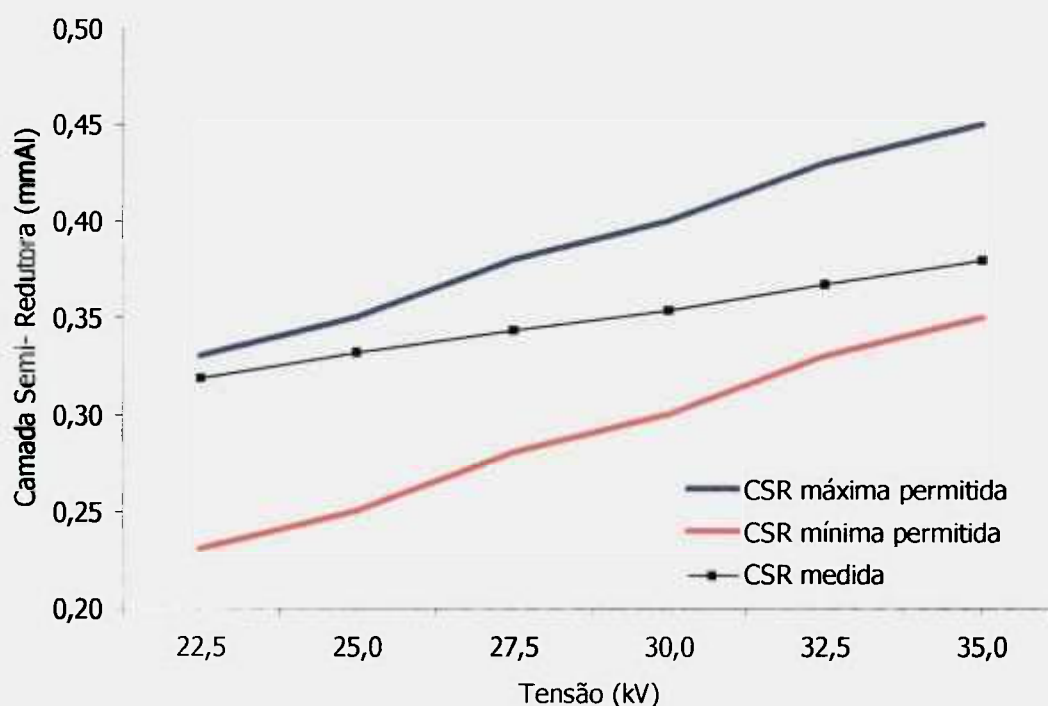


FIGURA 4.15: Valores de camadas semi-redutoras (CSR) para o arranjo de 0,06 mm Mo. As curvas de CSR máximas e mínimas foram estabelecidas com base na Portaria 453 ⁽⁸⁾.

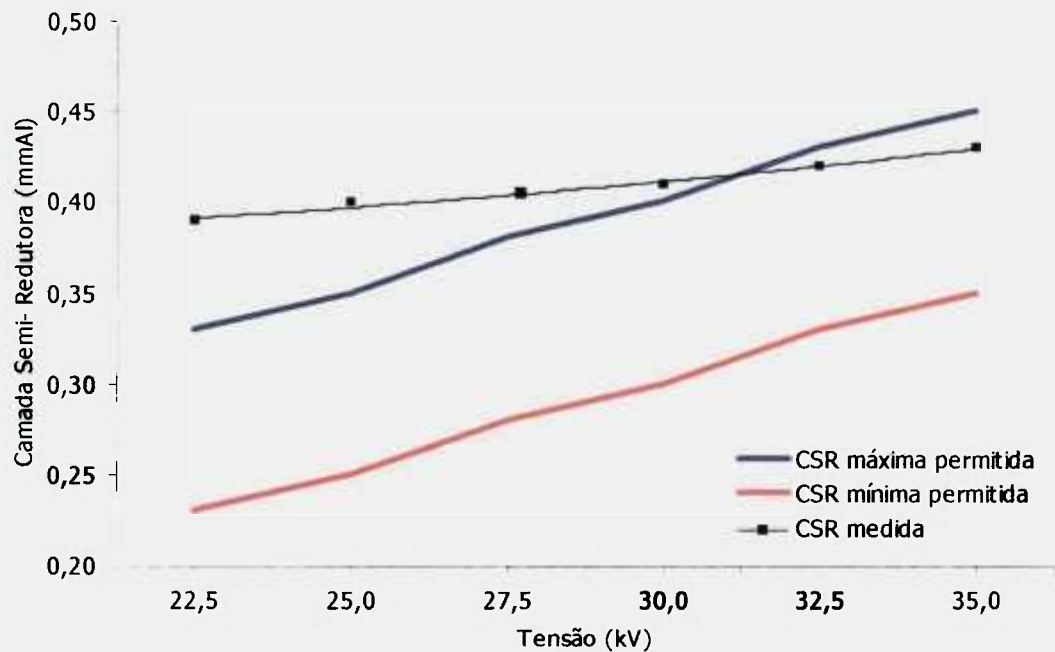


FIGURA 4.16: Valores de camadas semi-redutoras (CSR) para o arranjo de 0,09 mm Mo. As curvas de CSR máximas e mínimas foram estabelecidas com base na Portaria 453 ⁽⁸⁾.

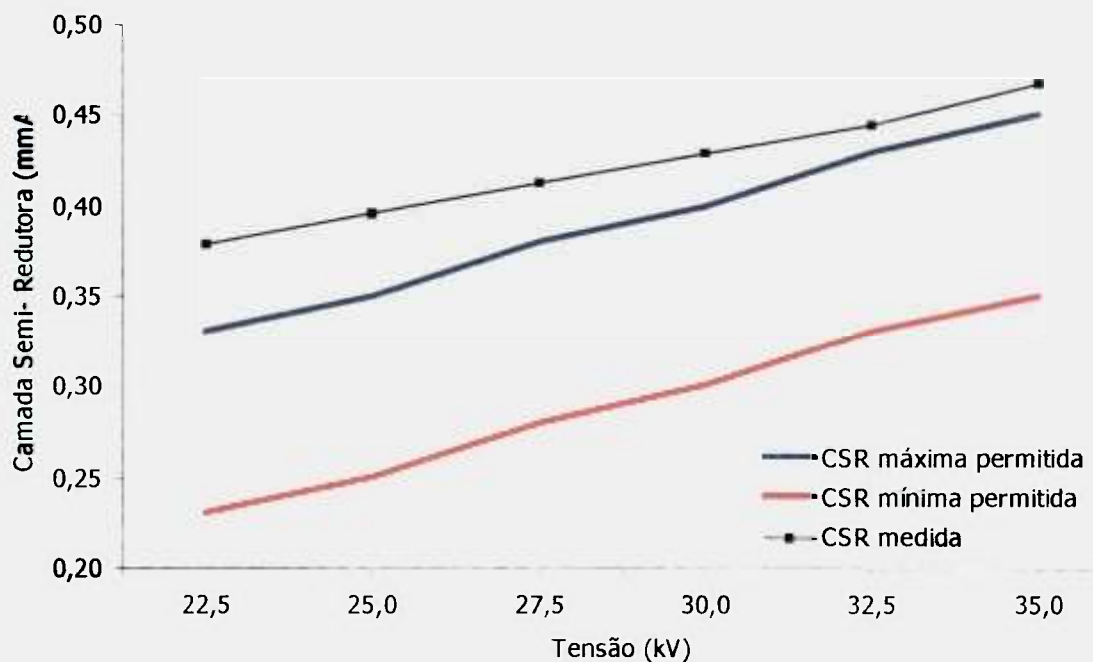


FIGURA 4.17: Valores de camadas semi-redutoras (CSR) para o arranjo de 0,06 mm Mo adicionado a 0,13 mm Al. As curvas de CSR máximas e mínimas foram estabelecidas com base na Portaria 453 ⁽⁸⁾.

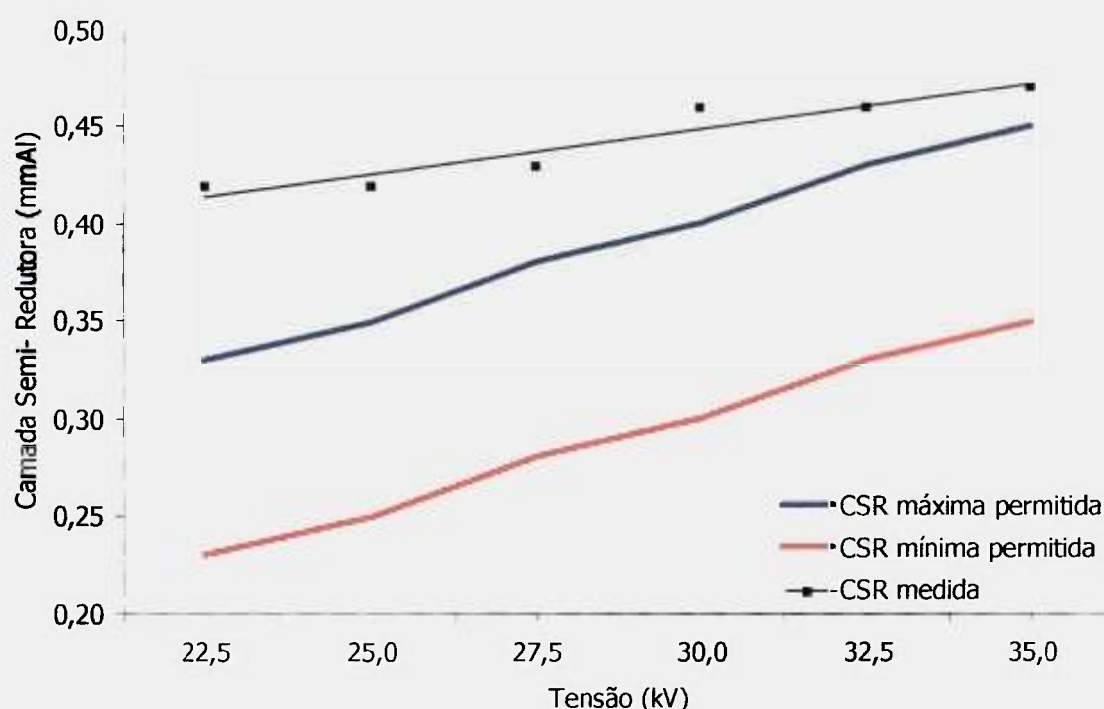


FIGURA 4.18: Valores de camadas semi-redutoras (CSR) para o arranjo de 0,10 mm Mo. As curvas de CSR máximas e mínimas foram estabelecidas com base na Portaria 453 ⁽⁸⁾.

Comparando-se as curvas obtidas e as curvas estabelecidas pela Portaria 453 ⁽⁸⁾, conclui-se que o primeiro arranjo é o mais adequado, ou seja, 0,06 mm Mo na saída do feixe de radiação é a espessura de molibdênio cujos valores de camadas semi-redutoras estão em conformidade com a legislação nacional e também com os valores estabelecidos no Laboratório de Calibração do CDRH/FDA. Foram assim obtidas as energias efetivas semelhantes ao Laboratório do CDRH/FDA, para a implantação do sistema de calibração, nível mamografia, com rastreabilidade a este Laboratório de Calibração ^(45, 85).

Determinado o uso do arranjo de 0,06 mm Mo como sendo o mais adequado para a implantação do sistema de mamografia, foram realizadas medidas para se verificar a contribuição do compressor de mama, com 2 mm PMMA (Polimetilmetacrilato, também denominado Lucite), conforme recomendação da

Portaria 453 ⁽⁸⁾. Como em dosimetria se deve medir a dose de entrada na pele e se relacionar a dose absorvida pelo tecido por meio das medidas de dose que passam através dos órgãos (feixes de saída), as medidas foram realizadas considerando-se as energias efetivas para feixes de entrada (dose de entrada na pele) e feixes de saída (após atravessar o órgão ou estrutura de interesse). Para a calibração de câmaras de ionização, nível mamografia, são utilizados 2 mm Al para simular uma mama e realizar as medidas de feixes de saída ^(33, 109, 110).

A **Tabela 4.07** mostra os valores obtidos para as camadas semi-redutoras (CSR) e energia efetiva considerando a filtração de 0,06 mm Mo, feixes de entrada. Os valores de CSR e energia efetiva foram obtidos sem e com a utilização de 2 mm PMMA que simulam a contribuição do compressor da mama, localizados a 50 cm do ponto focal. Em todas as medidas as incertezas relativas às camadas semi-redutoras foram inferiores aos 2 % máximos recomendados ⁽⁴¹⁾.

TABELA 4.07: Influência do compressor de mama nos valores de camada semi-redutora (CSR) e energia efetiva, para feixes de entrada, com filtração adicional de 0,06 mm Mo.

Tensão (kV)	CSR (mmAl)		Diferença (mmAl)	Variação (%)	Energia Efetiva (keV)		Diferença (keV)	Variação (%)
	S/C	C/C			S/C	C/C		
22,5	0,32	0,34	0,02	6,3	14,8	15,3	0,5	3,4
25	0,33	0,34	0,01	3,0	15,1	15,3	0,2	1,3
27,5	0,34	0,35	0,01	2,9	15,3	15,6	0,3	1,9
30	0,35	0,37	0,01	5,7	15,6	16,0	0,4	2,5
32,5	0,37	0,38	0,01	2,7	16,0	16,2	0,2	1,2
35	0,38	0,40	0,02	5,3	16,2	16,6	0,4	2,4

S/C = medidas realizadas sem o compressor de mama

C/C = medidas realizadas com o compressor de mama

A contribuição do compressor de mama resulta em uma diferença de 0,01 a 0,02 mmAl no valor da camada semi-redutora medida. Isto representa uma variação máxima de 6,3 % na CSR e de apenas 3,4 % na energia efetiva determinada. Em relação à calibração de instrumentos, o fator de correção aplicado é para as energias determinadas, cujos valores podem ser interpolados numericamente; portanto conclui-se que o compressor de mama, para as energias mais baixas das qualidades mamográficas, contribui para a atenuação da intensidade da radiação e, portanto, para o decréscimo da dose absorvida.

A **Figura 4.19** mostra a pequena variação entre os valores de camada semi-redutora sem e com o compressor da mama, para feixes de entrada, nível mamografia.

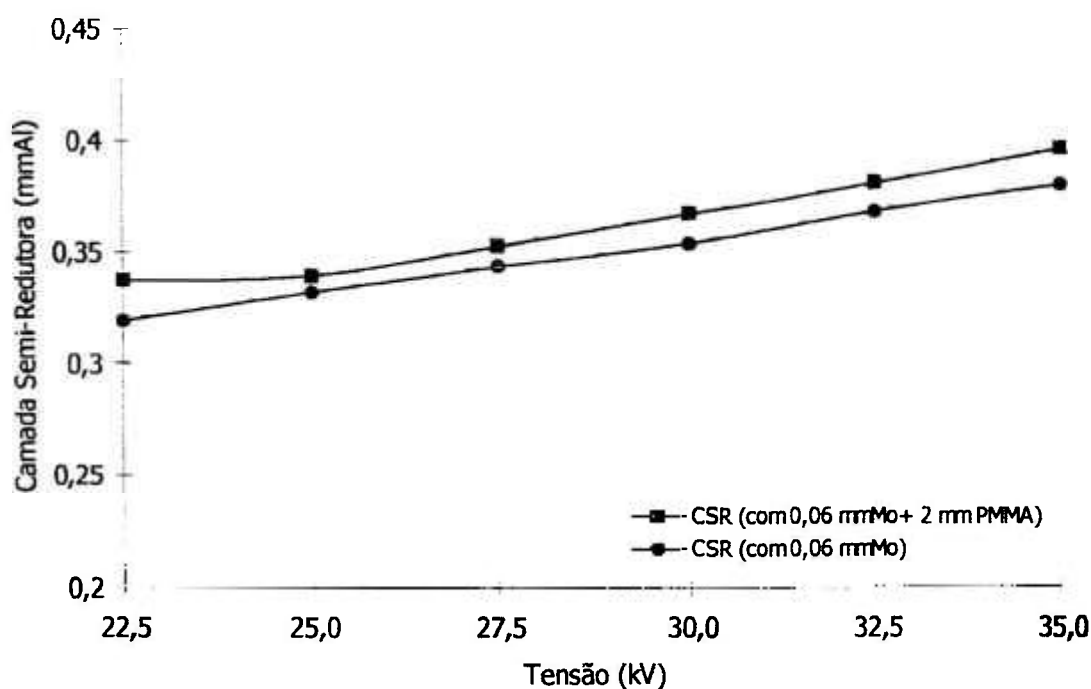


FIGURA 4.19: Camadas semi-redutoras (CSR) para o arranjo de 0,06 mm Mo, com e sem 2 mm PMMA, para simular o compressor de mama, em feixes de radiação X de entrada.

A **Tabela 4.08** mostra os valores obtidos para as CSR e energias efetivas, considerando a filtração de 0,06 mm Mo, feixes de saída (com filtração adicional de 2 mm de alumínio para simular a passagem do feixe de radiação pela mama). Os valores de CSR e energia efetiva foram obtidos sem e com a utilização de 2 mm PMMA que simulam a contribuição do compressor da mama. Em todas as medidas as incertezas relativas às camadas semi-redutoras foram inferiores aos 2 % máximos recomendados ⁽⁴¹⁾.

TABELA 4.08: Influência do compressor de mama com 2 mm PMMA nos valores de camada semi-redutora (CSR) e energia efetiva, para feixes de saída, com filtração adicional de 0,06 mm Mo.

Tensão (kV)	CSR (mmAl)		Diferença (mmAl)	Variação (%)	Energia Efetiva (keV)		Diferença (keV)	Variação (%)
	S/C	C/C			S/C	C/C		
22,5	0,56	0,57	0,01	1,8	18,7	18,7	-	-
25	0,58	0,59	0,01	1,7	18,8	18,9	0,1	0,5
27,5	0,61	0,64	0,03	4,9	19,1	19,3	0,2	1,0
30	0,67	0,74	0,07	10,6	19,5	19,9	0,4	2,0
32,5	0,72	0,80	0,08	10,0	20,0	20,8	0,8	3,8
35	0,86	0,95	0,09	10,5	21,7	23,0	1,3	5,6

S/C = medidas realizadas sem o compressor de mama

C/C = medidas realizadas com o compressor de mama

A contribuição do compressor de mama resulta em uma diferença entre 0,01 e 0,09 mm Al no valor da camada semi-redutora medida. Isto representa uma variação máxima de 10,6 % no valor da camada semi-redutora; entretanto, como a energia efetiva é maior em relação às medidas de feixes de entrada, isto representa apenas 5,6 % de variação na energia efetiva. Deste modo, conclui-se que o compressor de mama contribui para a atenuação da intensidade da radiação e, portanto, para o decréscimo da dose absorvida.

A **Figura 4.20** mostra a pequena variação entre os valores de camada semi-redutora sem e com o compressor da mama, para feixes de saída, nível mamografia.

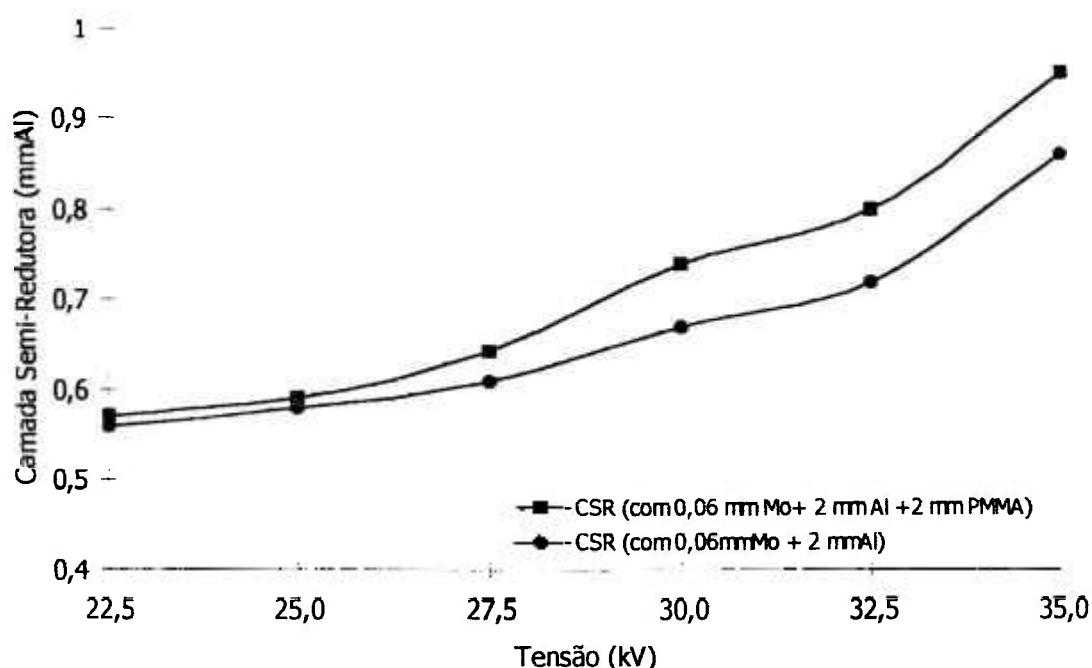


FIGURA 4.20: Camadas semi-redutoras (CSR) para o arranjo de 0,06 mm Mo adicionado a 2 mm Al e 2 mm PMMA, para simular o compressor de mama, feixes de radiação X de saída.

Além da contribuição do compressor de mama, foi avaliada a homogeneidade do feixe de radiação com a filtração de molibdênio. O coeficiente de homogeneidade é obtido a partir da relação entre a primeira camada semi-redutora (1ª CSR) e a segunda camada semi-redutora (2ª CSR).

A **Tabela 4.09** mostra os valores obtidos para as 1ª CSR, conforme visto anteriormente nas **Tabelas 4.07 e 4.08**; a incerteza máxima associada às medidas de camada semi-redutora foi de 0,9 %, inferior aos 2 % máximos recomendados ⁽⁴¹⁾.

TABELA 4.09: Valores das 1^{as} CSR para feixes padrões, nível mamografia, medidas de feixes de entrada e de saída. 0 e 2 mm Al indicam feixes de entrada e saída respectivamente. 0 e 2 mm PMMA indicam ausência e presença do compressor de mama, respectivamente.

Tensão (kV)	Filtração Mo-Al-PMMA (mm)	0,06/0/0	0,06/0/2	0,06/2/0	0,06/2/2
		1 ^a CSR(mmAl)			
22,5		0,32	0,34	0,56	0,57
25		0,33	0,34	0,58	0,59
27,5		0,34	0,35	0,61	0,64
30		0,35	0,37	0,67	0,74
32,5		0,37	0,38	0,72	0,80
35		0,38	0,40	0,86	0,95

Os valores indicados para a segunda camada semi-redutora diferenciam o feixe de radiação com padrões para mamografia do feixe com padrões para radioterapia e radioproteção, uma vez que a diferença entre estes feixes está caracterizada pela filtração adicionada à saída do feixe, pois o equipamento de raios X é o mesmo para as diversas qualidades de radiação. Os valores obtidos para as 2^a CSR estão mostrados na **Tabela 4.10**; a incerteza máxima associada às medidas de camada semi-redutora foi de 0,8 %, inferior aos 2 % máximos recomendados ⁽⁴¹⁾.

Os valores do coeficiente de homogeneidade (CH) obtidos pela razão entre as 1^{as} CRS pelas 2^{as} CSR estão apresentados na **Tabela 4.11**. A incerteza máxima associada às medidas do coeficiente de homogeneidade foi de 1,2 %.

TABELA 4.10: Valores das 2^{as} CSR para feixes padrões, nível mamografia, medidas de feixes de entrada e de saída. 0 e 2 mm PMMA indicam ausência e presença do compressor de mama, respectivamente.

Tensão (kV)	Filtração Mo-Al-PMMA (mm)	2 ^a CSR(mmAl)			
		0,06/0/0	0,06/0/2	0,06/2/0	0,06/2/2
22,5		0,69	0,68	1,14	1,17
25		0,71	0,70	1,20	1,26
27,5		0,74	0,72	1,30	1,37
30		0,76	0,73	1,42	1,53
32,5		0,78	0,76	1,51	1,82
35		0,80	0,78	1,79	2,08

TABELA 4.11: Coeficientes de homogeneidade, obtidos pela razão entre a primeira e a segunda camadas semi-redutoras para feixes padrões, nível mamografia.

Tensão (kV)	Filtração Mo-Al-PMMA (mm)	Coeficiente de Homogeneidade			
		0,06/0/0	0,06/0/2	0,06/2/0	0,06/2/2
22,5		0,46	0,50	0,49	0,49
25		0,46	0,48	0,48	0,47
27,5		0,46	0,49	0,47	0,47
30		0,46	0,50	0,47	0,49
32,5		0,47	0,50	0,46	0,45
35		0,48	0,51	0,47	0,46

Como o feixe de raios X não é homogêneo, a espessura de alumínio para determinação da segunda camada semi-redutora é maior comparada com a primeira

camada semi-redutora ^(72, 76, 78). No caso de equipamento de raios X com alvo de tungstênio é esperado um coeficiente de homogeneidade menor do que em equipamentos de raios X com alvo de molibdênio ou ródio em função da predominância da produção de raios X de freamento. Como neste trabalho o material do alvo é o tungstênio e a filtração adicionada é de molibdênio, os dados apresentados na **Tabela 4.11** mostram um coeficiente de homogeneidade em conformidade ao arranjo estabelecido para feixe de radiação X em questão.

4.3. Controle de Qualidade no Equipamento de Raios X

O controle de qualidade no equipamento de raios X foi realizado conforme as recomendações das normas e as disponibilidades do sistema de raios X, ou seja, alguns parâmetros não foram avaliados por não se adequarem ao sistema de raios X, como, por exemplo, medidas relacionadas ao tempo de exposição. Este sistema de raios X é de feixe contínuo, não havendo seletor de tempo de exposição no painel de controle; um sistema de controle da exatidão do tempo de exposição serve para verificar se o tempo em que a radiação é emitida coincide com o tempo selecionado no painel de controle; outros testes associados à variação de tempo de exposição são: variação da tensão em função do tempo de exposição e variação do kerma no ar em função do tempo de exposição, que não são aplicáveis a este tipo de equipamento de raios X ⁽¹¹¹⁾.

Todos os parâmetros necessários e importantes para avaliação num sistema de raios X, utilizado em calibração de instrumentos, foram testados com auxílio do instrumento NERO e das câmaras de ionização C5 a C7.

4.3.1. Variação da Tensão em Função da Corrente Nominal

Os padrões de desempenho dos equipamentos de raios X podem sofrer alterações para diferentes técnicas operacionais, ou seja, é comum que haja variação no valor da tensão de saída à medida que se varia a corrente nominal. Para verificar esta variação e seleccionar a melhor combinação de tensão e corrente operacionais, foi realizado o estudo da variação da tensão em função do valor de corrente seleccionado, considerando-se as limitações do equipamento de raios X.

Foram realizadas dez leituras de tensão para cada valor de corrente. A **Figura 4.21** mostra a média da variação da tensão em função da corrente. Devido às limitações do equipamento de medida, não foi possível realizar medidas com tensões inferiores aos 25 kV.

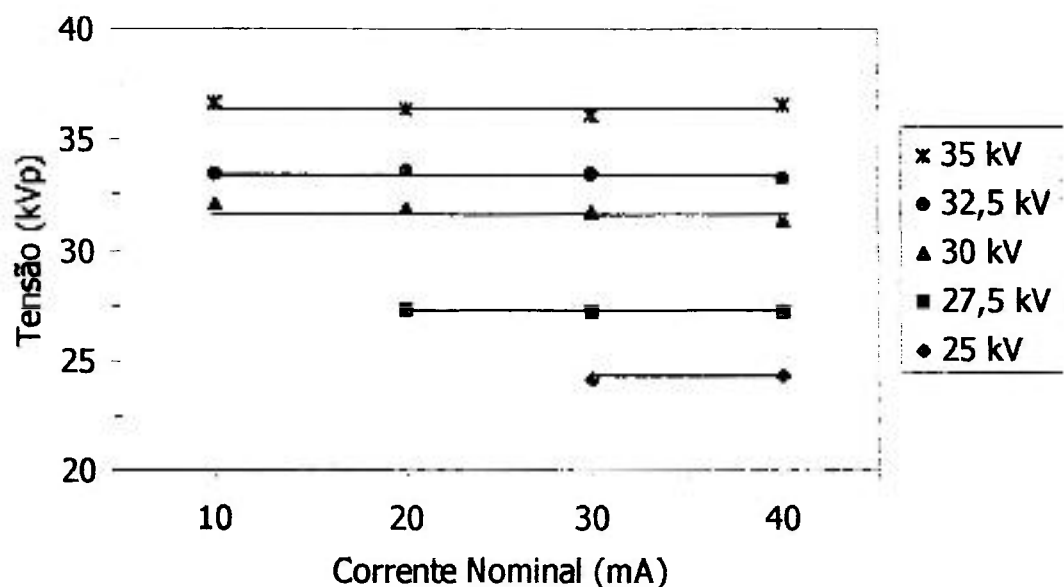


FIGURA 4.21: Relação entre a tensão medida e a corrente nominal do equipamento de raios X.

De acordo com a **Figura 4.21**, a variação da tensão medida em função da corrente nominal não é significativa; a variação máxima foi de 6,5 % e em nenhum dos casos foi superior ou inferior aos 2 kV recomendados na legislação ^(8,9).

Entretanto, é importante a avaliação das incertezas associadas às médias das medidas de tensão ⁽⁶⁰⁾. A **Tabela 4.12** mostra os valores médios de tensão e seus respectivos desvios padrões.

TABELA 4.12: Variação da tensão medida em função da corrente nominal.

Corrente (mA)	Tensão Nominal				
	25 kV	27,5 kV	30 kV	32,5 kV	35 kV
10	-	-	32,1 ± 0,2	33,5 ± 0,2	36,7 ± 0,6
20	-	27,2 ± 0,2	31,9 ± 0,1	33,6 ± 0,1	36,4 ± 0,1
30	24,4 ± 0,2	27,2 ± 0,3	31,7 ± 0,2	33,5 ± 0,7	36,2 ± 0,2
40	24,2 ± 0,5	27,3 ± 0,2	31,3 ± 0,9	33,3 ± 0,4	36,6 ± 0,5

Verifica-se que com o uso de 10 mA, a tensão medida para 30 kV é superior à variação de 2 kV ⁽⁸⁾ estabelecido na legislação, e portanto não é recomendada a utilização deste valor de corrente. Para 10 mA não foi possível realizar a medida para as tensões de 25 kV e 27,5 kV, devido às limitações do instrumento de medição, tendo ocorrido o mesmo problema para a corrente de 20 mA e a tensão de 25 kV. Além disto, as incertezas associadas sugerem que o uso de 40 mA também pode acarretar uma variação de tensão superior ao estabelecido na legislação. Portanto, como não se sabe o comportamento da tensão de 25 kV para a corrente de 20 mA, sugere-se a utilização de 30 mA para os feixes de radiação a serem utilizadas neste trabalho.

4.3.2. Exatidão da Tensão

O teste de exatidão da tensão consiste em verificar se o valor de tensão selecionado no painel de controle (tensão nominal) e o valor de tensão medido com um instrumento apropriado ⁽⁸²⁾ apresentam uma coincidência de até 2 kV ⁽⁸⁾, no caso de equipamentos de raios X, nível mamografia. Este teste deve ser repetido anualmente.

Foram realizadas com o monitor não invasivo NERO medidas semestrais, totalizando 3 séries com aproximadamente 20 medidas para cada tensão do sistema de raios X, utilizando-se a filtração de 0,06 mm Mo e corrente de 30 mA. A **Tabela 4.13** indica, para cada valor de tensão nominal (selecionada no painel de controle), as médias das medidas obtidas com seus respectivos desvios padrões percentuais, bem como a variação entre a tensão nominal e o valor de tensão obtido no instrumento de medida.

As medidas de tensão apresentam um desvio padrão máximo de 1,3 %, representando uma repetibilidade satisfatória. A diferença máxima entre a tensão nominal e a medida foi de - 1,6 kV, estando dentro dos limites estabelecidos na legislação nacional ⁽⁸⁾, que determina que a variação máxima aceitável é de 2 kV.

TABELA 4.13: Medidas de exatidão da tensão utilizando 0,06 mmMo na saída do feixe e com o instrumento NERO.

Tensão Nominal (kV)	Tensão Medida (kV)	Diferença entre a Tensão Nominal e a Tensão Medida (kV)
25,0	24,4 ± 0,3	0,6
27,5	27,2 ± 0,1	0,3
30,0	31,6 ± 0,4	-1,6
32,5	33,5 ± 0,1	1,0
35,0	36,4 ± 0,3	-1,4

4.3.3. Linearidade da Corrente

Este teste deve ser realizado anualmente e permite verificar se a variação da taxa de exposição varia linearmente com os valores de corrente utilizados. Conforme a legislação nacional ^(8, 9), para uma dada tensão aplicada ao tubo de raios X, a taxa de kerma no ar deve ser linear em função da corrente, sendo que o desvio (diferença

entre duas medidas expressas em Gy/mAs) não deve ultrapassar 20 % do valor médio destas medidas. Este teste deve ser repetido anualmente ⁽⁸⁾.

Inicialmente, foi utilizada uma filtração de 0,06 mm Mo, para medidas de feixe de entrada, onde foram realizadas 250 medidas com a câmara de ionização C5, para as diferentes qualidades mamográficas a serem implantadas no Laboratório de Calibração de Instrumentos, variando-se a corrente entre 10 e 30 mA. A **Tabela 4.14** mostra os resultados relativos as medidas para feixes de entrada.

TABELA 4.14: Teste de linearidade de corrente utilizando a filtração de 0,06 mm Mo, na saída do feixe de radiação, e a câmara de ionização C5.

Tensão (kV)	22,5	25	27,5	30	32,5	35
Corrente (mA)	Taxa de kerma /corrente nominal (μ Gy/mAs)					
10,0	22,5	31,4	38,6	43,5	48,5	57,26
15,0	22,4	31,8	39,0	45,6	48,9	55,76
20,0	23,1	31,1	37,8	43,8	48,8	57,58
25,0	22,8	31,4	39,1	44,0	51,6	59,64
30,0	23,3	32,0	38,5	44,2	49,8	57,67
Média	22,82 $\pm$ 0,38	31,54 $\pm$ 0,36	38,60 $\pm$ 0,51	44,22 $\pm$ 0,81	49,52 $\pm$ 1,26	57,58 $\pm$ 1,38
Variação %	1,7	1,1	1,3	1,8	2,5	2,4

A **Figura 4.22** mostra a linearidade deste sistema, para feixes de entrada, utilizando-se a filtração de 0,06 mm Mo na saída do feixe de radiação.

Cada ponto de medida representa a média de 10 leituras realizadas com a câmara de ionização C5. A maior variação da taxa de exposição para um mesmo valor de tensão foi de 2,5 %, conforme especificado na **Tabela 4.14**, que é bem inferior aos 20 % estabelecidos na legislação ^(8, 9).

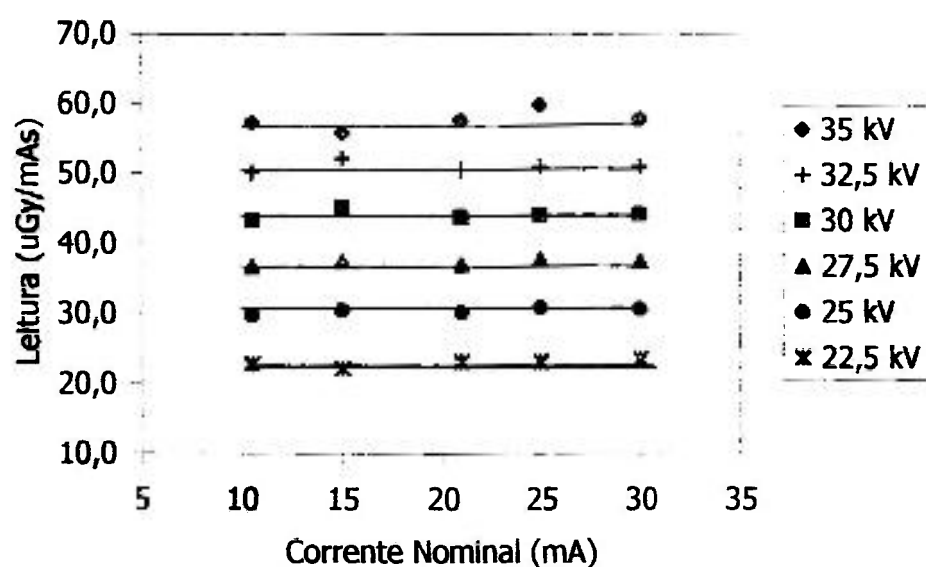


FIGURA 4.22: Teste de linearidade da corrente do sistema de raios X, utilizando a filtração de 0,06 mm Mo na saída do feixe e a câmara de ionização C5, simulando feixes de entrada.

Este teste foi repetido utilizando-se, além da filtração de 0,06 mm Mo na saída do feixe de radiação, 2 mm Al posicionados entre o ponto focal e a câmara de ionização C5, para medidas de feixes de saída, onde também foram realizadas 250 medidas com a câmara de ionização C5, para as diferentes qualidades mamográficas a serem implantadas no Laboratório de Calibração de Instrumentos, variando-se a corrente entre 10 e 30 mA. A **Tabela 4.15** mostra os resultados relativos às medidas para feixes de saída. A **Figura 4.23** mostra a linearidade deste sistema, utilizando-se a filtração de 0,06 mm Mo e 2 mm Al, para feixes de saída.

TABELA 4.15: Teste de linearidade de corrente utilizando a filtração de 0,06 mm Mo na saída do feixe de radiação e 2 mm Al entre a fonte e a câmara de ionização C5.

Tensão (kV)	22,5	25	27,5	30	32,5	35
Corrente (mA)	Taxa de kerma / corrente nominal ($\mu\text{Gy/mAs}$)					
10,0	2,27	2,98	3,72	4,45	5,02	6,54
15,0	2,28	3,04	3,73	4,51	5,21	6,37
20,0	2,30	3,01	3,69	4,36	5,04	6,57
25,0	2,30	3,07	3,76	4,40	5,09	6,81
30,0	2,34	3,06	3,74	4,41	5,08	6,58
Média	$2,298 \pm 0,027$	$3,027 \pm 0,037$	$3,728 \pm 0,026$	$4,426 \pm 0,057$	$5,088 \pm 0,074$	$6,574 \pm 0,157$
Variação %	1,3	1,3	0,8	1,4	1,4	2,4

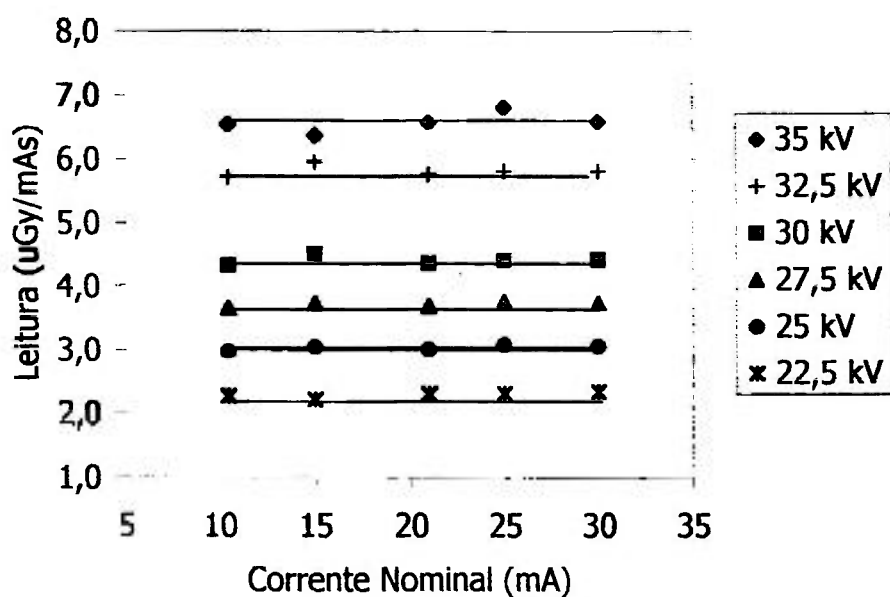


FIGURA 4.23: Teste de linearidade da corrente do sistema de raios X, utilizando a filtração de 0,06 mm Mo na saída do feixe e 2 mm Al entre a fonte e a câmara de ionização C5, simulando feixes de saída.

Cada ponto de medida representa a média de 10 leituras realizadas com a câmara de ionização C5. A maior variação da taxa de exposição para um mesmo valor de tensão foi de 2,4 %, conforme especificado na **Tabela 4.15**, que é bem inferior aos 20 % estabelecidos na legislação ^(8, 9).

Deste modo, todos os valores de corrente testados podem ser utilizados durante as calibrações de instrumentos, por apresentarem boa consistência quanto à linearidade do sistema. Entretanto, pelo teste da variação da tensão em função da corrente nominal, sugere-se a utilização de uma corrente nominal de 30 mA. Como para este teste o uso de uma corrente de 30 mA é adequado, sugere-se que todas as medidas sejam realizadas com a corrente de 30 mA.

4.3.4. Radiação de Fuga

Segundo a legislação nacional ^(8, 9), o limite para a radiação de fuga é 1 mGy/h. Este teste foi realizado com o uso da câmara de ionização C6, específica para testes em nível radioproteção, com uma tensão operacional de 60 kV e corrente de 30 mA. A leitura foi corrigida pelo fator de calibração para 60 kV, feixe padrão nível radioproteção. O valor máximo obtido foi para o posicionamento P2, da **Figura 4.24**.

As **Figuras 4.24 e 4.25** mostram, respectivamente, o esquema e arranjo de medida do sistema de raios X para o teste da radiação de fuga.

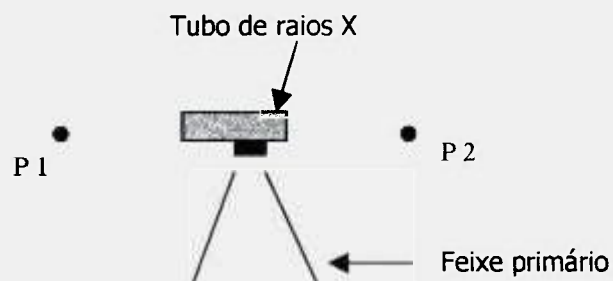


FIGURA 4.24: Esquema das medidas de fuga de radiação do tubo de raios X; os pontos de P1 e P2 distam 1 m do ponto focal e indicam o posicionamento da câmara de ionização C6.

O valor máximo de fuga de radiação em termos de taxa de kerma no ar, obtido para uma distância de 1 metro do tubo de raios X a 90° do feixe primário, corrigido para temperatura e pressão, foi de $(0,445 \pm 0,001)$ mGy/h. Este resultado indica que a blindagem do tubo é adequada, estando a taxa de kerma no ar dentro dos valores estabelecidos na legislação ^(8, 9).

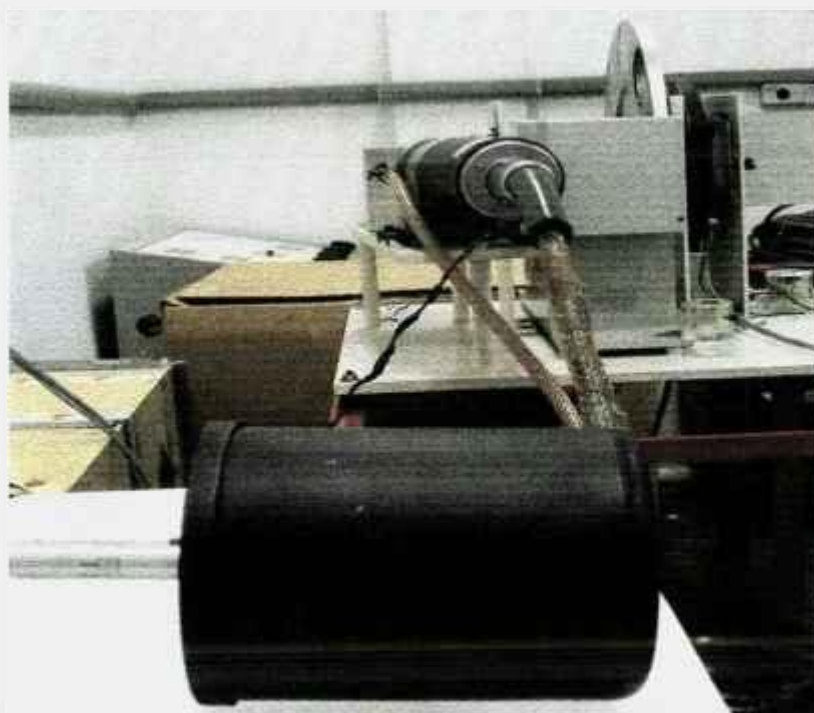


FIGURA 4.25: Arranjo da medida da radiação de fuga do tubo de raios X, com a câmara de ionização C6 (vista em primeiro plano), posicionada em P1.

4.3.5. Homogeneidade do Feixe de Radiação

Neste teste foi utilizada a câmara de ionização C7, devido ao seu pequeno volume ($0,3 \text{ cm}^3$), pois câmaras de ionização com volumes maiores do que 1 cm^3 não são recomendadas para este teste. A câmara foi posicionada inicialmente no centro do feixe, sendo a seguir realizadas outras quatro medidas nas posições indicadas (2 a 5) na **Figura 4.26**, à distância de 6 cm do centro, para abranger as limitações do campo de radiação a 1m do ponto focal.

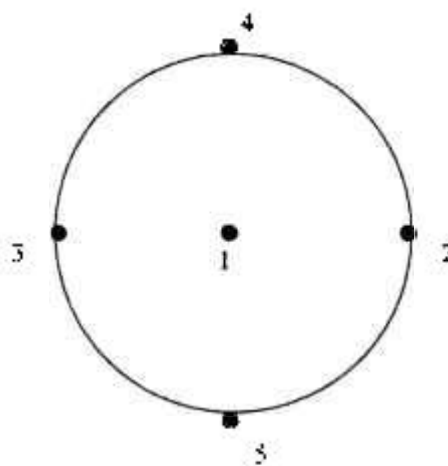


FIGURA 4.26: Esquema do campo de radiação; os pontos de 1 a 5 indicam o posicionamento da câmara de ionização C7, para a verificação da homogeneidade do feixe; os pontos 1 e 2 distam 6 cm entre si.

A **Tabela 4.16** mostra os valores obtidos para o teste de homogeneidade do feixe de radiação de 27,5 kV, 30 mA a 1 m do ponto focal, conforme recomendações da norma IEC 1267 ⁽¹⁶⁾.

TABELA 4.16: Medidas de homogeneidade do feixe de raios X (27,5 kV, 30 mA, 1 m do ponto focal) para os pontos indicados na **Figura 4.26**.

Ponto de medida	Leitura da Câmara de Ionização (ue/min)
1	134,54 ± 0,01
2	131,51 ± 0,01
3	130,45 ± 0,01
4	132,68 ± 0,01
5	130,88 ± 0,01
Variação percentual máxima em relação ao centro do feixe	3 %
Variação máxima permitida na legislação	5 %

Conforme mostrado na **Tabela 4.16**, a variação máxima de resposta da câmara de ionização no campo de radiação a 1 m do ponto focal é de 3 %, e portanto inferior ao limite máximo recomendado, que é de 5 % para o campo de radiação do detector utilizado como instrumento de referência ⁽¹²⁾, que no caso da câmara de ionização C5 é de 4 cm de diâmetro.

4.4. Determinação de Energia Efetiva

As energias efetivas foram determinadas a partir dos valores de camada semi-redutora medidos, com base em tabelas ^(19, 77) que relacionam a energia dos fótons com os coeficientes de atenuação de massa, que por sua vez são determinados a partir dos valores medidos para cada camada semi-redutora.

As **Tabelas 4.17 e 4.18** mostram os valores de camadas semi-redutoras e energias efetivas do Laboratório do CDRH/FDA e os obtidos neste trabalho, para feixes de entrada e de saída, respectivamente. A qualidade de radiação indica o feixe

de radiação e a tensão nominal, sendo RXM20 a qualidade para feixes de radiação X, nível mamografia com 20 kV, e assim por diante. No caso do IPEN as tensões de 23, 28 e 32 kV são na verdade 22,5; 27,5 e 32,5 kV.

Segundo a literatura, o uso de um alvo de tungstênio com uma filtração de molibdênio ocasiona um acréscimo de aproximadamente 15 % no valor da camada semi-redutora ⁽²⁹⁾. Para compensar este acréscimo, a câmara de ionização C5 foi calibrada também com as qualidades, nível mamografia, utilizadas para equipamentos com alvo e filtro de ródio, que fornece valores maiores para energia efetiva do que com alvo e filtro de molibdênio.

TABELA 4.17: Características dos feixes de radiação do IPEN e do CDRH/FDA, para feixes de entrada, nível mamografia.

Alvo/Filtro		IPEN W/0,06 mm Mo		CDRH/FDA Mo/ 0,03 mm Mo		CDRH/FDA Rh/0,03 mm Rh	
Qualidade da Radiação	Tensão (kV)	Camada Semi-Redutora (mmAl)	Energia Efetiva (keV)	Camada Semi-Redutora (mmAl)	Energia Efetiva (keV)	Camada Semi-Redutora (mmAl)	Energia Efetiva (keV)
RXM20	20	0,28	13,6	-	-	-	-
RXM23	22,5	0,32	14,8	-	-	-	-
RXM25	25	0,33	15,1	0,30	14,0	-	-
RXM28	27,5	0,34	15,3	0,33	15,1	-	-
RXM30	30	0,35	15,6	0,35	15,5	0,44	17,2
RXM32	32,5	0,37	16,0	-	-	-	-
RXM35	35	0,38	16,2	0,38	16,3	0,51	18,2

TABELA 4.18: Características dos feixes de radiação do IPEN e do CDRH/FDA, para feixes de saída, nível mamografia.

Alvo/Filtro		IPEN W/0,06 mm Mo		CDRH/FDA Mo/ 0,03 mm Mo		CDRH/FDA Rh/0,03 mm Rh	
Qualidade da Radiação	Tensão (kV)	Camada Semi-Redutora (mmAl)	Energia Efetiva (keV)	Camada Semi-Redutora (mmAl)	Energia Efetiva (keV)	Camada Semi-Redutora (mmAl)	Energia Efetiva (keV)
RXM20x	20	0,52	18,5	-	-	-	-
RXM23x	22,5	0,56	18,7	-	-	-	-
RXM25x	25	0,58	18,8	0,56	18,7	-	-
RXM28x	27,5	0,61	19,0	0,60	19,0	-	-
RXM30x	30	0,67	19,5	0,63	19,3	0,81	20,3
RXM32x	32,5	0,72	19,7	-	-	-	-
RXM35x	35	0,86	21,6	0,85	21,6	0,90	22,4

x – espessura em alumínio (2 mm) para simular a mama e as qualidades de feixes de saída.

As qualidades de radiação que possuem a letra "x" representam as qualidades de feixes de saída, ou seja, são medidas realizadas com a adição de 2 mm Al à filtração de molibdênio, para simular a mama. Os valores de camadas semi-redutoras utilizadas foram as medidas que foram realizadas se utilizando 0,06 mm Mo na saída do feixe de radiação, no caso de feixes de entrada e com filtração adicional de 2 mm Al, no caso de feixes de saída.

No caso das qualidades RXM30x e RXM35x, feixes de saída, que para o sistema IPEN possuem energias efetivas 17 % e 32 % maiores que para o sistema CDRH/FDA, a comparação com os valores do CDRH/FDA pode ser feita com as qualidades implantadas para o ródio que são, respectivamente, 0,81 mm Al e 0,90 mm Al, como visto na **Tabela 4.18**.

A **Figura 4.27** mostra a comparação das energias efetivas fornecidas pelo CDRH/FDA, para alvo e filtração de molibdênio, e das energias efetivas obtidas para o sistema IPEN, com alvo de tungstênio e filtração de molibdênio, para campos padrões nível mamografia, utilizando valores de feixes de entrada e de saída.

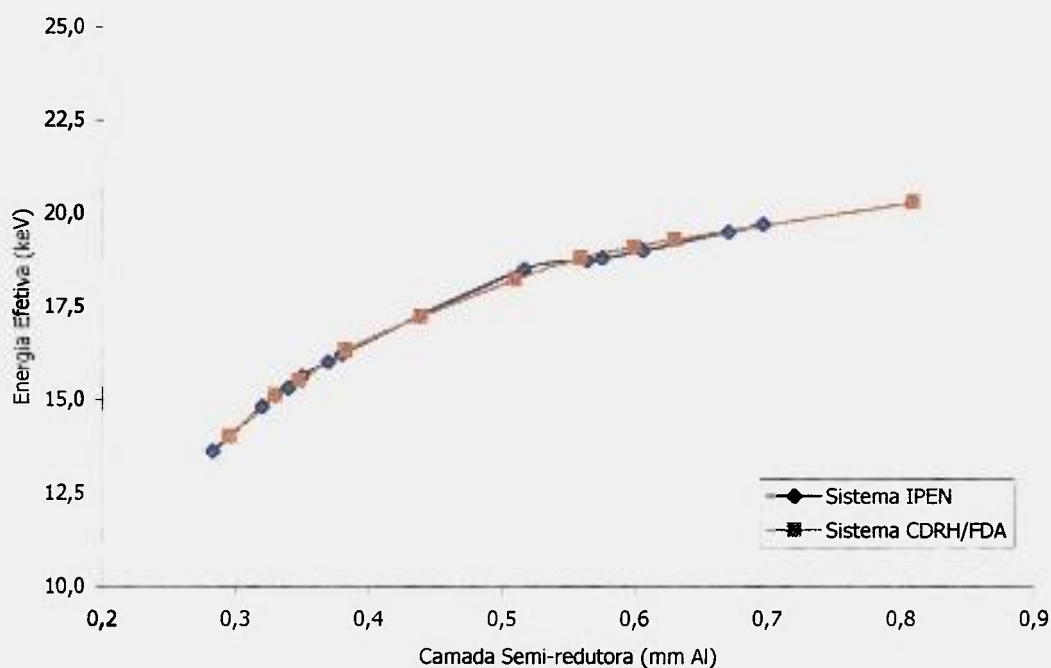


FIGURA 4.27: Comparação entre as energias obtidas nos laboratórios do CDRH/FDA e do IPEN.

Com base nos dados da **Figura 4.27**, pode-se concluir que os valores das energias efetivas obtidos neste trabalho encontram-se dentro dos valores utilizados pelo Laboratório do CDRH/FDA, bem como estão em conformidade com as técnicas mamográficas. Segundo as referências bibliográficas, as energias utilizadas em mamografia estão entre 14 e 22 keV, dependendo da espessura das mamas ^(31, 59).

4.5. Espectrometria dos Feixes de Radiação

Os espectros de radiação de tubos de raios X com alvo de tungstênio, nível radiodiagnóstico convencional foram comparados com os espectros de radiação de tubos de raios X com alvo de tungstênio e filtração de molibdênio, nível mamografia ^(106-108, 112, 113). A comparação entre a variação dos espectros identifica a possibilidade do uso de filtração de molibdênio na saída do feixe de radiação oriundo de um anodo de tungstênio ^(20, 29), para o estabelecimento de campos padrões para um sistema de calibração, nível mamografia.

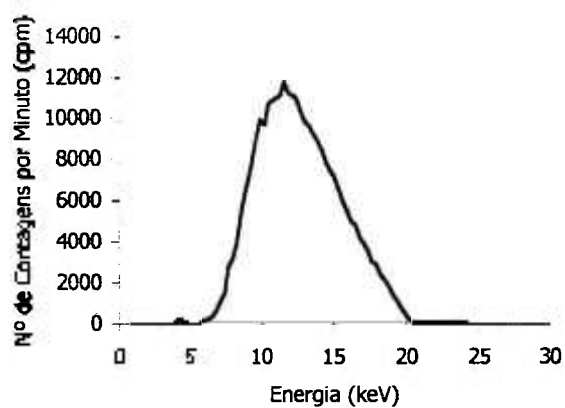
Foi realizada a espectrometria do feixe de radiação, com auxílio do equipamento descrito no item 3.5, distando 4 m do ponto focal para evitar o empilhamento dos dados, conforme recomendado pelo fabricante. Inicialmente o espectrômetro foi calibrado com uma fonte de amerício (²⁴¹Am). O espectro formado por este equipamento apresentou picos característicos da prata e do silício, elementos constituintes do detector. Estes picos foram identificados na calibração com amerício e subtraídos das medidas realizadas com o feixe de raios X.

Foram inicialmente realizadas medidas de espectros do feixe de radiação X utilizando o sistema de raios X com alvo de tungstênio sem a filtração de molibdênio sugerida para o estabelecimento dos campos padrões nível mamografia, mas com a utilização de uma filtração adicional de 2 mmAl ⁽⁸⁾, a 50 cm do ponto focal, conforme especificado para tubos de raios X com alvo de tungstênio. Estes espectros também foram medidos sem a filtração de alumínio para obtenção do espectro de raios X com alvo de tungstênio somente com sua filtração inerente, isto é, sem filtração adicional.

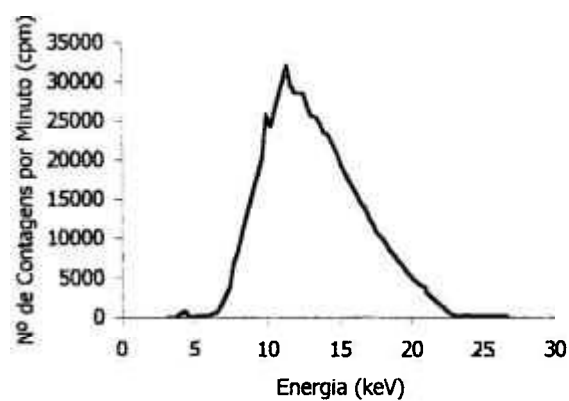
Primeiramente foram realizadas medidas utilizando-se 2, 10 e 20 mA para verificar se o aumento da corrente ocasionaria empilhamento dos pulsos ou se apenas aumentaria a contagem dos fótons sem alterar o espectro final. Como não houve empilhamento com 20 mA, esta corrente nominal foi utilizada em todos os espectros obtidos. Ressalta-se a janela do tubo raios X deste sistema é de 1 mm Be.

Em seguida foi observado se o tempo de contagem influenciava no espectro, mas como o tempo de medição não altera o espectro, os espectros foram obtidos em intervalos de tempo entre 10 e 30 minutos. Não houve necessidade de se reproduzir o mesmo intervalo de tempo de medição, porque o objetivo destas medidas foi identificar os espectros e seus picos de energia, sem a necessidade de reproduzir o mesmo número de contagens em cada caso. Apenas verificou-se, na primeira medida, se o tempo influenciaria a forma do espectro; como após uma hora de medida e acompanhamento do comportamento do espectro apenas constatou-se o acréscimo no número de contagens, o tempo de medida passou a ser uma variável não importante.

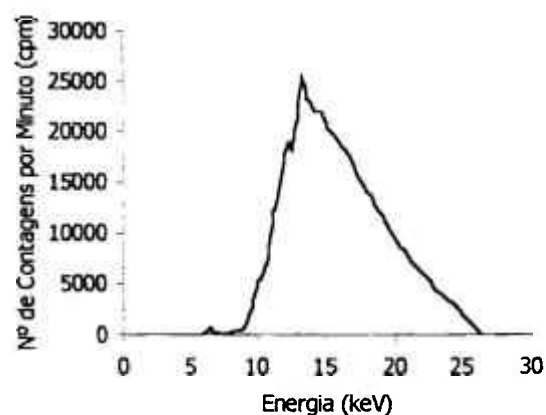
As **Figuras 4.28 e 4.29** mostram os espectros do feixe de radiação X com alvo de tungstênio (W) nas tensões de radiodiagnóstico. As **Figuras 4.30 e 4.31** mostram os espectros dos feixes de radiação X com a utilização da filtração de 2 mm alumínio também para tensões de radiodiagnóstico.



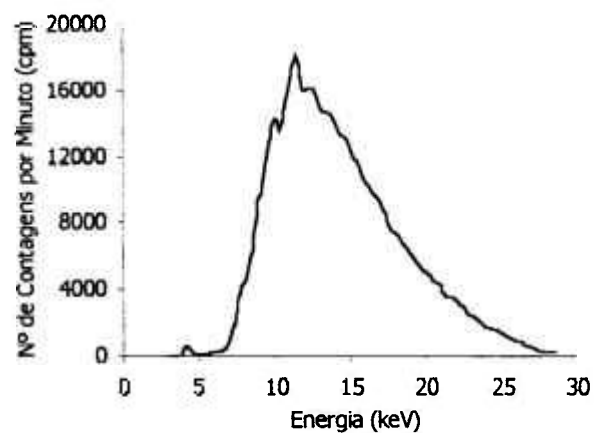
(a)



(b)



(c)



(d)

FIGURA 4.28: Espectros de emissão de raios X, alvo de W, tensões de radiodiagnóstico:

- (a) tensão nominal de 20 kV e tensão de pico medida de 20,51 kV;
- (b) tensão nominal de 22,5 kV e tensão de pico medida de 22,80 kV;
- (c) tensão nominal de 25 kV e tensão de pico medida de 26,14 kV;
- (d) tensão nominal de 27,5 kV e tensão de pico medida de 28,61 kV;

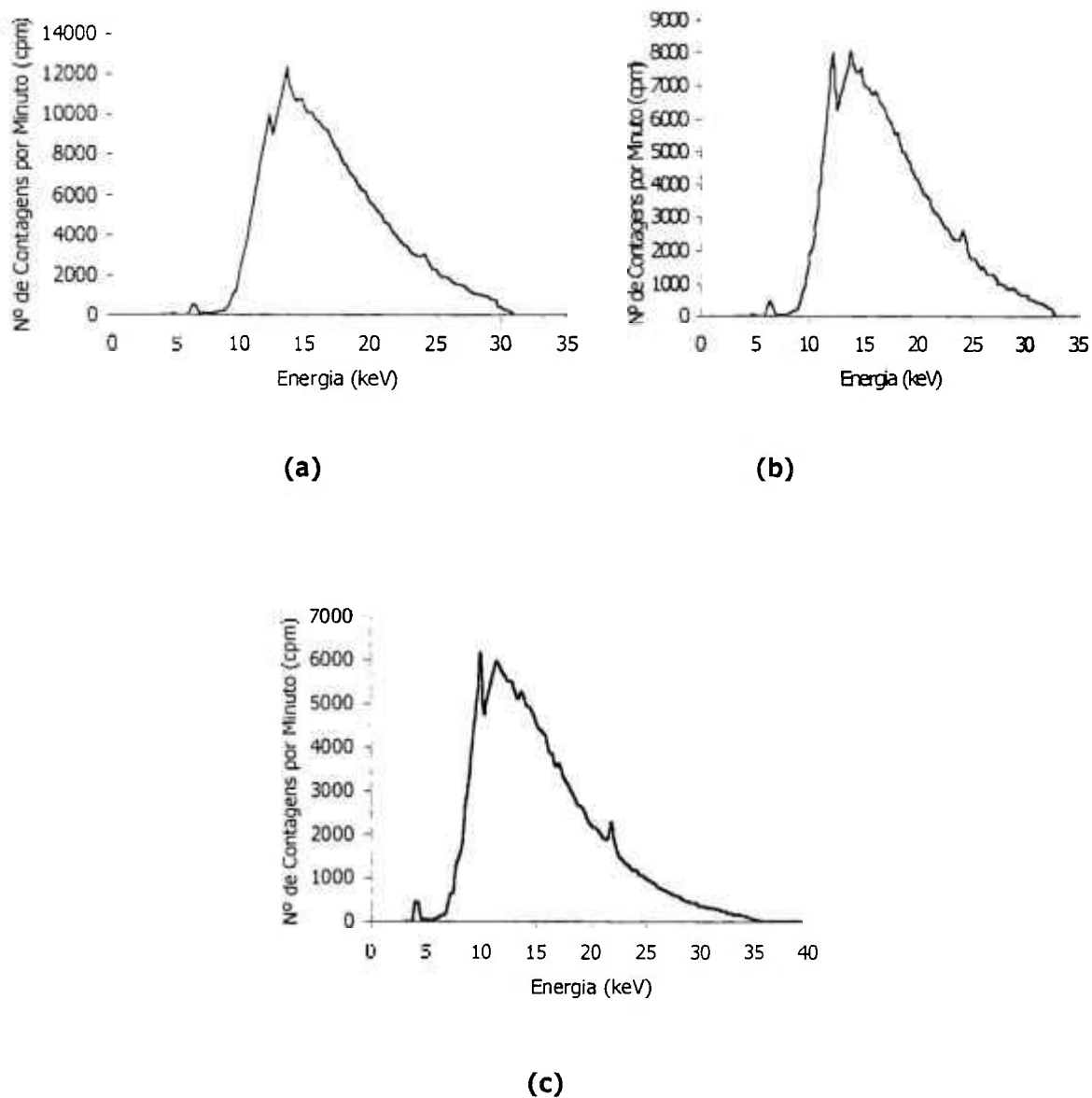
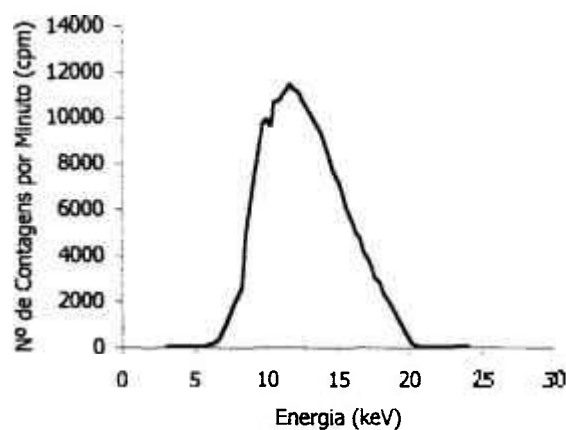
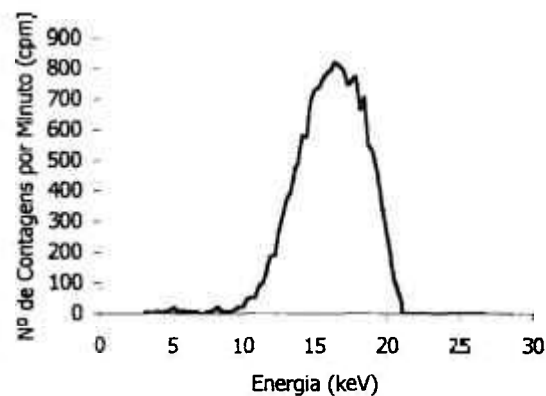


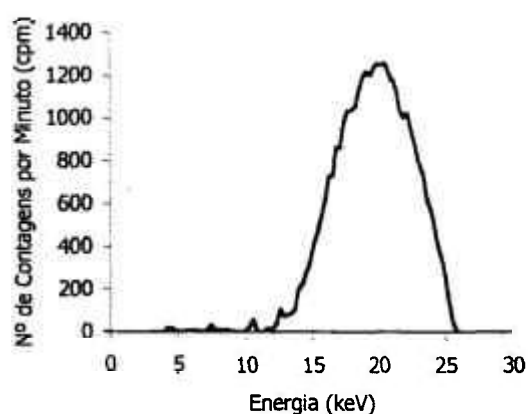
FIGURA 4.29: Espectros de emissão de raios X, alvo de W, tensões de radiodiagnóstico:
(a) tensão nominal de 30 kV e tensão de pico medida de 30,83 kV;
(b) tensão nominal de 32,5 kV e tensão de pico medida de 32,86 kV;
(c) tensão nominal de 35 kV e tensão de pico medida de 35,83 kV.



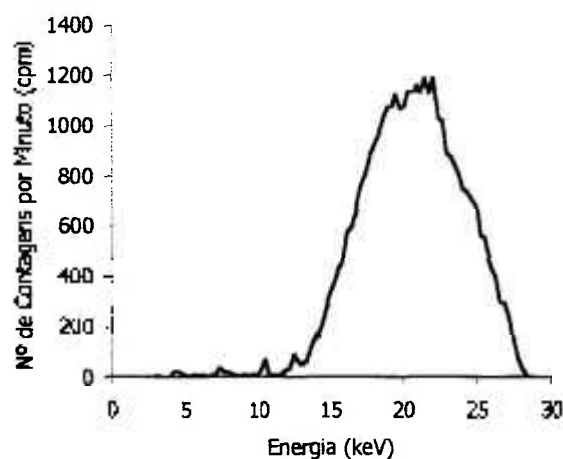
(a)



(b)



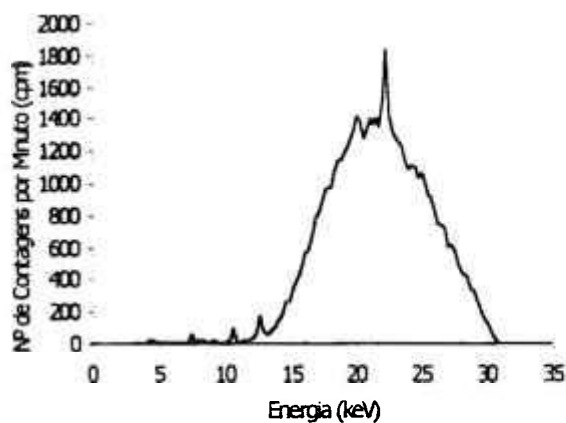
(c)



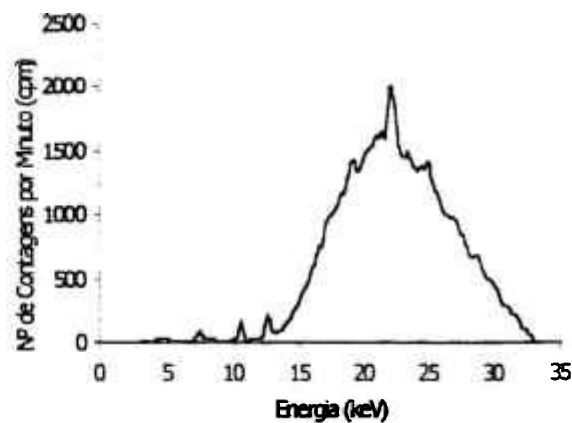
(d)

FIGURA 4.30: Espectros de emissão de raios X, alvo de W, com filtração adicional de 2 mm Al, tensões de radiodiagnóstico:

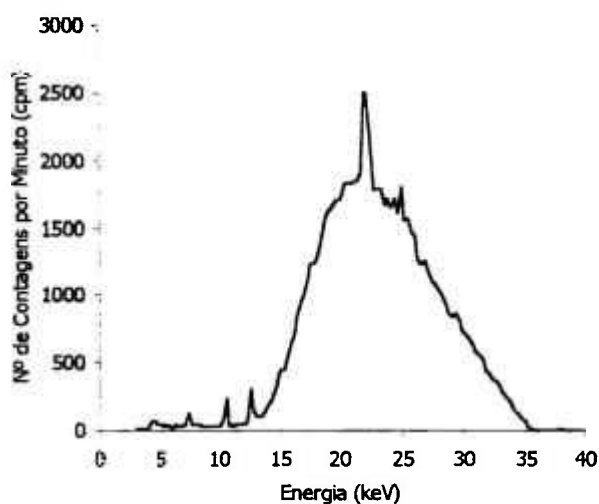
- (a) tensão nominal de 20 kV e tensão de pico medida de 20,81 kV;
- (b) tensão nominal de 22,5 kV e tensão de pico medida de 21,36 kV;
- (c) tensão nominal de 25 kV e tensão de pico medida de 26,35 kV;
- (d) tensão nominal de 27,5 kV e tensão de pico medida de 28,33 kV.



(a)



(b)



(c)

FIGURA 4.31: Espectros de emissão de raios X, alvo de W, com filtração adicional de 2 mm Al, tensões de radiodiagnóstico:
(a) tensão nominal de 30 kV e tensão de pico medida de 30,80 kV;
(b) tensão nominal de 32,5 kV e tensão de pico medida de 33,13 kV;
(c) tensão nominal de 35 kV e tensão de pico medida de 35,29 kV.

As **Tabelas 4.19 e 4.20** mostram os valores máximos de tensão de pico obtidos a partir das **Figuras 4.28 a 4.31**.

TABELA 4.19: Valores máximos de tensão de pico obtidos com auxílio do espectrômetro para as tensões nominais do tubo de raios X com alvo de tungstênio, sem filtração adicional. (**Figuras 4.28 e 4.29**)

Tensão (kV)	Corrente (mA)	Filtração Adicional (mm)	Tensão Medida (kV)
20	20	-	20,51
22,5	20	-	22,80
25	20	-	26,14
27,5	20	-	28,61
30	20	-	30,83
32,5	20	-	32,86
35	20	-	35,83

TABELA 4.20: Valores máximos de tensão de pico obtidos com auxílio do espectrômetro para as tensões nominais do tubo de raios X com alvo de tungstênio e filtração adicional de 2 mm Al. (**Figuras 4.30 e 4.31**)

Tensão (kV)	Corrente (mA)	Filtração Adicional (mm)	Tensão Medida (kV)
20	20	2 Al	20,81
22,5	20	2 Al	21,36
25	20	2 Al	26,35
27,5	20	2 Al	28,33
30	20	2 Al	30,80
32,5	20	2 Al	33,13
35	20	2 Al	35,29

Os valores máximos de tensão de pico indicam que a sua variação em relação às tensões nominais é inferior a 10 %, valor máximo de variação estabelecido pela legislação ^(8, 9) para equipamentos de raios X com alvo de tungstênio.

Posteriormente, foi colocada uma filtração de 0,06 mmMo na saída do feixe de radiação, conforme filtração definida neste trabalho para simular os campos padrões, feixes de entrada, nível mamografia. Como neste trabalho foram avaliados os feixes de saída, nível mamografia, também foram medidos os espectros para estes feixes.

As **Figuras 4.32 e 4.33** mostram os espectros do feixe de radiação X com a utilização da filtração de 0,06 mm de molibdênio, simulando feixes de entrada, nível mamografia. As **Figuras 4.34 e 4.35** mostram os espectros do feixe de radiação X com a utilização da filtração de 0,06 mm de molibdênio e com filtração adicional de 2 mm de alumínio, simulando feixes de saída, nível mamografia.

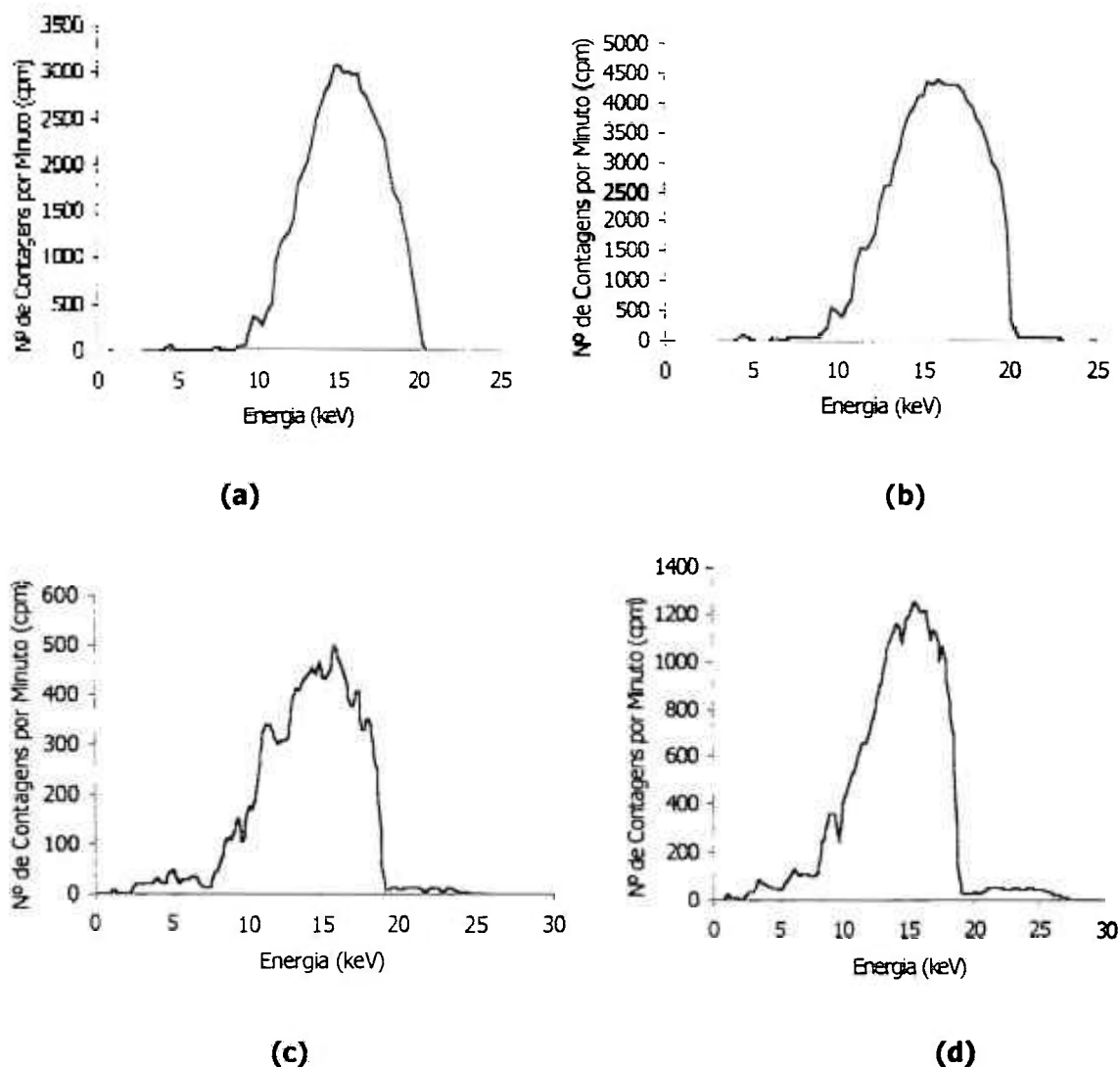
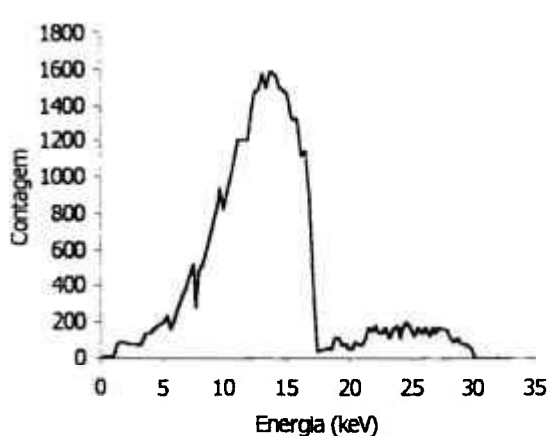
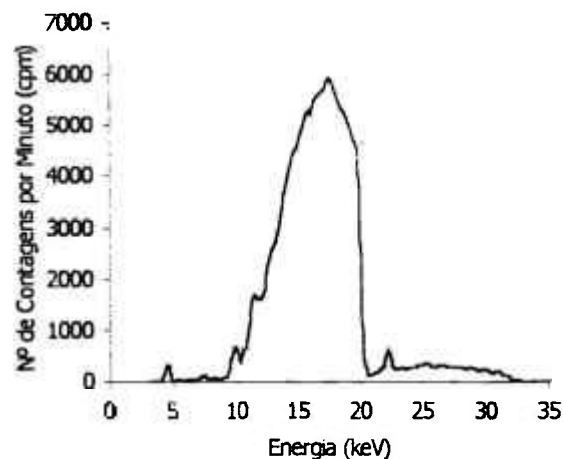


FIGURA 4.32: Espectros de emissão de raios X, alvo de W, com filtração de 0,06 mm Mo na saída do feixe de radiação, simulando feixes de entrada, nível mamografia:

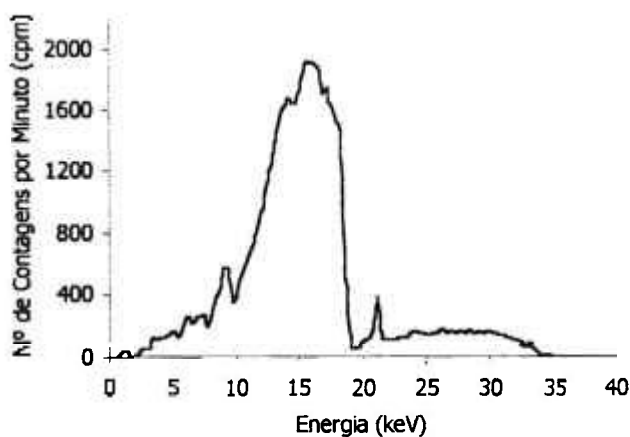
- (a) tensão nominal de 20 kV e tensão de pico medida de 20,23 kV;
- (b) tensão nominal de 22,5 kV e tensão de pico medida de 23,06 kV;
- (c) tensão nominal de 25 kV e tensão de pico medida de 24,65 kV;
- (d) tensão nominal de 27,5 kV e tensão de pico medida de 28,10 kV.



(a)



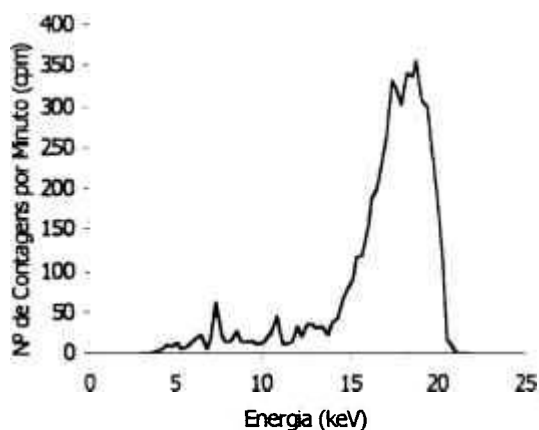
(b)



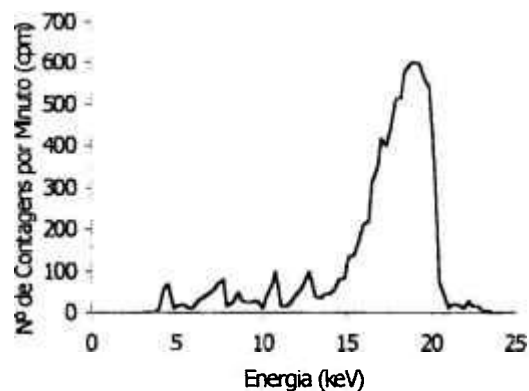
(c)

FIGURA 4.33: Espectros de emissão de raios X, alvo de W, com filtração de 0,06 mm Mo na saída do feixe de radiação, simulando feixes de entrada, nível mamografia:

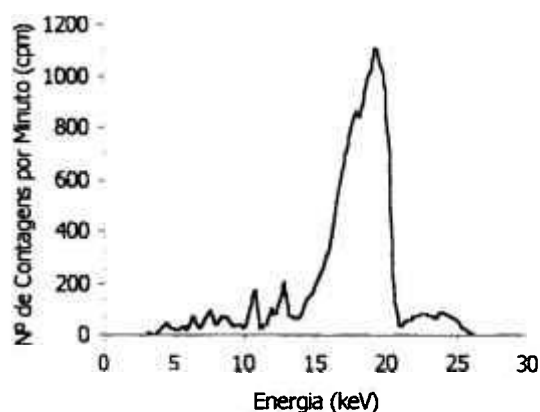
- (a) tensão nominal de 30 kV e tensão de pico medida de 30,00 kV;
- (b) tensão nominal de 32,5 kV e tensão de pico medida de 32,59 kV;
- (c) tensão nominal de 35 kV e tensão de pico medida de 34,28 kV.



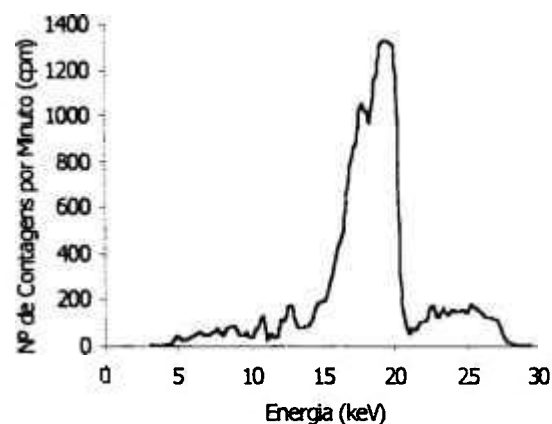
(a)



(b)



(c)



(d)

FIGURA 4.34: Espectros de emissão de raios X, alvo de W, com filtração de 0,06 mm Mo na saída do feixe de radiação, filtração adicional de 2 mm Al, simulando feixes de saída, nível mamografia:

- (a) tensão nominal de 20 kV e tensão de pico medida de 21,00 kV;
- (b) tensão nominal de 22,5 kV e tensão de pico medida de 23,34 kV;
- (c) tensão nominal de 25 kV e tensão de pico medida de 26,14 kV;
- (d) tensão nominal de 27,5 kV e tensão de pico medida de 28,32 kV.

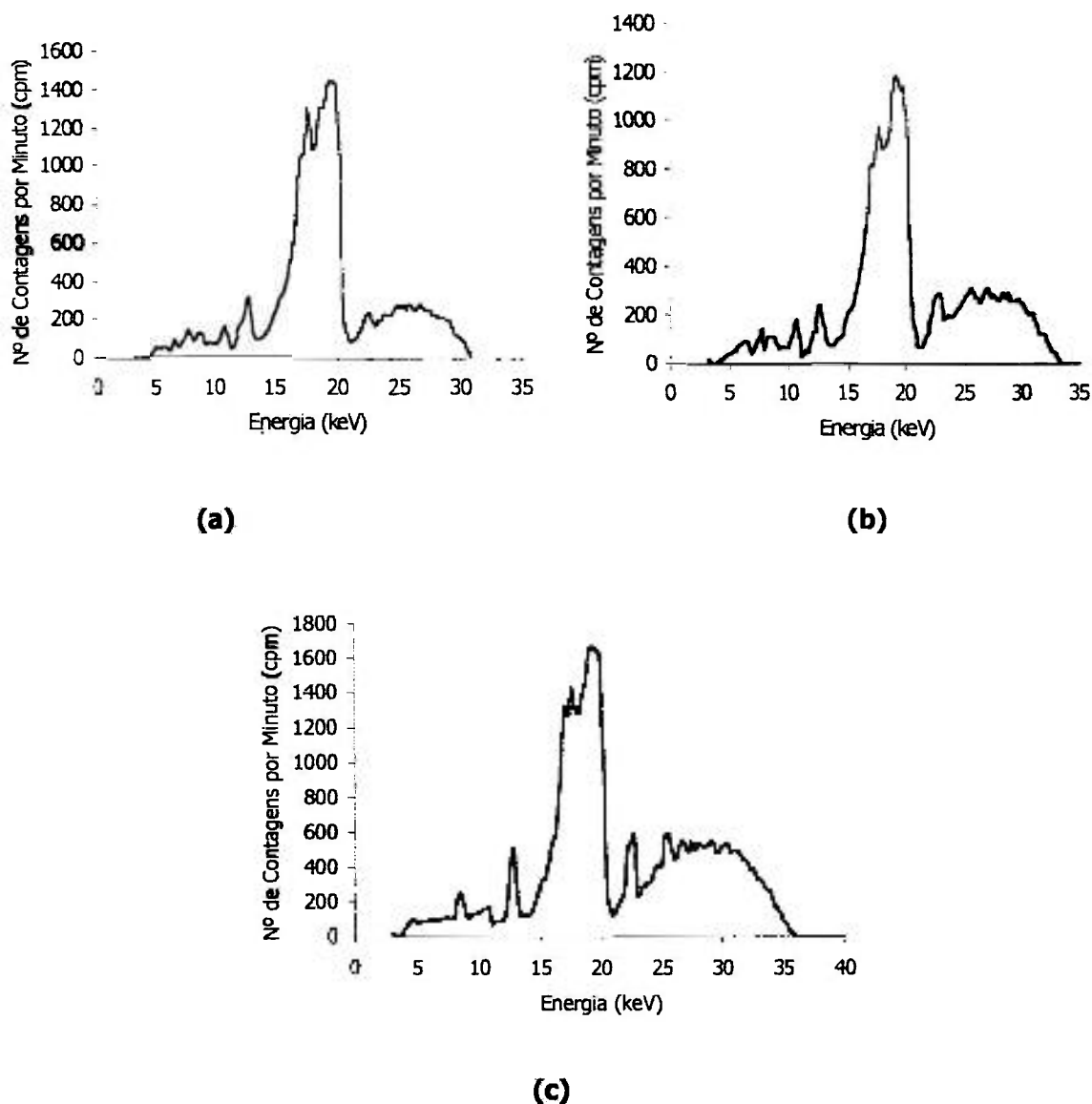


FIGURA 4.35: Espectros de emissão de raios X, alvo de W, com filtração de 0,06 mm Mo na saída do feixe de radiação, filtração adicional de 2 mm Al, simulando feixes de saída, nível mamografia:
(a) tensão nominal de 30 kV e tensão de pico medida de 30,97 kV;
(b) tensão nominal de 32,5 kV e tensão de pico medida de 33,67 kV;
(c) tensão nominal de 35 kV e tensão de pico medida de 36,10 kV.

As **Tabelas 4.21** e **4.22** mostram os valores máximos de tensão de pico obtidos a partir das **Figuras 4.32** e **4.33**, para medidas de feixes de entrada e das **Figuras 4.34** e **4.35**, para medidas de feixes de saída, respectivamente.

TABELA 4.21: Valores máximos de tensão de pico obtidos com auxílio do espectrômetro para as tensões nominais do tubo de raios X com alvo de tungstênio e filtração adicional de molibdênio, feixes de entrada, nível mamografia. (Figuras 4.32 e 4.33)

Tensão (kV)	Corrente (mA)	Filtração Adicional (mm)	Tensão Medida (kV)
20	20	0,06 Mo	20,23
22,5	20	0,06 Mo	23,06
25	20	0,06 Mo	24,65
27,5	20	0,06 Mo	28,10
30	20	0,06 Mo	30,00
32,5	20	0,06 Mo	32,59
35	20	0,06 Mo	34,28

TABELA 4.22: Valores máximos de tensão de pico obtidos com auxílio do espectrômetro para as tensões nominais do tubo de raios X com alvo de tungstênio e filtração adicional de molibdênio e alumínio, feixes de saída, nível mamografia. (Figuras 4.34 e 4.35)

Tensão (kV)	Corrente (mA)	Filtração Adicional (mm)	Tensão Medida (kV)
20	20	0,06 Mo + 2 AL	21,00
22,5	20	0,06 Mo + 2 AL	23,34
25	20	0,06 Mo + 2 AL	26,14
27,5	20	0,06 Mo + 2 AL	28,32
30	20	0,06 Mo + 2 AL	30,97
32,5	20	0,06 Mo + 2 AL	33,67
35	20	0,06 Mo + 2 AL	36,10

Os valores máximos de tensão de pico indicam que a variação em relação às tensões nominais é inferior a 2 kV, valor máximo de variação estabelecido pela legislação ^(8, 9) para equipamentos de raios X, nível mamografia.

Devido à utilização de filtração de molibdênio percebe-se, em todos os espectros, uma queda brusca da intensidade da radiação em torno da energia de 20 keV, tal como ocorre em tubos de raios X com alvos de molibdênio (20, 32, 67, 104-113), comportamento que não se verifica para este mesmo sistema de raios X sem a utilização dos filtros de molibdênio, como pôde ser observado nas **Figuras 4.32 a 4.35**. Este comportamento dos feixes de raios X, ao atravessarem a filtração de molibdênio, pode ser comparado com os espectros da **Figura 2.10**, e identifica a possibilidade de simulação dos feixes de radiação, nível mamografia.

4.6. Calibração de Câmaras de Ionização

4.6.1. Calibração da Câmara de Ionização de Referência C5

Um sistema de calibração consiste de arranjos especiais, campos de radiação e um sistema padrão de referência que estabelece, sob condições especificadas, a relação entre os valores indicados por um instrumento de medição e os valores correspondentes das grandezas estabelecidos por padrões (95, 96, 100 - 104, 115). É necessário, portanto, ter-se um instrumento de referência. No caso do sistema de calibração proposto, nível mamografia, o instrumento de referência é a câmara de ionização C5 com rastreabilidade ao *Center for Devices and Radiological Health, CDRH, Food and Drug Administration, FDA*.

Esta câmara de ionização (C5), mostrada nas **Figuras 3.03 e 4.36**, foi escolhida como padrão para o sistema de raios X em estudo pelas seguintes características:

- é uma câmara de ionização específica para mamografia,
- apresenta boa estabilidade a curto e longo prazos,
- não apresenta fuga de corrente,
- foi recentemente calibrada no Laboratório de Calibração do CDRH/FDA.



FIGURA 4.36: Câmara de ionização de referência C5 conectada ao eletrômetro E1, posicionada no suporte de Lucite com a fonte F2 de ^{90}Sr .

Esta câmara foi calibrada no CDRH/FDA nas qualidades mamográficas para feixes padrões de mamografia provenientes de tubos de raios X com anodo de molibdênio e de ródio como mostrado na **Tabela 4.23** para feixes de entrada e na **Tabela 4.24** para feixes de saída. A calibração foi realizada em julho de 2000. Estes valores foram utilizados como referência na montagem do sistema de calibração proposto. Nestas tabelas também são apresentados os valores de camadas semi-redutoras do Laboratório Padrão Primário dos EUA, *National Institute of Standards and Technology*, NIST, em relação ao qual o Laboratório do FDA mantém a rastreabilidade de seus sistemas padrões. (Vide certificado de Calibração: Anexo 1)

O certificado fornece fatores de calibração em termos de exposição por carga (R/C), pois somente a câmara de ionização foi calibrada no Laboratório do CDRH/FDA nas qualidades mamográficas; o eletrômetro utilizado com esta câmara foi calibrado no Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes, no Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), Rio de Janeiro. (Vide Relatório de Ensaio: Anexo 2)

TABELA 4.23: Parâmetros de feixes de radiação X (feixes de entrada) para a calibração de câmaras de ionização para mamografia, do NIST e CDRH/FDA, EUA ⁽⁴²⁾.

Qualidade da Radiação	Filtração adicional (μm)	NIST CSR (mm Al)	CDRH/FDA CSR (mm Al)
Mo/Mo25	33 Mo	0,304	0,30
Mo/Mo28	33 Mo	0,336	0,33
Mo/Mo30	33 Mo	0,365	0,35
Mo/Mo35	33 Mo	0,398	0,38
Rh/Rh30	29 Rh	0,438	0,44
Rh/Rh35	29 Rh	0,512	0,51

TABELA 4.24: Parâmetros de feixes de radiação X (feixes de saída) para a calibração de câmaras de ionização para mamografia, do NIST e CDRH/FDA, EUA ⁽⁴²⁾.

Qualidade da Radiação	Filtração adicional	NIST CSR (mm Al)	CDRH/FDA CSR (mm Al)
Mo/Mo25x	33 μm Mo + 2 mm Al	0,546	0,56
Mo/Mo28x	33 μm Mo + 2 mm Al	0,584	0,60
Mo/Mo30x	33 μm Mo + 2 mm Al	0,629	0,63
Mo/Mo35x	33 μm Mo + 2 mm Al	0,695	0,85
Rh/Rh30x	29 μm Rh + 2 mm Al	0,814	0,81
Rh/Rh35x	29 μm Rh + 2 mm Al	0,898	0,90

x – espessura em alumínio (2 mm) para simular a mama e as qualidades de feixes de saída.

Como uma aplicação prática deste trabalho, foi realizada a calibração de algumas câmaras de ionização com o sistema proposto, nível mamografia. Este tipo de serviço não era realizado e, portanto, não era oferecido por nenhum laboratório de calibração de instrumentos no Brasil; será oferecido à comunidade pelo Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN, a partir do término do presente trabalho ⁽¹¹⁵⁾. Até então, somente em laboratórios de âmbito internacional as câmaras de ionização específicas para mamografia eram calibradas com qualidades mamográficas, como no caso do FDA, NIST e PTB. As calibrações realizadas em virtude da conclusão deste trabalho são rastreáveis ao FDA, que por sua vez é rastreável ao Laboratório Padrão Primário dos EUA, NIST.

Nas **Tabelas 4.25, 4.26 e 4.27** são apresentados os resultados dos certificados de calibração da câmara de ionização. As **Tabelas 4.25 e 4.26** correspondem às calibrações realizadas com tubo de raios X com alvo de molibdênio e filtração adicional de molibdênio para feixes de entrada e de saída, respectivamente. A **Tabela 4.27** corresponde à calibração realizada com tubo de raios X com alvo de ródio e filtração adicional de ródio, tanto para feixes de entrada como para feixes de saída. A câmara de ionização C5 foi calibrada também para as energias efetivas de tubos de raios X com alvo de ródio por apresentar energias efetivas maiores do que no caso do molibdênio.

Esta preocupação em calibrar a câmara de ionização C5 com energias maiores deve-se ao fato de que o uso de filtros de molibdênio em tubos de raios X com alvo de tungstênio para simular os campos padrões, nível mamografia, apresentam valores de camada semi-redutora um pouco maiores do que quando são utilizados tubos de raios X com alvo de molibdênio. O aumento na camada semi-redutora implica em aumento na energia efetiva, uma vez que as energias efetivas são determinadas com base nos valores de camadas semi-redutoras.

TABELA 4.25: Fatores de calibração de feixes de entrada oriundos de um tubo de raios X com anodo de molibdênio e filtração adicional de 0,33 mm Mo, para a câmara de ionização C5. Calibração realizada no CDRH/FDA.

Qualidade da Radiação	CSR (mm Al)	Fator de Calibração (R/C)
Mo/Mo25	0,30	$5,443 \times 10^8$
Mo/Mo28	0,33	$5,388 \times 10^8$
Mo/Mo30	0,35	$5,373 \times 10^8$
Mo/Mo35	0,38	$5,348 \times 10^8$

TABELA 4.26: Fatores de calibração de feixes de saída oriundos de um tubo de raios X com anodo de molibdênio e filtração adicional de 0,33 mm Mo e 2 mm Al (indicados com a letra x na coluna de qualidade da radiação), para a câmara de ionização C5. Calibração realizada no CDRH/FDA.

Qualidade da Radiação	CSR (mm Al)	Fator de Calibração (R/C)
Mo/Mo25x	0,56	$5,236 \times 10^8$
Mo/Mo28x	0,60	$5,351 \times 10^8$
Mo/Mo30x	0,63	$5,360 \times 10^8$
Mo/Mo35x	0,81	$5,362 \times 10^8$

x – espessura em alumínio (2 mm) para simular a mama e as qualidades de feixes de saída.

TABELA 4.27: Fatores de calibração de feixes de entrada oriundos de um tubo de raios X com anodo de ródio e filtração adicional de 0,29 mm Rh e de feixes de saída com filtração adicional de 2 mm Al (indicado pela letra x na coluna da qualidade de radiação), para a câmara de ionização C5. Calibração realizada no CDRH/FDA.

Qualidade da Radiação	CSR (mm Al)	Fator de Calibração (R/C)
Rh/Rh30	0,44	$5,368 \times 10^8$
Rh/Rh35	0,51	$5,350 \times 10^8$
Rh/Rh30x	0,85	$5,332 \times 10^8$
Rh/Rh35x	0,90	$5,368 \times 10^8$

x – espessura em alumínio (2 mm) para simular a mama e as qualidades de feixes de saída.

Os fatores de calibração fornecidos para a câmara de ionização C5 pelo CDRH/FDA têm 3% de incerteza associada.

A partir do certificado de calibração da câmara de ionização de referência, C5, fornecido pelo Laboratório de Calibração de Instrumentos do CDRH/FDA e do Relatório de Ensaio do eletrômetro E1, cujo valor de calibração determinado foi de 1,8594 nC/R, fornecido pelo Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes, IRD/RJ, foram realizadas as interpolações para os valores de energia efetiva do sistema IPEN.

Os dados foram separados em 3 conjuntos de valores e suas respectivas curvas de calibração para este sistema de referência. As tabelas e as curvas foram diferenciadas para identificar os diferentes grupos de qualidades utilizadas pelo laboratório do CDRH/FDA.

A **Tabela 4.28** mostra os valores determinados dos fatores de calibração da câmara de ionização C5 para as tensões de interesse do sistema IPEN, considerando-se feixes de entrada e tubo de raios X com alvo de molibdênio e filtro de molibdênio no Laboratório CDRH/FDA.

TABELA 4.28: Fatores de calibração, feixes de entrada oriundos de um tubo de raios X com anodo de molibdênio e filtração adicional de 0,33 mm Mo, para a câmara de ionização C5.

Qualidade da Radiação	Tensão Nominal (kV)	CSR (mm Al)	Fator de Calibração (R/u.e.)
Mo/Mo25	25	0,30	1,012
Mo/Mo28	28	0,33	1,002
Mo/Mo30	30	0,35	0,999
Mo/Mo35	35	0,38	0,994

Com base nos dados da **Tabela 4.28** pode-se verificar que os fatores de calibração para estas qualidades da radiação decrescem com o aumento da camada semi-redutora e, portanto, com o aumento da energia efetiva. A **Figura 4.37** mostra a curva para estas qualidades de radiação X, nível mamografia, com base nos valores de camada semi-redutora.

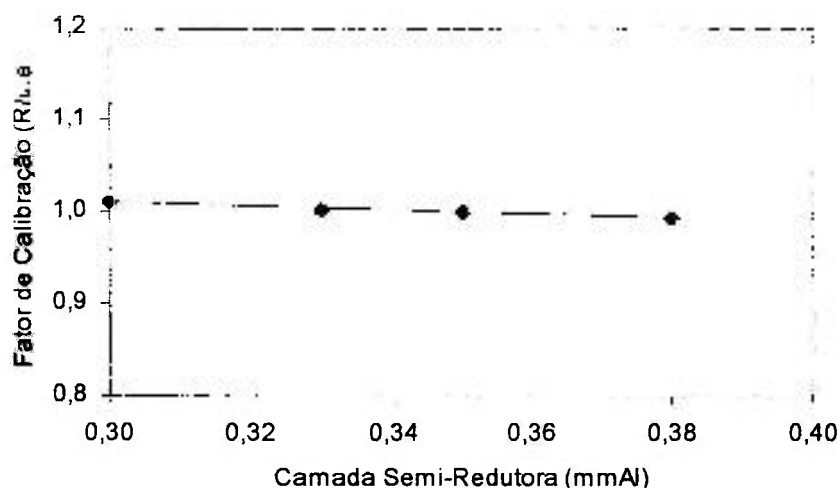


FIGURA 4.37: Curva de calibração da câmara de ionização C5 para qualidade de mamografia, feixes de entrada, com fatores de calibração determinados a partir de um sistema de raios X com alvo de molibdênio e com filtração adicional de 0,33 mm Mo, valores fornecidos pelo Laboratório CDRH/FDA.

A **Tabela 4.29** mostra os valores dos fatores de calibração da câmara de ionização C5 para as energias de interesse do sistema IPEN, considerando-se feixes de saída, onde foi utilizado alvo de molibdênio e filtração de molibdênio e alumínio no Laboratório CDRH/FDA.

TABELA 4.29: Fatores de calibração, feixes de saída oriundos de um tubo de raios X com anodo de molibdênio e filtração adicional de 0,33 mm Mo e 2 mm Al, para a câmara de ionização C5.

Qualidade da Radiação	Tensão Nominal (kV)	CSR (mm Al)	Fator de Calibração (R/u.e.)
Mo/Mo25x	25	0,56	0,973
Mo/Mo28x	28	0,60	0,995
Mo/Mo30x	30	0,63	0,997
Mo/Mo35x	35	0,81	0,997

x – espessura em alumínio (2 mm) para simular a mama e as qualidades de feixes de saída.

Os dados da **Tabela 4.29** mostram um comportamento contrário ao verificado para energias mais baixas, feixes de entrada. Para o caso de feixes de saída verifica-se o acréscimo dos valores de fator de calibração com o aumento da energia.

A **Figura 4.38** mostra a curva para estas qualidades de radiação X, nível mamografia, obtida utilizando-se 2 mm Al entre a fonte de radiação e a câmara de ionização, para medidas de feixes de saída.

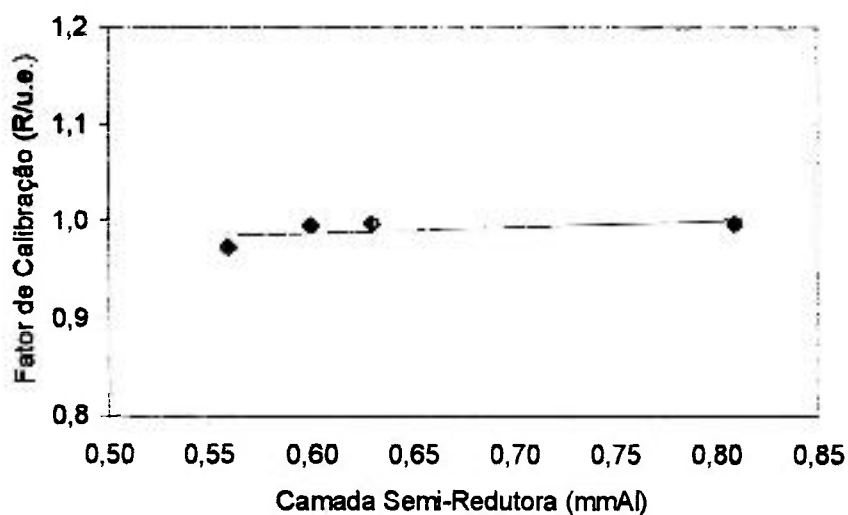


FIGURA 4.38: Curva de calibração da câmara de ionização C5, para qualidade de mamografia, feixes de saída, com fatores de calibração determinados a partir de um sistema de raios X com alvo de molibdênio, filtração de 0,33 mm Mo e de 2 mm Al, valores fornecidos pelo Laboratório CDRH/FDA.

A **Tabela 4.30** mostra os valores dos fatores de calibração da câmara de ionização C5 para as energias de interesse do sistema IPEN, considerando-se feixes de entrada e feixes de saída, onde foi utilizado alvo de ródio e filtro de ródio pelo Laboratório do CDRH/FDA.

TABELA 4.30: Fatores de calibração, feixes de entrada e de saída oriundos de um tubo de raios X com anodo de ródio e filtração adicional de 0,29 mm Rh, sem e com filtração adicional de 2 mm Al, para a câmara de ionização C5.

Qualidade da Radiação	Tensão Nominal (kV)	CSR (mm Al)	Fator de Calibração (R/u.e.)
Rh/Rh30	30	0,44	0,998
Rh/Rh35	35	0,51	0,995
Rh/Rh30x	30	0,85	0,991
Rh/Rh35x	35	0,90	0,998

Os dados referentes à calibração da câmara de ionização C5 permitem que seja realizada a correção do sistema de referência considerando-se a leitura da câmara em função da energia estabelecida. Para esta correção foram feitas duas curvas de calibração para o sistema de referência do IPEN, sendo uma para feixes de entrada e outra para feixes de saída, com base nos valores de camadas semi-redutoras fornecidas pelo CDRH/FDA e as obtidas neste trabalho.

As **Tabelas 4.31 e 4.32** mostram os dados de referência a serem utilizadas no Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN, com os pontos já interpolados a partir dos dados das **Tabelas 4.28 a 4.30**. As **Figuras 4.39 e 4.40** mostram as curvas a serem utilizadas para o sistema de referência do IPEN na calibração de outras câmaras de ionização.

TABELA 4.31: Fatores de calibração, feixes de entrada, para a câmara de ionização C5, nas qualidades de calibração do sistema IPEN.

Qualidade da Radiação	Tensão (kV)	CSR (mm Al)	Fator de Calibração (R/u.e.)
Mo/Mo20	20	0,28	1,014
Mo/Mo23	22,5	0,32	1,006
Mo/Mo25	25	0,33	1,004
Mo/Mo28	27,5	0,34	1,002
Mo/Mo30	30	0,35	0,999
Mo/Mo32	32,5	0,37	0,995
Mo/Mo35	35	0,38	0,993

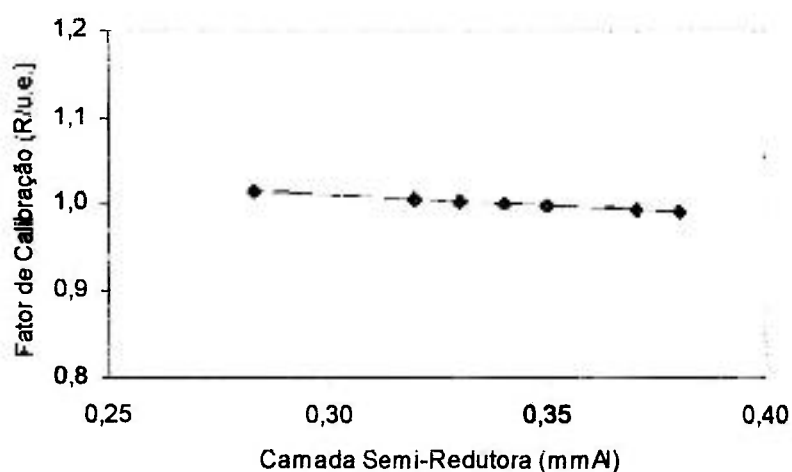


FIGURA 4.39: Curva de calibração de referência para feixes padrões de mamografia, feixes de entrada; valores determinados para a câmara de ionização de referência C5 do Laboratório de Calibração do IPEN.

TABELA 4.32: Fatores de calibração, feixes de saída, para a câmara de ionização C5, nas qualidades de calibração do sistema IPEN.

Qualidade da Radiação	Tensão (kV)	CSR (mm Al)	Fator de Calibração (R/u.e.)
Mo/Mo20x	20	0,52	0,983
Mo/Mo23x	22,5	0,56	0,986
Mo/Mo25x	25	0,58	0,986
Mo/Mo28x	27,5	0,61	0,988
Mo/Mo30x	30	0,67	0,991
Rh/Rh32x	32,5	0,72	0,995
Rh/Rh35x	35	0,85	0,995

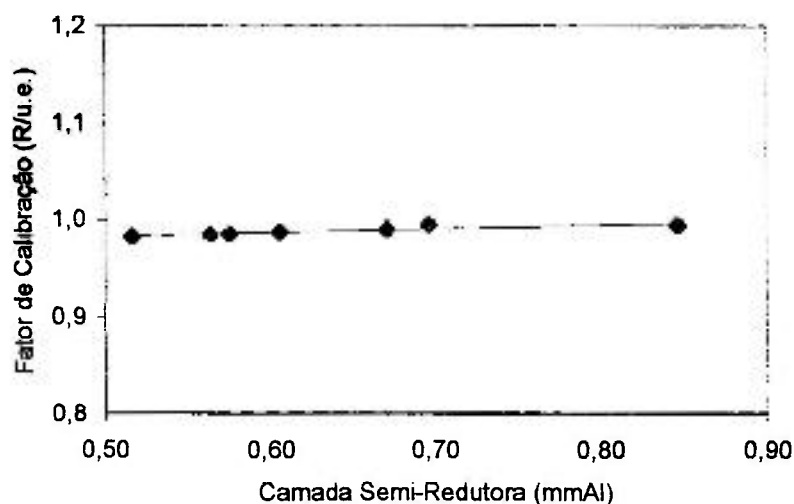


FIGURA 4.40: Curva de calibração de referência para feixes padrões de mamografia, feixes de saída; valores determinados para a câmara de ionização de referência C5 do Laboratório de Calibração do IPEN.

Os valores obtidos nas **Tabelas 4.31 e 4.32** foram interpolados a partir dos dados do certificado de calibração fornecido pelo Laboratório de Calibração de Instrumentos do CDRH/FDA para obtenção dos fatores de calibração para as energias

do sistema IPEN. As **Figuras 4.39 e 4.40** mostram as curvas referentes a esta interpolação numérica. A partir desta interpolação foram obtidos os valores para a câmara de ionização C5 ser a câmara de ionização utilizada como referência para as calibrações, nível mamografia.

4.6.2. Medidas de Taxa de Kerma no Ar

As taxas de kerma no ar foram determinadas utilizando-se os fatores de calibração fornecidos pelo laboratório do CDRH/FDA e transferindo-os para a câmara de referência C5. Os fatores de calibração fornecidos pelo CDRH/FDA estão apresentados no certificado de calibração da câmara de ionização (Anexo 1), e nas **Tabelas 4.28, 4.29 e 4.30**.

Todas as medidas foram realizadas posicionando-se a câmara de ionização de referência C5 no centro do feixe de radiação, a 1 metro de distância do ponto focal do tubo de raios X. As **Tabelas 4.33 e Tabela 4.34** mostram os valores de taxa de kerma no ar obtidos para feixes de entrada e de saída, respectivamente.

A qualidade de radiação indica o feixe de radiação e a tensão nominal, sendo RXM20 a qualidade para feixes de radiação X, nível mamografia com 20 kV, e assim por diante. No caso do IPEN as tensões de 23, 28 e 32 kV são na verdade 22,5; 27,5 e 32,5 kV.

As qualidades para feixes de entrada representam energias efetivas entre 13 e 16 keV. Como para as medidas de feixe de saída são adicionados 2 mm Al, os valores das camadas semi-redutoras aumentam, fazendo com que as energias efetivas sejam maiores (entre 18 e 23 keV).

TABELA 4.33: Taxas de kerma no ar para feixes de entrada, nível mamografia, com filtração adicional de 0,06 mm Mo, determinadas com a câmara de ionização de referência C5, para corrente de 30 mA.

Qualidade da Radiação	Tensão do Tubo (kV)	Camada Semi-Redutora (mm Al)	Energia Efetiva (keV)	Taxa de Kerma no Ar (mGy/min)
RXM20	20	0,28	13,6	12,87
RXM23	22,5	0,32	14,8	18,50
RXM25	25	0,33	15,1	23,64
RXM28	27,5	0,34	15,3	28,66
RXM30	30	0,35	15,6	33,68
RXM32	32,5	0,37	16,0	38,76
RXM35	35	0,38	16,2	43,89

TABELA 4.34: Taxas de kerma no ar para feixes de saída, nível mamografia, com filtração adicional de 0,06 mm Mo e 2 mm Al, determinadas com a câmara de ionização de referência C5, para corrente de 30 mA.

Qualidade da Radiação	Tensão do Tubo (kV)	Camada Semi-Redutora (mmAl)	Energia Efetiva (keV)	Taxa de Kerma no Ar (mGy/min)
RXM20x	20	0,52	18,5	0,45
RXM23x	22,5	0,56	18,7	0,82
RXM25x	25	0,58	18,8	1,18
RXM28x	27,5	0,61	19,0	1,60
RXM30x	30	0,67	19,5	2,16
RXM32x	32,5	0,72	19,7	2,87
RXM35x	35	0,85	21,6	3,72

Como a corrente nominal foi a mesma para todas as medidas, verifica-se um aumento dos valores de taxa de kerma no ar para o aumento dos valores de tensão nominal do sistema de raios X. Os valores de taxa de kerma no ar para os feixes de saída são menores que os valores de feixes de entrada, pois para as medidas de feixe de saída são adicionados 2 mm Al, que aumentam a atenuação da radiação.

4.6.3. Calibração de Câmaras de Ionização Específicas e não Específicas para Mamografia

Foram determinados os fatores de calibrações das câmaras de ionização com características diferentes nas qualidades mamográficas. Para estas medidas foram consideradas as câmaras de ionização C1, C3, C4, C5, C7 e C8, com certificados de calibração para radiodiagnóstico (câmaras de ionização C1 e C8, de placas paralelas) e para radioterapia (câmaras de ionização C3, C4, C5 e C7, sendo duas do tipo dedal e duas de placas paralelas). A câmara de ionização C2 tem certificado de calibração somente para energias superiores a 33 keV. A câmara de ionização C6 tem dimensões maiores do que as dimensões do campo de radiação estabelecido para calibração, nível mamografia, não tendo sido projetada para ser utilizada nestes feixes, pois é específica para radioproteção. Por isso as câmaras de ionização C2 e C6 não foram calibradas neste caso.

A **Tabela 4.35** mostra os fatores de calibração para cada caso, corrigidos por interpolação para as energias utilizadas em mamografia. Os certificados de calibração utilizados para obtenção destes dados são datados entre 1999 e 2000. As medidas foram todas realizadas em 2000.

TABELA 4.35: Fatores de calibração fornecidos pelos certificados das câmaras de ionização, níveis radiodiagnóstico (C1 e C8) e radioterapia (C3, C4, C5 e C7), com interpolação para os valores de energia, feixes de entrada, nível mamografia.

Parâmetros Operacionais			Fator de Calibração (mR/u.e.)					
Qualidade da Radiação	CSR (mmAl)	Energia Efetiva (keV)	C1	C3	C4	C5	C7	C8
RXM20	0,28	13,6	1,235	0,983	1,009	0,900	0,933	1,071
RXM23	0,32	14,8	1,227	0,954	0,971	0,904	0,928	1,068
RXM25	0,33	15,1	1,225	0,947	0,962	0,905	0,927	1,067
RXM28	0,34	15,3	1,224	0,942	0,955	0,905	0,926	1,066
RXM30	0,35	15,6	1,222	0,936	0,948	0,906	0,925	1,065
RXM32	0,37	16,0	1,219	0,935	0,946	0,909	0,924	1,064
RXM35	0,38	16,2	1,218	0,934	0,944	0,910	0,923	1,064

Os fatores de calibração das câmaras de ionização para radiodiagnóstico e radioterapia apresentam decréscimo nos seus valores em função do aumento da energia do feixe de radiação, exceto no caso da câmara de ionização C5, devido a sua dependência energética e por ela ser específica para mamografia.

Tabela 4.36: Fatores de calibração fornecidos pelos certificados das câmaras de ionização, níveis radiodiagnóstico (C1 e C8) e radioterapia (C3, C4, C5 e C7), com interpolação para os valores de energia, feixes de saída, nível mamografia.

Parâmetros Operacionais			Fator de Calibração (mR/u.e.)					
Qualidade da Radiação	CSR (mmAl)	Energia Efetiva (keV)	C1	C3	C4	C5	C7	C8
RXM20x	0,52	18,5	1,203	0,925	0,930	0,925	0,921	1,057
RXM23x	0,56	18,7	1,202	0,924	0,929	0,926	0,920	1,057
RXM25x	0,58	18,8	1,201	0,923	0,927	0,927	0,919	1,056
RXM28x	0,61	19,0	1,198	0,921	0,925	0,930	0,918	1,055
RXM30x	0,67	19,5	1,194	0,919	0,921	0,934	0,916	1,053
RXM32x	0,70	19,7	1,186	0,914	0,913	0,942	0,912	1,050
RXM35x	0,86	21,6	1,174	0,906	0,901	0,954	0,906	1,045

Os fatores de calibração das câmaras de ionização para radiodiagnóstico e radioterapia apresentam decréscimo nos seus valores em função do aumento da energia do feixe de radiação, exceto no caso da câmara de ionização C5, devido a sua dependência energética e por ela ser específica para mamografia.

As câmaras de ionização C5 e C8 também possuem certificados de calibração para feixes de mamografia. Os dados da câmara C5 foram fornecidos nas **Tabelas 4.28 a 4.30**. Os dados das **Tabelas 4.28 a 4.30** foram utilizados para as correções das medidas realizadas com a câmara de ionização C5. A **Tabela 4.37** mostra os dados do certificado de calibração da câmara de ionização C8 para feixes de mamografia.

Tabela 4.37: Fatores de calibração fornecidos pelo certificado da câmara de ionização C8, nível mamografia.

Parâmetros Operacionais				Parâmetros Operacionais			
Qualidade da Radiação	CSR (mmAl)	Energia Efetiva (keV)	Fator de Calibração (mR/u.e.)	Qualidade da Radiação	CSR (mmAl)	Energia Efetiva (keV)	Fator de Calibração (mR/u.e.)
RXM20	0,28	13,6	1,066	RXM20x	0,52	18,5	0,968
RXM23	0,32	14,8	1,036	RXM23x	0,56	18,7	0,976
RXM25	0,33	15,1	1,028	RXM25x	0,58	18,8	0,990
RXM28	0,34	15,3	1,023	RXM28x	0,61	19,0	1,003
RXM30	0,35	15,6	1,021	RXM30x	0,67	19,5	1,010
RXM32	0,37	16,0	1,014	RXM32x	0,70	19,7	1,024
RXM35	0,38	16,2	1,011	RXM35x	0,86	21,6	1,044

Quanto aos fatores de calibração da câmara de ionização C8 para mamografia, verifica-se que para os feixes de entrada há decréscimo dos seus valores com o aumento da energia efetiva do feixe de radiação, e para feixes de saída verifica-se um acréscimo destes valores como ocorrido para a câmara de ionização C5, mostrado nas **Tabelas 4.28 a 4.30**. Os valores mostrados na **Tabela 4.37** são apenas para identificar e comparar o comportamento da câmara de ionização C8, específica para mamografia, pois estes valores são do certificado emitido em 1994, estando portanto, necessitando de nova calibração esta câmara de ionização. Os valores para radiodiagnóstico (**Tabela 4.35 e 4.36**) são referentes aos certificados emitidos no ano de 1999.

As câmaras de C1 a C8 (exceto a câmara de ionização C6) foram calibradas nos feixes de raios X, nível mamografia, estabelecidos neste trabalho, como aplicação prática do procedimento de calibração. Além destas câmaras, foi realizada a calibração de uma câmara de ionização CM específica para mamografia, também da

Radcal Corporation, igual à câmara de ionização C5, porém com outro número de série, para verificar o comportamento dos fatores de calibração de duas câmaras de ionização idênticas.

Para a determinação dos fatores de calibração das câmaras de ionização sob teste, inicialmente foi determinada a medida corrigida da câmara de ionização de referência C5 (medida multiplicada pelo respectivo fator de calibração fornecido pelo Laboratório do CDRH/FDA). Em seguida foram posicionadas as demais câmaras de ionização no feixe de radiação, sempre tomando-se 10 medidas com cada câmara de ionização e para cada qualidade de radiação; posteriormente foi realizada nova medida com a câmara de ionização C5 (calibração das câmaras de ionização pelo método da substituição). O fator de correção de cada câmara de ionização sob teste foi dado pela razão entre o valor da medida da câmara de ionização C5 (referência) e o valor da medida realizada com a câmara de ionização sob teste. A incerteza associada máxima neste caso foi de 3,2 %.

As **Tabelas 4.38 e 4.39** mostram os fatores de calibração das câmaras de ionização C1, C2, C3, C4, C7, C8 e CM, para feixes de entrada e de saída, respectivamente.

TABELA 4.38: Fatores de calibração para feixes de radiação X de entrada, nível mamografia, com filtração adicional de 0,06 mm Mo, para diversas câmaras de ionização.

Qualidade da Radiação	Parâmetros Operacionais		Fator de Calibração (mR/u.e.)						
	CSR (mmAl)	Energia Efetiva (keV)	C1	C2	C3	C4	C7	C8	CM
RXM20	0,28	13,6	1,282	1,263	1,070	1,064	1,010	1,022	1,051
RXM23	0,32	14,8	1,241	1,227	1,050	1,043	0,995	1,019	1,037
RXM25	0,33	15,1	1,229	1,218	1,042	1,038	0,991	1,017	1,033
RXM28	0,34	15,3	1,222	1,212	1,040	1,035	0,989	1,015	1,031
RXM30	0,35	15,6	1,213	1,203	1,032	1,032	0,985	1,012	1,027
RXM32	0,37	16,0	1,203	1,187	1,027	1,026	0,980	1,008	1,021
RXM35	0,38	16,2	1,193	1,180	1,023	1,020	0,978	1,007	1,019

TABELA 4.39: Fatores de calibração para feixes de radiação X de saída, nível mamografia, com filtração adicional de 0,06 mm Mo e 2 mm Al, para diversas câmaras de ionização.

Qualidade da Radiação	Parâmetros Operacionais		Fator de Calibração (mR/u.e.)						
	CSR (mmAl)	Energia Efetiva (keV)	C1	C2	C3	C4	C7	C8	CM
RXM20x	0,52	18,5	1,130	1,115	0,993	0,987	0,915	0,984	0,923
RXM23x	0,56	18,7	1,104	1,100	0,978	0,978	0,914	0,986	0,946
RXM25x	0,58	18,8	1,093	1,089	0,976	0,969	0,912	0,987	0,956
RXM28x	0,61	19,0	1,083	1,080	0,974	0,968	0,911	0,990	0,986
RXM30x	0,67	19,5	1,078	1,077	0,970	0,955	0,909	0,995	1,011
RXM32x	0,70	19,7	1,077	1,074	0,961	0,953	0,906	0,995	1,020
RXM35x	0,86	21,6	1,058	1,057	0,948	0,948	0,905	0,998	1,036

Comparando-se os resultados obtidos para os fatores de calibração das **Tabelas 4.35 a 4.39**, verifica-se que as câmaras de ionização que não são específicas para mamografia, apesar de calibradas em feixes padrões para mamografia, não apresentam o comportamento esperado para sua utilização neste tipo de feixes de radiação X. Além deste fato, as variações percentuais entre os fatores de calibração chegam a 14,5 %. Variações superiores a 10 % são inaceitáveis por causarem uma variação superior a 10 % nas medidas de dose ^(48, 54, 116-118). A recomendação para a variação máxima entre fatores de calibração é que não seja superior a 7,5 % ^(48, 54, 59, 84).

Verifica-se também que as câmaras de ionização específicas para mamografia, como no caso das câmaras C8 e CM, apresentam o comportamento esperado para as qualidades de mamografia. Comparando-se as câmaras de ionização de referência C5 e a câmara de ionização CM, idênticas, os seus fatores de calibração também seguem o comportamento esperado, ou seja, apresentam decréscimo de seus valores para feixes de entrada e acréscimo para feixes de saída, em função da energia da radiação. A variação percentual máxima entre as respostas das câmaras de ionização C5 e CM foi de apenas 3,5 % e 6,1 %, para 20 kV, feixes de entrada e saída, respectivamente.

Portanto, conclui-se que não é recomendado, em procedimentos de dosimetria com feixes de mamografia, o uso de câmaras de ionização que não sejam calibradas em feixes específicos para sua utilização.

Este fato comprova a necessidade da implantação do sistema de calibração específico para mamografia, visto que seu espectro difere significativamente dos feixes de radioterapia, radiodiagnóstico e radioproteção, transferindo esta diferença aos fatores de calibração, embora sejam considerados os mesmos valores de camada semi-redutora e, portanto, os mesmos valores de energia efetiva. Esta diferença nos

fatores de calibração implica em erros significativos das medidas em mamografia e conclusões errôneas das doses absorvidas.

As diferentes medidas nos fatores de calibração ocasionam diferenças nas medidas de dose absorvida e, portanto, nos cálculos de dose glandular média, podendo comprometer o programa de controle de qualidade ^(110, 116-118).

4.7. Estabelecimento de um Sistema Tandem

As câmaras de ionização C9 e C10 foram estudadas quanto à possibilidade de formação de um sistema Tandem. Possuem o volume ativo de 6 cm³ (que é bem adequado para medidas em feixes de radiologia diagnóstica), são de placas paralelas e têm eletrodos coletores de materiais diferentes (alumínio e grafite), para causar dependências energéticas diferentes de suas respostas.

4.7.1. Controle de Qualidade das Câmaras de Ionização

Para o controle de qualidade das câmaras C9 e C10 foi elaborado um suporte específico, dimensionado exclusivamente para estas câmaras, de Lucite, como mostrado na **Figura 4.41**, adequado para o posicionamento reprodutível da fonte de controle de ⁹⁰Sr em relação a cada uma das câmaras C9 e C10.

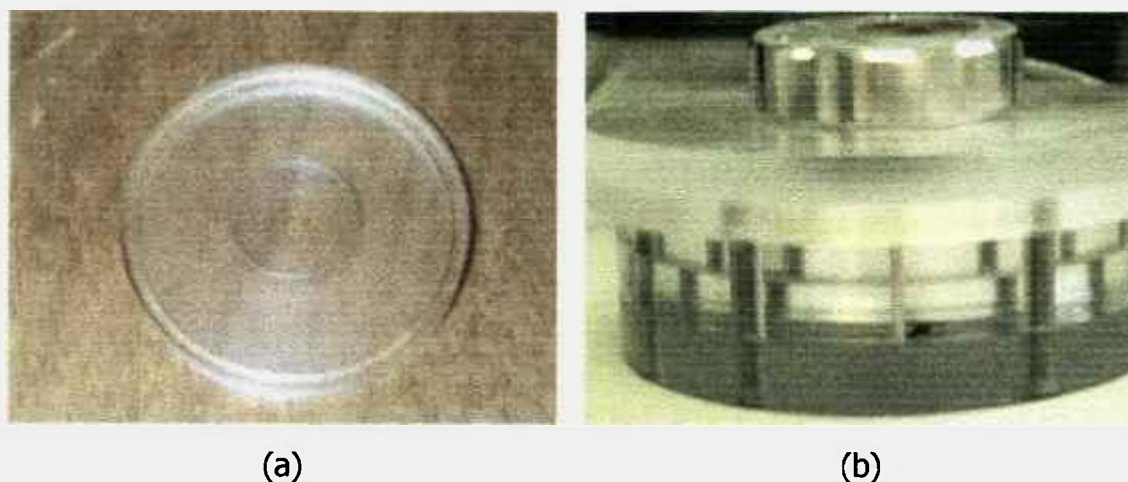


FIGURA 4.41: a) Suporte de Lucite para o teste de repetibilidade das câmaras C9 e C10 e b) Suporte posicionado sobre a câmara de ionização e sob a fonte de controle de ^{90}Sr .

A **Tabela 4.40** mostra a variação dos valores obtidos ao longo do ano de 2000, para os testes de repetibilidade, reprodutibilidade e fuga de corrente das câmaras de ionização C9 e C10. A **Figura 4.42** mostra a variação da resposta das câmaras de ionização C9 e C10.

Tabela 4.40: Resultados dos testes de repetibilidade, reprodutibilidade e fuga de corrente das câmaras de ionização C9 e C10, ao longo do ano de 2000.

Câmara de Ionização	Teste de Repetibilidade Variação da Resposta (%)	Teste de Reprodutibilidade Variação da Resposta (%)	Fuga de Corrente (%)
C9	< 0,1	0,7	0,07
C10	< 0,1	2,0	0,5

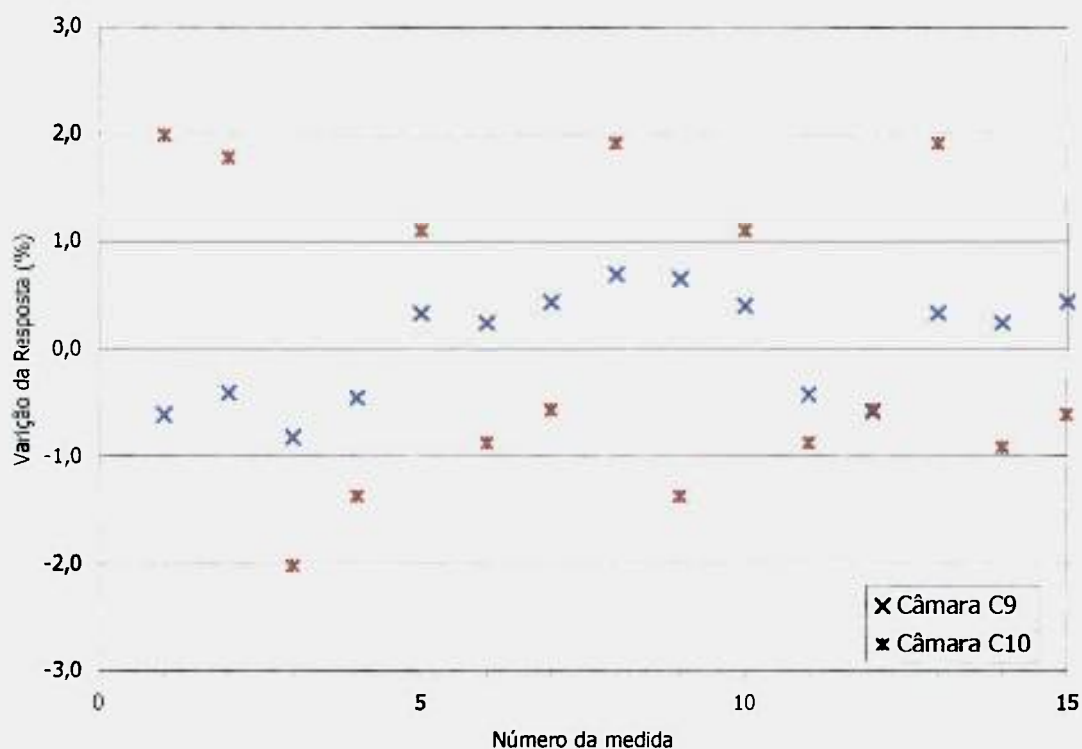


FIGURA 4.42: Estabilidade a longo prazo da resposta das câmaras de ionização de placas paralelas C9 e C10, ao longo do ano de 2000.

Neste caso, como estas câmaras de ionização não são instrumentos de referência e sim instrumentos de campo, a variação de 2 % em um ano é satisfatória, atendendo às recomendações internacionais ⁽¹²⁾.

4.7.2. Calibração das Câmaras de Ionização, Nível Mamografia

As câmaras de ionização C9 e C10 foram calibradas nos feixes de radiação com qualidades mamográficas, no sistema estabelecido neste trabalho. As medidas realizadas com o eletrômetro foram feitas em nC/min, sendo os fatores de calibração das câmaras de ionização determinados em mR/nC.

As **Tabelas 4.41 e 4.42** mostram os fatores de calibração das câmaras de ionização C9 e C10, para feixes de entrada e de saída, respectivamente. A incerteza máxima associada aos fatores de calibração das câmaras é de 3,1 %.

As **Tabelas 4.41 e 4.42** mostram os fatores de calibração das câmaras de ionização C9 e C10, para feixes de entrada e de saída, respectivamente. A incerteza máxima associada aos fatores de calibração das câmaras é de 3,1 %.

TABELA 4.41: Fatores de calibração das câmaras de ionização C9 e C10, para feixes de entrada, nível mamografia, com filtração adicional de 0,06 mm Mo e com corrente nominal de 30 mA.

Qualidade da Radiação	Parâmetros Operacionais			Fator de Calibração (mR/nC)	
	Tensão Nominal (kV)	CSR (mmAl)	Energia Efetiva (keV)	C9	C10
RXM20	20	0,28	13,6	5,738	12,170
RXM23	22,5	0,32	14,8	2,216	4,811
RXM25	25	0,33	15,1	1,228	2,695
RXM28	27,5	0,34	15,3	0,656	1,455
RXM30	30	0,35	15,6	0,352	0,793
RXM32	32,5	0,37	16,0	0,179	0,411
RXM35	35	0,38	16,2	0,074	0,173

TABELA 4.42: Fatores de calibração das câmaras de ionização C9 e C10, para feixes de saída, nível mamografia, com filtração adicional de 0,06 mm Mo e 2 mm Al, e com corrente nominal de 30 mA.

Qualidade da Radiação	Parâmetros Operacionais			Fator de Calibração (mR/nC)	
	Tensão Nominal (kV)	CSR (mmAl)	Energia Efetiva (keV)	C9	C10
RXM20x	20	0,52	18,5	2,331	4,436
RXM23x	22,5	0,56	18,7	1,422	2,734
RXM25x	25	0,58	18,8	0,960	1,855
RXM28x	27,5	0,61	19,0	0,668	1,301
RXM30x	30	0,67	19,5	0,425	0,838
RXM32x	32,5	0,70	19,7	0,342	0,679
RXM35x	35	0,86	21,6	0,182	0,380

Pode-se verificar que as câmaras de ionização C9 e C10 diferem significativamente em seus fatores de calibração, em função da energia do feixe de radiação.

4.7.3. Dependência Energética

A principal característica do sistema Tandem consiste na utilização de câmaras de ionização com dependências energéticas diferentes, quando submetidas ao mesmo feixe de radiação. As **Figuras 4.43 e 4.44** mostram a dependência energética do fator de calibração das câmaras de ionização C9 e C10. A incerteza máxima associada a estes valores é de 3,1 %.

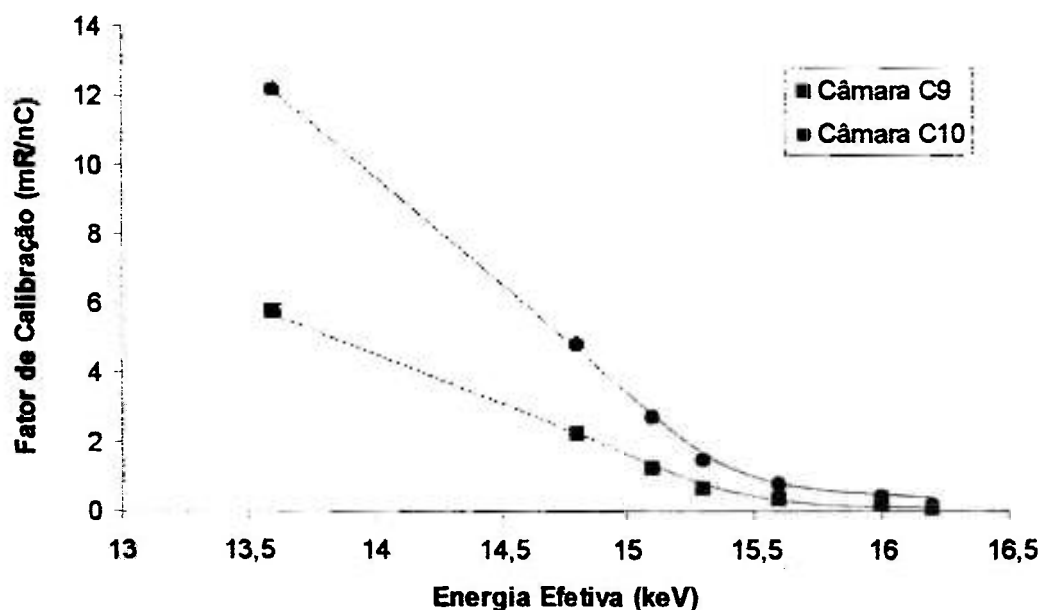


Figura 4.43: Dependência energética das câmaras de ionização C9 e C10, para feixes de entrada, nível mamografia, com filtração adicional de 0,06 mm Mo.

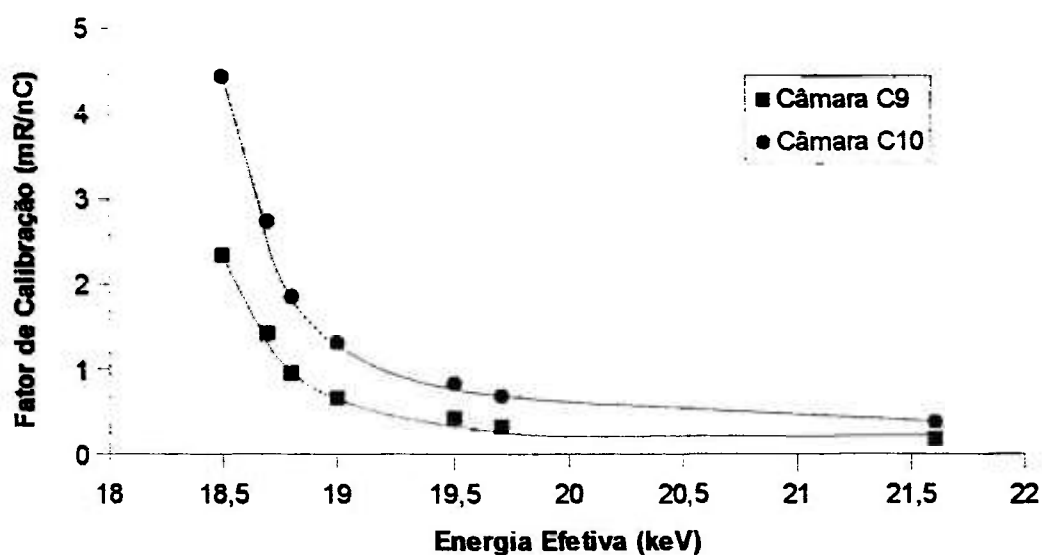


Figura 4.44: Dependência energética das câmaras de ionização C9 e C10, para feixes de saída, nível mamografia, com filtração adicional de 0,06 mm Mo e 2 mm Al.

4.7.4. Curvas Tandem

Tomando-se as razões entre os fatores de calibração das duas câmaras de ionização C10 e C9, para cada energia, têm-se os fatores Tandem. A **Tabela 4.43** mostra os fatores Tandem obtidas para feixes de entrada, nível mamografia. A incerteza associada a estes fatores é de 4,4 %.

TABELA 4.43: Fatores Tandem para as câmaras de ionização C9 e C10, com filtração de 0,06 mm Mo, feixes de entrada, nível mamografia.

Qualidade da Radiação	CSR (mmAl)	Energia Efetiva (keV)	Fator Tandem
RXM20	0,28	13,6	2,121
RXM23	0,32	14,8	2,171
RXM25	0,33	15,1	2,195
RXM28	0,34	15,3	2,218
RXM30	0,35	15,6	2,253
RXM32	0,37	16,0	2,296
RXM35	0,38	16,2	2,338

Os fatores Tandem para feixes de entrada, nível mamografia, são apresentados na **Figura 4.45**, obtendo-se a curva Tandem. Pode-se observar uma inclinação de curva adequada para um sistema Tandem de câmaras de ionização.

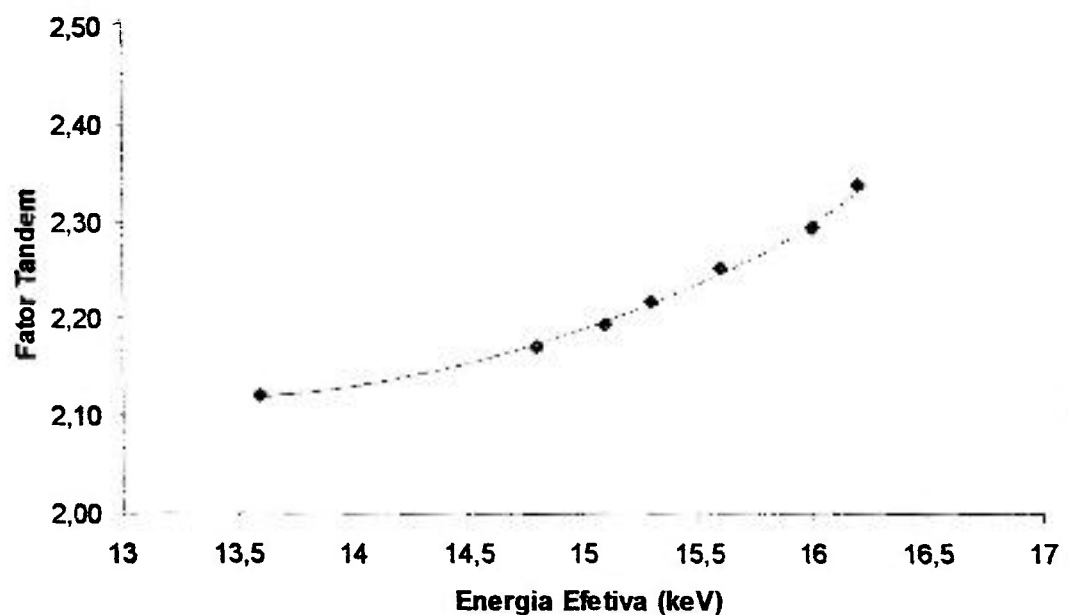


Figura 4.45: Curva Tandem das câmaras de ionização C9 e C10, feixes de entrada, nível mamografia.

A **Tabela 4.44** mostra os fatores Tandem obtidas para feixes de saída, nível mamografia. A incerteza máxima associada a estes fatores é de 3,3 %.

TABELA 4.44: Fatores Tandem das câmaras de ionização C9 e C10, com filtração de 0,06 mm Mo e 2 mm Al, feixes de saída, nível mamografia.

Qualidade da Radiação	CSR (mmAl)	Energia Efetiva (keV)	Fator Tandem
RXM20x	0,52	18,5	1,903
RXM23x	0,56	18,7	1,923
RXM25x	0,58	18,8	1,932
RXM28x	0,61	19,0	1,948
RXM30x	0,67	19,5	1,972
RXM32x	0,70	19,7	1,985
RXM35x	0,86	21,6	2,088

Os fatores Tandem para feixes de saída, nível mamografia são apresentados na **Figura 4.46**, obtendo-se a curva Tandem. Também neste caso de feixes de saída o sistema Tandem está perfeitamente caracterizado.

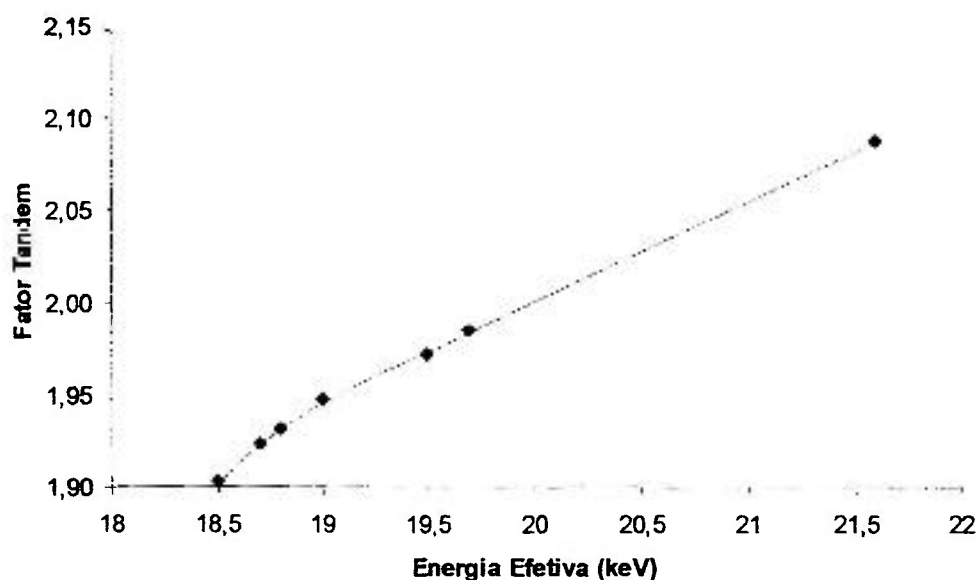


Figura 4.46: Curva Tandem das câmaras de ionização C9 e C10, feixes de saída, nível mamografia.

Os resultados das **Figuras 4.45 e 4.46** têm a aplicação principal em programas de controle de qualidade em equipamentos de mamografia. As medidas com um par de câmaras de ionização constituindo um sistema Tandem podem contribuir, com grande vantagem, para a série de medidas realizadas na obtenção dos valores de camadas semi-redutoras, que são obtidas pelas técnicas convencionais, ou para a confirmação das energias efetivas de feixes de radiação X, tanto para feixes de entrada como para feixes de saída, nível mamografia.

No caso da mamografia, este tipo de sistema Tandem de câmaras de ionização pode otimizar as medidas de dose glandular média. Esta é, normalmente, medida com uma câmara de ionização e um simulador de mama. A medida da taxa de dose absorvida no simulador deve ser corrigida por um fator tabelado ⁽⁶⁰⁾ em função da camada semi-redutora determinada; portanto, para as medidas de dose glandular média deve-se inicialmente determinar a camada semi-redutora. Pelo procedimento convencional, deve-se realizar para isto uma série de medidas de taxa de dose absorvida adicionando-se filtros de alumínio ao feixe de radiação. Além disto, em geral, precisa-se interpolar os valores. Pelo método do sistema Tandem, é suficiente realizar as medidas utilizando-se apenas as duas câmaras de ionização e a curva Tandem previamente obtida para a determinação da camada semi-redutora (ou energia efetiva) de determinada qualidade do feixe de radiação, com uma grande vantagem na redução do tempo dispendido no procedimento.

5. CONCLUSÕES

As câmaras de ionização utilizadas neste trabalho foram submetidas aos testes do programa de controle de qualidade em relação à estabilidade a curto e longo prazos e à fuga de corrente, apresentando resultados dentro dos limites estabelecidos tanto para medidas em laboratórios de calibração de instrumentos como para medidas de campo.

A análise dos valores de camadas semi-redutoras obtidas para a determinação da filtração de molibdênio a ser utilizada na saída dos feixes de radiação X indicou a filtração mais adequada como sendo a de 0,06 mm Mo para simular feixes de radiação X, nível mamografia.

Os resultados dos testes de controle de qualidade do sistema de radiação X mostraram um funcionamento adequado quanto aos parâmetros operacionais, sendo sugerido o uso da corrente nominal de 30 mA para o sistema de calibração, com filtração de 0,06 mm Mo na saída do feixe de radiação X, simulando campos padrões nível mamografia. Os parâmetros operacionais do equipamento de raios X estão dentro dos limites estabelecidos pelas recomendações tanto nacionais como internacionais para sistemas de mamografia.

Os testes efetuados de controle de qualidade indicaram a viabilidade de utilização do sistema de raios X (60 kV, feixe contínuo, potencial constante, tubo de raios X com anodo de tungstênio) e filtração de 0,06 mm Mo na saída do feixe para

calibração de instrumentos, nível mamografia. Neste caso, recomenda-se a utilização da câmara de ionização de referência C5 e a técnica da substituição.

Os resultados da espectrometria dos feixes de radiação X, realizada após a determinação do uso da filtração adicional de 0,06 mm Mo, confirmaram a possibilidade do uso da filtração adicional de molibdênio posicionada na saída do tubo de raios X, para a simulação dos espectros oriundos de tubos de raios X com anodo de molibdênio, que mostram o comportamento característico de sistemas de mamografia. Foram obtidos espectros utilizando-se o tubo de raios X com anodo de tungstênio, para comparação, considerando-se: (a) somente a filtração inerente do sistema; (b) filtração adicional de 2 mm Al; (c) filtração adicional de 0,06 mm Mo e; (d) filtração adicional de 0,06 mm Mo e 2 mm Al.

As qualidades de radiação para mamografia implantadas no sistema de radiação X do tubo de tungstênio com filtração adicional de molibdênio estão em conformidade com os valores referenciados na literatura, estabelecidos por recomendações e normas nacionais e internacionais. O sistema de raios X do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN deste trabalho constitui um sistema de calibração para mamografia com rastreabilidade ao CDRH, FDA, tendo sido implantadas 14 qualidades mamográficas com tensões entre 20 e 35 kV e energias efetivas entre 14 e 22 keV.

Como aplicação, diversas câmaras de ionização foram calibradas nos feixes de radiação implantados. Seus fatores de calibração indicam a importância e a necessidade de calibração destas câmaras em feixes padronizados, nível mamografia. Além disso, não é recomendado o uso de câmaras específicas de radiodiagnóstico e/ou radioterapia para as medidas em feixes de mamografia, pois as variações verificadas nos fatores de calibração indicam que o comportamento destas câmaras não segue o padrão de variação das leituras em mamografia.

Foi estabelecido um sistema Tandem de câmaras de ionização de placas paralelas, com eletrodos coletores de grafite e alumínio e volumes de 6 cm³. Estas câmaras de ionização mostraram desempenho satisfatório quanto aos testes de repetibilidade, reprodutibilidade e fuga de corrente. A dependência energética dos fatores de calibração destas câmaras de ionização mostraram o comportamento desejado para a formação do sistema Tandem. As curvas Tandem permitem a obtenção das energias efetivas de feixes de radiação X sem necessidade de se determinar as camadas semi-redutoras pela técnica tradicional, utilizando-se absorvedores adicionais. Este aspecto é importante para a agilização dos testes do programa de controle de qualidade de sistemas de raios X.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] DEWERD L. A.; WAGNER L. K. Characteristics of Radiation Detectors for Diagnostic Radiology, ***Appl. Radiat. Isot.*** v. 50, n. 1, p. 125-136, 1999.
- [2] PERNICKA, F., Report of a Consultants Meeting on Dosimetry in Diagnostic Radiology, ***SSDL Newsletter***, Vienna, n.41, p. 24-32, 1999.
- [3] ARAÚJO, A. M. C., ***Proteção Radiológica em Raios X Diagnóstico: Como Minimizar a Exposição do Paciente em Raios X Diagnóstico***, Relatório nº 008/86, Comissão Nacional de Energia Nuclear/IRD/DETAC, Rio de Janeiro, 1986.
- [4] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, ***Radiological Protection and Safety in Medicine***, Publication 73, Oxford and New York: Pergamon Press, 1996.
- [5] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, - ***1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection***, Publication 60, Oxford and New York: Pergamon Press, 1991.
- [6] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, ***Summary of the current ICRP principles for Protection of the Patient in Diagnostic Radiology***, Reprinted, with permission, from *Annals of the ICRP V. 22 No. 3*, Oxford and New York: Pergamon Press, 1991.

- [7] WOOTTON, R., ***The Need for Radiation Protection of the Patient, in Radiation Protection of Patients***, Cambridge: Cambridge University Press, 1993.
- [8] MINISTÉRIO DA SAÚDE. Portaria da Secretaria de Vigilância Sanitária nº 453. ***Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico***. Diário Oficial da União, Brasília, 02 de junho de 1998.
- [9] SECRETARIA DA SAÚDE DO ESTADO DE SÃO PAULO. ***Resolução SS-625***. Diário Oficial do Estado, São Paulo, 14 de dezembro de 1994.
- [10] CARMICHAEL, J. H. E., MACCIA, C., MOORES, B. M., OESTMANN, J. W., SCHIBILLA, H., TEUNEN, D., VAN TIGGELEN, R., WALL, B., ***European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images***, European Commission - EUR 16260 EN, Luxembourg, 1996.
- [11] INTERNATIONAL STANDARD ORGANIZATION - ISO 4037-1, ***X and Gamma Reference Radiation for Calibrating Dosemeters and Doseratemeters and for Determining their Response as a Function of Photon Energy, Part 1: Radiation Characteristics and Production Methods***, Genève, Switzerland, 1996.
- [12] INTERNATIONAL STANDARD ORGANIZATION - ISO 4037-2, ***X and Gamma Reference Radiation for Calibrating Dosemeters and Doseratemeters and for Determining their Response as a Function of Photon Energy, Part 2: Dosimetry for Radiation Protection over the Energy Ranges 8 keV to 1,4 MeV and 4 MeV to 9 MeV***, Genève, Switzerland, 1997.
- [13] ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD & ORGANIZACIÓN PANAMERICANA DE LA SALUD, PUBLICACIÓN CIENTÍFICA. ***Garantía de la Calidad en Radiodiagnóstico***, n. 469, Mexico, 1984.

- [14] BORRÁS, C. Control de Calidad en América Latina y en el Contexto Mundial. In: II Workshop em Normalização e Certificação de Equipamentos Eletromédicos, Novembro 4, **Anais...**, São Paulo: 1997, p. 15-20.
- [15] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, **Medical Electrical Equipment**, 1994, Genève. (IEC 601-1-3)
- [16] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, **Medical Diagnostic X-ray Equipment – Radiation Conditions for Use in the Determination of Characteristics**, Sep. 1994, Genève. (IEC 1267)
- [17] ZDESAR, U., Simple Optimisation Method in Mammography, **Radiat. Prot. Dosim.**, v.90, n.1-2, p. 221-223, 2000.
- [18] MILANO, F.; MAGGI, E.; ROSSELLI DEL TURCO, M., Evaluation on the Effect of a Quality Control Programme in Mammography on Technical and Exposure Parameters, **Radiat. Prot. Dosim.**, v.90, n.1-2, p. 263-266, 2000.
- [19] JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. **The Physics of Radiology**, 4th edition, Illinois: Charles C. Thomas Publisher, 1983.
- [20] BUSHONG, S.C., **Radiologic Science for Technologists - Physics, Biology, and Radiation Protection**, 6th edition, Missouri: Mosby Company, 1997.
- [21] INGAL V. N., BELIAEVSKAYA E. A., BRIANSKAYA A. P., MERKURIEVA R.D., Phase mammography - a new technique for breast investigation, **Phys. Med. & Biol**, v.43, p. 2555-2567, 1998.
- [22] MATTSSON, S. & ALMÉN, A. Practical Impact of the Evolution and Changes of ICRP Recommendations on Radiological Protection in Medicine. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 57, n(1-4), p 79-84, 1995.
- [23] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, IAEA, **Radiation Protection and the Safety of Radiation Sources**, Safety Series No. 120, Vienna, 1996.

- [24] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, ***Radiation Doses in Diagnostic Radiology and Methods for Dose Reduction*** TECDOC 796, Vienna, 1995.
- [25] HEMDAL, B.; BENGTSSON, G.; LEIZT, W.; ANDERSSON, I.; MATTSON, S., Comparison of the European and Nordic Protocol on Dosimetry in Mammography Involving a Standard Phantom, ***Radiat. Prot. Dosim.***, v. 90, n.1-2, p. 149-154, 2000.
- [26] Diagnóstico Mamário: persistem Questões sobre novas Técnicas e "Screening", ***Jornal da Imagem*** (Sociedade Paulista de Radiologia), nº 237, p. 07, maio de 1998.
- [27] DIMENSTEIN, R.; ARON, J. B., ***Guia Prático de Artefatos em Mamografia- Como Identificá-los e Evitá-los***, São Paulo: Senac, 1999.
- [28] BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHOLDT Jr, E.M.; BOONE, J.M., ***The Essential Physics of Medical Imaging***, Baltimore: Williams & Wilkins, 1994.
- [29] DOWSETT, D.J.; KENNY, P. A.; JOHNSTON, R. E., ***The Physics of Diagnostic Imaging***, Londres: Chapman & Hall Medical, 1998.
- [30] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, NCRP, ***Mammography***, Report No. 66, Washington, DC, 1980.
- [31] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, NCRP, ***Mammography - a User's Guide***, Report No. 85, Bethesda, MD, 1986.

- [32] COLETTI, J. G.; PEARSON, D. W.; DEWERD, L. A.; O'BRIEN, C. M.; LAMPERTI, P. J., Comparison of Exposure Standards in the Mammography X- Ray Region, *Med. Phys.* 24, 1997, 1263-1268.
- [33] HEATON, H. T.; CERRA, F; ZAINI, M. R.; MCCUNE, C. G.; STAUFFER, C. L.; FURFINE, C. S.; FEWELL, T. R., Calibrating Mammography Instruments: Methods and Issues, Annual Meeting of Conference of Radiation Control Program Directors, *Proceedings...* Seattle, Washington, 1997, CD-ROM.
- [34] WALKER, M. D., *Evaluation of Response for Ion Chambers in Mammography – A Calibration Laboratory Perspective*, Thesis for the degree of Master of Science in Radiation Science, Faculty of the Graduate School of Georgetown University, Washington, 1995.
- [35] SCHMIDT, S., *Experimental Measurement of Radiation Dose to Breast Tissue*, Thesis for the degree of Master of Science in Radiation Science, Faculty to the Graduate School of Art and Sciences of Georgetown University, Washington, 1999.
- [36] COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR, CNEN-NE-3.01, 19 de julho de 1988, *Diretrizes Básicas de Radioproteção*, Rio de Janeiro, n. 1, 129 p., 01 de agosto de 1988.
- [37] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, *Handbook on Calibration of Radiation Protection Monitoring Instruments*, IAEA, Vienna, 1971. (Technical Report Series No. 133)
- [38] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, *Calibration of Dosimeters used in Radiotherapy*, IAEA, Vienna , 1979. (Technical Report Series No. 185)
- [39] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, *Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: an International Code of Practice*, IAEA , Vienna, 1989. (Technical Report Series No. 277)

- [40] ANDREO, P.; NAHUM, A. E.; HOHLFELD, K.; SVENSSON, H., ***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***. TECDOC 897, Vienna, 1997.
- [41] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, ***Calibration of Dosimeters Used in Radiotherapy***, IAEA, Vienna, 1994. (Technical Report Series No. 374)
- [42] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, ***The Use of Plane Parallel Ionization Chambers in High Energy Electron and Photon Beams***, IAEA, Vienna, 1997. (Technical Report Series No. 381)
- [43] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, ***Calibration of Radiation Protection Monitoring Instruments***, IAEA, Vienna, 2000. (Safety Reports Series No. 16)
- [44] FOOD AND DRUG ADMINISTRATION, Radiation Metrology Research in Ionizing Radiation Metrology, ***Annual Report - Office of Science and Technology - FDA***, USA: 1996.
- [45] CERRA, F. Application of Mammography Beams at the FDA, ***CIRMS Measurements for Diagnostic Radiology Applications***, Nashville, 1999.
- [46] ANDREO, P., CZAP, L., MEGZIFENE, A., Intercomparison of Ionization Chamber Calibration Factors in the IAEA/WHO Network of SSDLs, ***SSDL Newsletter***, n. 38, p 13-19, 1998.
- [47] BURNS, J. E., X - Ray Calibration Qualities, ***SSDL Newsletter***, n. 39, p. 3-9, 1998.

- [48] KRAMER, H. M., European Intercomparison of Diagnostic Dosemeters: Calibration of the Reference Dosemeters, *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 43, n(1-4), p. 75-79, 1992.
- [49] JURAN, R.; NOEL, A.; OLERUD, H. M.; European Intercomparison of Diagnostic Dosemeters: Performance of the Programme, *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 43, n(1-4), p. 81-86, 1992.
- [50] CLARK, M.J.; DELGADO, A.; HJARDEMAAL, O.; KRAMER, H. M., European Intercomparison of Diagnostic Dosemeters: Results, *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 43, n(1-4), p. 87-91, 1992.
- [51] PERNICKA, F.; ANDREO, P.; MEGHZIFENE, A.; CZAP, L.; GIRZIKOWSKY, R., Standards for Radiation Protection and Diagnostic Radiology at the IAEA Dosimetry Laboratory, *SSDL Newsletter*, n. 41, p.12- 23, 1999.
- [52] CALDAS, L. V. E., A Sequential Tandem System of Ionization Chambers for Effective Determination of X Radiation Fields, *Radiat. Prot. Dosim.* v. 36, n. 1, p. 47-50, 1991.
- [53] GALHARDO, E. P., *Caracterização de Sistemas Tandem de Câmaras de Ionização Comerciais para Dosimetria de Feixes de Raios X (Nível Radioterapia)*, Dissertação de Mestrado, IPEN/USP, São Paulo, 1998.
- [54] WAGNER, L. K., Studies on the Performance of Diagnostic Ionization Air Kerma Meters in the United States, *Radiat. Prot. Dosim.*, V. 43, N.1/4, p. 127-130, 1992.
- [55] ZOETELIEF, J; FITZGERALD, M.; LEITZ, W.; SÄBEL, M., *European Protocol on Dosimetry in Mammography*, European Commission - EUR 16263 EN, Luxembourg, 1996.

- [56] LIN, P.J.P.; STRAUSS, K. J.; CONWAY, B.J.; FISHER, J. R.; KRIZ, R. J.; MOORE, M.E.; DEAN D.; HUBBARD, L.B.; MILLER, K.L., ***Protocols for the Radiation Safety Surveys of Diagnostic Radiological Equipment.*** AAPM - American Association of Physicists in Medicine- Report 25, New York: American Institute of Physics, May, 1988.
- [57] CHU, R.Y.L.; FISHER, J. R.; ARCHER B. R.; CONWAY, B.J; GOODSITT, M. M.; GLAZE, S; GRAY, J. E.; STRAUSS, K. J., ***Standardized Methods for Measuring Diagnostic X-Ray Exposures.*** AAPM - American Association of Physicists in Medicine- Report 31, New York: American Institute of Physics, July, 1990.
- [58] YAFFE, M.J; BARNES, G. T.; CONWAY, B.J; HAUS, A. G.; KARELLAS, A.; KIMME-SMITH, C.; LIN, P. J. P; MAWDSLEY, G.; RAUCH, P.; ROTHENBERG, L. N., ***Equipment Requirements and Quality Control for Mammography.*** AAPM - American Association of Physicists in Medicine- Report 29, New York: American Institute of Physics, August, 1990.
- [59] 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.*** AAPM - American Association of Physicists in Medicine- Report 35, New York: American Institute of Physics, March, 1992.
- [60] HENDRICK, R. E.; BASSETT, L.; BOTSCO, M.A.; DEIBEL, D.; FEIG, S.; GRAY, J.; HAUS, A.; HEINLEIN,R.; KITTS, E.L.; McCROHAN, J.; MONSEES, B.; ***Mammography Quality Control Manual,*** American College of Rdiology-Committee on Quality Assurance in Mammography, 1999.
- [61] WAGNER, S. K., Datos no Especificos Confunden el Rastreo de Cáncer de Mama, ***Diag. Imag.,*** p.23-25, Mayo/Junio, 2000.

- [62] GRAY, J. E., Baixa Radiação Aumenta a Segurança do Paciente, **Diag. Imag.**, p.22-24, Março/Abril, 1999.
- [63] DUARTE, D. L., Mamografia – Passado, Presente e Futuro, **Boletim Col. Brasil. Radiol.**, n.117, p. 8-9, 1997.
- [64] HOXTER, E. A. **Introdução à Técnica Radiográfica**, São Paulo: Edgard Blücher Ltda, 1977.
- [65] MOSCA, L. G.; MOSCA, L. E., **Técnicas Radiográficas - Teoria y Practica**, Buenos Aires: López Libreros editores, 1971.
- [66] OKUNO, E., **Radiação: Efeitos, Riscos e Benefícios**, São Paulo: Harbra LTDA, 1988.
- [67] TURNER, J., **Atoms, Radiation and Radiation Protection**, Tennessee: John Wiley & Sons, 1995.
- [68] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Radiation Quantities and Units**, Bethesda, MD, 1980 (ICRU-Report 33).
- [69] NADRUZ FILHO, E., Mamografia: Ilusão ou Alta Resolução?, **Boletim do Colégio Brasileiro de Radiologia**, São Paulo, n. 136 p. 5, 1999.
- [70] WAGNER, L. K., Absorbed Dose in Imaging: Why measure it? **Radiology**, v.178, p. 622-623, 1991.
- [71] KRAMER, H. M.; SELBACH, H. J.; ILES, W. J. The Practical Peak Voltage of Diagnostic X-Ray Generators, **Brit. J. Radiol.**, v. 71, p. 200-209, 1998.
- [72] ZOETELIEF, J.; JANSEN, J. Th. M., Calculation of Air Kerma to Average Glandular Tissue Dose Conversion Factors for Mammography, **Radiat. Prot. Dosim.**, v.57, n. 1-4, p. 397-400, 1995.

- [73] CARLTON, R. R., ***Principles of Radiographic Imaging***, New York: Delmar Publishers Inc, 1992.
- [74] NATIONAL RADIOLOGICAL PROTECTION BOARD, ***Draft Guidance Notes for the Protection of Persons Against Ionising Radiations Arising from Medical and Dental Use***, Consultative Document, London: 1983.
- [75] TAUHATA, L. & ALMEIDA, E. S. ***Radiações Nucleares - Usos e Cuidados***, Rio de Janeiro: gráfica CNEN, 1984.
- [76] ATTIX, F.H., ***Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry***, Wisconsin: John Wiley & Sons, 1986.
- [77] KHAN, F. M., ***The Physics of Radiation Therapy***, Williams & Wilkins, Baltimore, 1994.
- [78] SCAFF, L. A. M, ***Bases Físicas da Radiologia - Diagnóstico e Terapia***, Editora Sarvier, São Paulo, 1979.
- [79] SOCIÉTÉ SUISSE DE RADIOBIOLOGIE ET DE PHYSIQUE MÉDICALE, ***Contrôles de Qualité en Radiodiagnostic, Recommandation***, SSRPM , n. 5, Berne, 1995.
- [80] COSTA, P. R. O Cenário Brasileiro na Garantia da Qualidade em Radiologia, In: II Workshop em Normalização e Certificação de Equipamentos Eletromédicos, Novembro 4, ***Anais...*** , São Paulo: 1997, p. 11-14.
- [81] GUERRA, A. B., LORENZINI, F., BERNASIUK, M. E. B., FUENTEFRIA, J. L. B. Programa de Gerenciamento da Qualidade em um Serviço de Radiologia Médica. In: IV Congresso de Iniciação Científica - FURG/ UFPEL/ UCPEL, Novembro 28 e 29 Rio Grande, RS, ***Anais...*** Rio Grande: 1995, p.50 .

- [82] GHILARDI NETTO, T., Técnicas e Procedimentos de Controle de Qualidade, In: Encontro Paulista de Física Médica, 30 de Novembro a 1 de Dezembro, **Anais...**, São Paulo: 2000, p.41-45.
- [83] MARQUES, M. A., ***Simulação Computacional de Parâmetros Importantes de Sistemas Radiológicos***, Tese de Doutorado, Instituto de Física da Universidade de São Paulo, São Carlos, 1998.
- [84] JÄRVINEN, H.; MORALES, J.; DIAZ, J.; LIMIN, Z., Development of a Quality Assurance Programme for SSDLs, ***SSDL Newsletter***, n. 42, p.12- 23, January 2000.
- [85] JENSEN, M.; LINDBORG, L . ***Calibration of Reference Instruments used in Diagnostic X- Rays - IAEA-SM-249/62***, in: ***Proceedings Series; Biomedical Dosimetry Physical Aspects, Instrumentation, Calibration***, IAEA, Vienna, 1981.
- [86] HOFFMAN, K. R. and GRAY, J. E., In the Next Decade Automated Computer Analysis will be an Accepted Sole Method to Separate "Normal" from "Abnormal" Radiological Images. ***Med. Phys.***, v.26, n. 1, p. 1-4, 1999.
- [87] BURNS, E. F., ***Radiographic Imaging: A Guide For Producing Quality Radiographs***, Philadelphia : W.B. Saunders Company, 1992.
- [88] RAFFERTY, M.; JACOB, C.; COBB, B.; HENSON, P.; PEREIRA, J.; GRAY, N.; MAY, L., ***Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing***, Radiation Safety ACT 1975, Workbook 2 – Mammographic Units, Western Australia, 1996.
- [89] BAORONG Y; KRAMER H M; SELBACH H J; LANGE B, Experimental determination of practical peak voltage, ***Brit. J. Radiol.***, v. 73, p. 641-649, 2000.
- [90] ***INSTRUCTION MANUAL - NERO™***, Victoreen, Inc., USA, 1997.

- [91] **INSTRUCTION MANUAL – Model 9015 Radiation Monitor Controller**, Radcal Corporation, USA, 1997.
- [92] De FREITAS, L. C.; DREXLER, G., The Role of Secondary Standard Dosimetry Laboratories in Diagnostic Radiology, *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 43, n. 1/4, p. 99-102, 1992.
- [93] ALBUQUERQUE, M. P. P. , **Projeto, Construção e Calibração de Câmaras de Ionização de Placas Paralelas para Radiação X**, Dissertação de Mestrado, IPEN/USP, São Paulo, 1989.
- [94] KNOLL, G. **Radiation Detection and Measurement**, New York: John Wiley & Sons, 1989.
- [95] KRAMER, H. M. **Diagnostic Dosimeters: Calibration and Requirements: in Measurement Assurance in Dosimetry**, International Symposium on Measurement Assurance in Dosimetry, Vienna, Austria, p.617-624, 1993.
- [96] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, **Calibration of Survey Instruments used in Radiation Protection for the Assessment of Ionizing Radiation Fields and Radioactive Surface Contamination**, Report NCRP No. 112, NCRP, Bethesda, MD, 1991.
- [97] KENNEY, G. N.; CAMERON, J. R., **X-Ray Beam-Quality Measurement Utilizing TL Dosimeters**. Progress Report, AEC Contract nº AT 11-1-1105-TID-19112, 1963.
- [98] GORBICS, S. G.; ATTIX, F. H., LiF and CaF₂:Mn Thermoluminescent Dosimeters in Tandem. *Int. J. Appl. Radiat. Isot.*, v. 19, n.1, p.81-89, 1968.
- [99] DA ROSA, L. A. R., **Utilização de Dosímetros Termoluminescentes para Determinação da Exposição ou Dose Absorvida em Campos de**

Radiação Gama ou X com Distribuição Espectral Desconhecida,
Dissertação de Mestrado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de
Janeiro, 1981.

- [100] LOEVINGER, R & CHAPPELL, S. E., ***The SSDL Calibration Certificate for a Field Instrument***, in: ***IAEA Training Seminar on Calibration Procedure in SSDLs***, Vienna, June 1983.
- [101] JENSEN, M. & LINDBORG, L. ***Calibration of Reference Instruments used in Diagnostic X- Rays - IAEA-SM-249/62***, in: ***Proceedings Series; Biomedical Dosimetry Physical Aspects, Instrumentation, Calibration***, IAEA, Vienna, p. 367-376, 1981.
- [102] COLETTI, J. G.; PEARSON, D. W.; DeWERD, L. A. Mammography Exposure Standard: Design and Characterization of Free-air Ionization Chamber, ***Rev. Sci. Instrum.***, 66 (3), 2574-2577, March 1995.
- [103] RODRIGUES, L. N., Calibração de Dosímetros Clínicos, ***Arcal project XXXIV-RLA/4/014***, Março, 1999.
- [104] GUERRA, A. B.; CALDAS, L. V. E., Controle de Estabilidade em Câmaras de Ionização: 30ª Jornada Paulista de Radiologia, ***Rev. Imagem*** v. 22 Suplemento Especial, p. 1777, São Paulo, Abril de 2000.
- [105] GUERRA, A. B.; CALDAS, L. V. E., Determinação da Filtração Necessária para Simulação de Campos Padrões de Raios X, Nível Mamografia. ***Anais ... V Congresso do Encontro Nacional de Aplicações Nucleares (ENAN)***, Outubro 2000, CD-ROM.
- [106] BIRCH, R.; MARSHALL, M.; ARDRAN, G. M., ***Catalogue of Spectral Data for Diagnostic X-rays***, Scientific Report Series-30, University of Oxford, 1979.

- [107] BOONE J. M., YU T., SEIBERT A., Mammography spectrum measurement using na X - Ray difraction device, **Phys. Med.& Biol**, v.43, p. 2569-2582, 1998.
- [108] FEWELL, T. R.; SHUPING, R. E.; A Comparison of Mammography Exposure Spectra, **Radiology** 128(1), 1978, 211-216.
- [109] LAMPERTI, P. J.; LOFTUS T. P.; LOEVINGER. R., **Calibration of X-Ray and Gamma-Ray Measuring Instruments**, Washington: U. S. Government Printing Office, 1988.
- [110] EKLUND, S.; THILANDER. A.; LEITZ. W.; MATTSSON. S., The Impact of Anatomic Variations on Absorbed radiation doses in mammography, **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 49, n. 1/3, p. 167-170, 1993.
- [111] ROS, R. A., **Metodologia de Controle de Qualidade de Equipamentos de Raios X (Nível Diagnóstico) utilizados em Calibração de Instrumentos**, Dissertação de Mestrado, IPEN/USP, 2000.
- [112] WAGNER, L. K; CERRA, F; CONWAY, B.; FERREL. T. R.; OHLHABER, T. R., Energy and Rate Dependence of Diagnostic X Ray Exposure Meters, **Med Phys.**, v. 15, p. 749, 1998.
- [113] FEHRENBACHER, G.; PANZER, W.; TESFU, K., **Spectra of Diagnostic X-ray Scattered by a Water Phantom**, Institu für Strahlenschutz, GSF-Bericht, 1996.
- [114] COLÉGIO BRASILEIRO DE RADIOLOGIA –Diagnósticos mais precisos com Tecnologia Digital, **Boletim Col. Brasil. Radiol.**, n.117, p.18, 1997.
- [115] GUERRA, A. B.; CALDAS, L. V. E., Caracterização de campos padrões para calibração de instrumentos, nível mamografia” - **Proceedings** ...The Brazilian Congress of Metrology, p. 311-319, 4 -7 de Dezembro de 2000, CD-ROM.

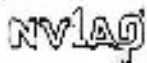
- [116] LÉPY M. C.; CAMPBELL J. L.; LABORIE J. M.; PLAGNARD J.; STEMMLER P.; TEESDALE W. J.; Experimental Characterization of Low-energy X-ray Semiconductor Detectors, ***Nucl. Instr. and Meth.*** v. A, n. 422, p.428-432, 1999.
- [117] ALARI, P.; GERBI, B. J.; GEISE, R. A., Evaluation of a Model-Based Treatment Planning System for Dose Computations in the Kilovoltage Energy Range, ***Med. Phys.*** v. 27, n. 12, p. 2821-2826, 2000.
- [118] GONZALES, R. C.; WOODS, R. E., ***Digital Image Processing***, Massachusetts: Addison-Wesley Co, 1992.

ANEXO 1

Certificado de Calibração da Câmara de Ionização C5

**U.S. Food and Drug Administration
Center for Devices and Radiological Health**

X-ray Calibration Laboratory
12720 Twinbrook Parkway
Rockville, Maryland 20852
(301) 443-2536 Ext. 23



Report number: R00-0060

Page 1 of 7
Report Date: July 20, 2000

**REPORT OF CALIBRATION
FOR
RADCAL CHAMBER MODEL 10X5-6M
SERIAL NUMBER 8220**

Issued To: LINDA CALDAS
INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGETICAS
E NUCLEARES
TRAVESSA R. 400-CIDADEUNIVERSITARIA
CEP 05508-900 SAO PAULO-SP-, BRAZIL

Chamber Owner: BRAZIL

Calibrations of reference-quality ionization chambers are performed by subsequent exposures of the laboratory reference chamber and the unknown chamber to a standard x-ray beam. The reported calibration factors are quotients of the exposure rate as measured with the laboratory chamber and the charge rate measured with the unknown chamber. Calibrations are not performed unless the leakage rate for the unknown chamber is less than 0.5% of the measured ionization current. The calibration factors are normalized for one standard atmosphere and 22 degrees Celsius. Instructions on the proper use of the calibration factors at other temperatures and pressures are given under "additional corrections or conditions required."

The calibration factors in this report are traceable to the National Institute of Standards and Technology. The exposure rate of the reference field is known with an expanded uncertainty of $\pm 3\%$ using a coverage factor of 2, which corresponds approximately to a 95% confidence interval.

This laboratory is accredited by the National Voluntary Laboratory Accreditation Program (NVLAP) for the specific scope of accreditation under lab code 105018. Any information contained in this report may not be used to imply endorsement of the tested products by NVLAP or any other U.S. Government agency. This report may not be reproduced except in full.

More information may be obtained by calling Frank Cerra, Calibration Laboratory Manager, at (301) 443-2536 ext. 123.

Report Reviewed by:

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Frank Cerra", written over a horizontal line.
Frank Cerra



Report number: R00-0060

Report Date:

July 20, 2000

CALIBRATION ID: M-000073

CALIBRATION DATE:

July 18, 2000

FACILITY CODE: M0003

KEITHLEY INSTRUMENT MODEL 617

ELECTROMETER MODE:

Coulomb

SERIAL NUMBER 0629971

CHAMBER MODEL: 10X5-6M

CHAMBER SN: 8220

CHAMBER OWNER: BRAZIL

The exposures are made with the geometric center of the chamber volume in the center of the beam at one meter from the source of x-rays

Used Radcal 10X-to-Triax connector, 300 V bias (electrometer floated at -300 V)

For a more complete description of the beam codes in the following table, see the table at the end of this report.

BEAM CODE	Constant Potential (kV)	First HVL (mm AL)	Beam Intensity (mR/s)	Calibration Factor R/C
Mo/Mo25	25	0.30	9.48	5.443e+8
Mo/Mo28	28	0.33	13.36	5.388e+8
Mo/Mo30	30	0.35	16.30	5.373e+8
Mo/Mo35	35	0.38	24.18	5.348e+8

*The instrument readings must be multiplied by the the appropriate correction factor in order to obtain the correct value of exposure or exposure rate.

Additional corrections or conditions required:

Actual Correction Factor =

Listed Correction Factor * ((273.15 + T)/295.15) * (760/P)

Where:

P is the ambient pressure in millimeters of mercury

T is the ambient temperature in degrees Celsius

Calibration performed by: Frank Cerra



Report number: R00-0060

Report Date: July 20, 2000

CALIBRATION ID: M-000074

CALIBRATION DATE: July 19, 2000

FACILITY CODE: M0003

KEITHLEY INSTRUMENT MODEL 617
SERIAL NUMBER 0629971

ELECTROMETER MODE: Coulomb

CHAMBER MODEL: 10X5-6M

CHAMBER SN: 8220

CHAMBER OWNER: BRAZIL

The exposures are made with the geometric center of the chamber volume in the center of the beam at one meter from the source of x-rays

Used Radcal 10X-to-Triax connector; 300 V bias; Leakage under 0.5%

For a more complete description of the beam codes in the following table, see the table at the end of this report.

BEAM CODE	Constant Potential (kV)	First HVL (mm AL)	Beam Intensity (mR/s)	Calibration Factor R/C
Mo/Mo25x	25	0.56	3.16	5.236e+8
Mo/Mo28x	28	0.60	6.41	5.351e+8

*The instrument readings must be multiplied by the the appropriate correction factor in order to obtain the correct value of exposure or exposure rate.

Additional corrections or conditions required:

Actual Correction Factor =
Listed Correction Factor * ((273.15 + T)/295.15) * (760/P)

Where:

P is the ambient pressure in millimeters of mercury
T is the ambient temperature in degrees Celsius

Calibration performed by: Frank Cerra



Report number: R00-0060

Report Date:

July 20, 2000

CALIBRATION ID: M-000075

CALIBRATION DATE:

July 19, 2000

FACILITY CODE: M0003

KEITHLEY INSTRUMENT MODEL 617

ELECTROMETER MODE:

Coulomb

SERIAL NUMBER 0629971

CHAMBER MODEL: 10X5-6M

CHAMBER SN: 8220

CHAMBER OWNER: BRAZIL

The exposures are made with the geometric center of the chamber volume in the center of the beam at one meter from the source of x-rays

Used Radcal 10X-to-Triax connector; 300 V bias; Leakage under 0.5%

For a more complete description of the beam codes in the following table, see the table at the end of this report.

BEAM CODE	Constant Potential (kV)	First HVL (mm AL)	Beam Intensity (mR/s)	Calibration Factor R/C
Mo/Mo30x	30	0.63	9.34	5.360e+8
Mo/Mo35x	35	0.85	20.02	5.362e+8

*The instrument readings must be multiplied by the the appropriate correction factor in order to obtain the correct value of exposure or exposure rate.

Additional corrections or conditions required:

Actual Correction Factor =

Listed Correction Factor * $((273.15 + T)/295.15) * (760/P)$

Where:

P is the ambient pressure in millimeters of mercury

T is the ambient temperature in degrees Celsius

Calibration performed by: Frank Cerra



Report number: R00-0060

Report Date: July 20, 2000

CALIBRATION ID: M-000076

CALIBRATION DATE: July 19, 2000

FACILITY CODE: M0003

KEITHLEY INSTRUMENT MODEL 617
SERIAL NUMBER 0629971

ELECTROMETER MODE: Coulomb

CHAMBER MODEL: 10X5-6M

CHAMBER SN: 8220

CHAMBER OWNER: BRAZIL

The exposures are made with the geometric center of the chamber volume in the center of the beam at one meter from the source of x-rays

Used Radcal 10X-to-Triax connector; 300 V bias

For a more complete description of the beam codes in the following table, see the table at the end of this report.

BEAM CODE	Constant Potential (kV)	First HVL (mm AL)	Beam Intensity (mR/s)	Calibration Factor R/C
Rh/Rh30	30	0.44	8.21	5.368e+8
Rh/Rh35	35	0.51	12.50	5.350e+8

*The instrument readings must be multiplied by the the appropriate correction factor in order to obtain the correct value of exposure or exposure rate.

Additional corrections or conditions required:

Actual Correction Factor =
Listed Correction Factor * $((273.15 + T)/295.15) * (760/P)$

Where:

P is the ambient pressure in millimeters of mercury
T is the ambient temperature in degrees Celsius

Calibration performed by: Frank Cerra



Report number: R00-0060

Report Date: July 20, 2000

CALIBRATION ID: M-000077

CALIBRATION DATE: July 19, 2000

FACILITY CODE: M0003

KEITHLEY INSTRUMENT MODEL 617
SERIAL NUMBER 0629971

ELECTROMETER MODE: Coulomb

CHAMBER MODEL: 10X5-6M

CHAMBER SN: 8220

CHAMBER OWNER: BRAZIL

The exposures are made with the geometric center of the chamber volume in the center of the beam at one meter from the source of x-rays

Used Radcal 10X-to-Triax connector; 300 V bias; Leakage under 0.5%

For a more complete description of the beam codes in the following table, see the table at the end of this report.

BEAM CODE	Constant Potential (kV)	First HVL (mm AL)	Beam Intensity (mR/s)	Calibration Factor R/C
Rh/Rh30x	30	0.81	8.65	5.332e+8
Rh/Rh35x	35	0.90	19.03	5.368e+8

*The instrument readings must be multiplied by the the appropriate correction factor in order to obtain the correct value of exposure or exposure rate.

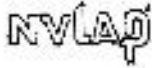
Additional corrections or conditions required:

Actual Correction Factor =
Listed Correction Factor * $((273.15 + T)/295.15) * (760/P)$

Where:

P is the ambient pressure in millimeters of mercury
T is the ambient temperature in degrees Celsius

Calibration performed by: Frank Cerra



Report number: R00-0060

Report Date:

July 20, 2000

Beam Code Description for Calibration X-ray Beams

Beam Code	Constant Potential (kV)	First HVL (mm AL)	HC	Target Material	Added Filtration
Mo/Mo25	25	0.30	0.77	Moly	33 um Mo
Mo/Mo28	28	0.33	0.78	Moly	33 um Mo
Mo/Mo30	30	0.35	0.78	Moly	33 um Mo
Mo/Mo35	35	0.38	0.78	Moly	33 um Mo
Rh/Rh30	30	0.44	0.76	Rhodium	29 um Rh
Rh/Rh35	35	0.51	0.77	Rhodium	29 um Rh
Mo/Mo25x	25	0.56	0.95	Moly	33 umMo+2 mmAl
Mo/Mo28x	28	0.60	0.92	Moly	33 umMo+2 mmAl
Mo/Mo30x	30	0.63	0.90	Moly	33 umMo+2 mmAl
Rh/Rh30x	30	0.81	0.93	Rhodium	29 umRh+2 mmAl
Mo/Mo35x	35	0.85	0.68	Moly	33 umMo+2 mmAl
Rh/Rh35x	35	0.90	0.66	Rhodium	29 um Rh+2 mmAl

The Molybdenum and Rhodium target beam codes represent a combination of the chemical symbol of the anode, the filtration material, and the x-ray tube kilovoltage. The exit beam qualities - which represent the transmission of the x-ray through the breast - are created by an additional filtration of 2.0 mm of aluminum. The letter "x" is added to the end of the beam codes representing the exit beams. The inherent filtration is comprised of 1.0 mm Be from the x-ray tube window and 0.075 mm of Polyamid from the transmission monitor.

The tungsten target beam codes represent a combination of the amount of filtration - "L", "M", or "H" (which stands for light, moderate, or heavy filtration) - and the tube kilovoltage.

ANEXO 2

Relatório de Ensaio do Eletrômetro E1

RELATÓRIO DO ENSAIO RELIZADO NO ELETRÔMETRO RADCAL MOD 9015
NÚMERO DE SÉRIE 910280 RM 2071 IPEN/CNEN/SP

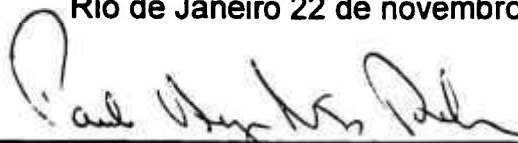
Os dosímetros modelo 9015 da RADCAL são compostos de uma unidade de leitura, uma unidade de conversão e um conjunto de uma ou mais câmaras de ionização. Cada câmara possui em seu suporte um potenciômetro que é ajustado de forma a transferir para as unidades de medida/conversão o fator de calibração da câmara. A unidade de conversão transforma a corrente/carga produzida pela câmara de ionização em frequência. Esta conversão é ajustada em um capacitor variável que se localiza nesta unidade.

A seqüência do trabalho foi:

- Ajustar o fator de conversão carga/corrente em frequência de acordo com o procedimento que é executado pelo fabricante. O valor de frequência para uma corrente de 6,617 nA deve se situar entre 177,9 e 179,7 kHz. Com um adaptador especial ajustou-se o potenciômetro de fator de calibração para uma relação 1/1 e o codificador do tipo de câmara para indicar uma câmara de 6 cc. Utilizando um calibrador Keithley 263 injetou-se uma corrente de 6,617 nA no conversor, e ajustou-se a frequência para 178,8 kHz.
- Para verificar o fator de calibração da unidade de medida + conversão ajustamos o adaptador para a mesma relação de resistências indicada na folha de dados da câmara 10X5-6M série 8220. Com o calibrador Keithley 263 injetamos uma carga de 10 nC e a leitura do instrumento foi de 5,378 R. Este procedimento foi repetido por 6 vezes sendo que a leitura não apresentou nenhuma variação. Calculou-se então o fator de calibração como sendo $10/5,378 = 1,8594 \text{ nC/R}$.

O calibrador Keithley utilizado havia sido previamente calibrado e se encontra dentro as especificações do fabricante (0,065% + 1pA para correntes de 20 nA e 0,1%+3pC para cargas de 20 nC).

Rio de Janeiro 22 de novembro de 2000



Paulo Henrique Bastos Becker mat; 5114-4