



**AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO**

**METODOLOGIA DOSIMÉTRICA E SISTEMA DE
REFERÊNCIA PARA RADIAÇÃO X NÍVEL
DIAGNÓSTICO**

MARIA DA PENHA ALBUQUERQUE POTIENS

**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
1999**



Aos meus pais,
meu marido e meu filho.

Agradecimentos

À Dra. Linda V.E. Caldas pela orientação dedicada, incentivo e amizade.

Ao Dr. Werner Panzer, pelo treinamento em espectrometria e pelo apoio durante estágio no Institut für Strahlenschutz, GSF - Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit - Alemanha.

Ao Eng. Vítor Vívoló, pelo apoio técnico na utilização da máquina de raios X e na confecção de cabos de extensão.

Ao B.Sc. Renato Assenci Ros, pela colaboração na utilização dos medidores de tensão.

À Dra. Felícia Del Gallo Rocha, pela amizade sempre presente e pelas valiosas sugestões.

Ao M. Sc. Alessandro Martins da Costa, pelas sugestões e pela confecção da página de rosto.

A Sra. Adriana Calixto de Almeida Lima, pelas sugestões para a impressão deste trabalho.

A todo o grupo do Laboratório de Calibração de Instrumentos pelo apoio e incentivo.

À Tereza de Marilaque Vasconcelos e Ana Maria S. Silva pela amizade e estímulo.

À Maria Aparecida P. Albuquerque e Fernando Ramos Pavan pelo carinho e possibilidade de uso da impressora e câmera digital.

Ao Ademar, pela compreensão e afeto demonstrados, e pelo apoio fundamental durante todo o desenvolvimento deste trabalho

A minha família, pelo constante apoio e incentivo.

À Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), pelo suporte financeiro durante treinamento no Institut für Strahlenschutz, GSF - Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit - Alemanha.

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

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

METODOLOGIA DOSIMÉTRICA E SISTEMA DE REFERÊNCIA PARA RADIAÇÃO X NÍVEL DIAGNÓSTICO

Maria da Penha Albuquerque Potiens

RESUMO

Foram desenvolvidas e implantadas várias metodologias para a calibração de instrumentos utilizados em sistemas de radiodiagnóstico no Laboratório de Calibração do IPEN. Todas as qualidades implantadas fazem parte de recomendações internacionais. Foram estabelecidos métodos para a calibração de instrumentos utilizados em medidas de radioproteção (radiação espalhada), instrumentos utilizados em medidas de feixes diretos (feixes atenuados e não atenuados) e instrumentos utilizados em medidas de controle de qualidade, em relação à determinação da tensão de pico aplicada ao sistema. Foi proposto um sistema de referência com duas câmaras de ionização idênticas desenvolvidas no IPEN, diferindo apenas pelo material do eletrodo coletor, sendo uma de alumínio e a outra de grafite. A diferença na dependência energética da resposta das duas câmaras possibilitou a obtenção de uma relação com a tensão aplicada ao tubo. Uma variação na dependência energética de apenas 0,28% no intervalo de 14,3 a 111 keV da câmara de ionização com eletrodo coletor de grafite possibilitou a determinação das taxas de kerma no ar dos feixes de radiação estudados.

DOSIMETRIC METHODOLOGY AND REFERENCE SYSTEM FOR DIAGNOSTIC LEVEL X RADIATION

Maria da Penha Albuquerque Potiens

ABSTRACT

Several methodologies for the calibration of diagnostic radiology instruments were developed and established at the Calibration Laboratory of IPEN. These established radiation qualities are recommended by international standards. The methods may be used in the calibration procedures of survey meters used in radiation protection measurements (scattered radiation), instruments used in direct beams (attenuated and non attenuated beams) and quality control instruments. A reference system was proposed using two identical ionization chambers developed at IPEN. They differ only by the collecting electrode material, one of aluminium and the other of graphite. The different energetic dependence of the chamber's response provided a ratio related to the tube potential. The variation of only 0.28%, from 14.3 to 111 keV, on the energetic dependence of the graphite electrode chamber, provided the possibility of air kerma rate determination in the studied radiation beams.

SUMÁRIO

RESUMO.....	i
ABSTRACT.....	ii
	Página
1. INTRODUÇÃO.....	1
2. FUNDAMENTOS	7
2.1. Produção de Raios X.....	7
2.1.1. <i>Tubo de Raios X Diagnóstico</i>	7
2.1.2. <i>Retificação da Tensão</i>	10
2.1.3. <i>Propriedades Básicas de um Feixe de Raios X Diagnóstico.....</i>	10
2.2. Espectrometria de Raios X.....	12
2.2.1. <i>Escolha da Tensão Aplicada ao Tubo e da Filtração.....</i>	12
2.2.2. <i>Forma de Onda e a Tensão Efetiva Aplicada ao Tubo.....</i>	13
2.2.3. <i>Ângulo do Alvo</i>	14
2.3. Conceitos Básicos de Dosimetria.....	14
2.3.1. <i>Exposição.....</i>	14
2.3.2. <i>Dose Absorvida.....</i>	15
2.3.3. <i>Kerma.....</i>	17
2.3.4. <i>Teoria Cavitária</i>	17
2.3.4.1. <i>Teoria de Bragg-Gray.....</i>	18
2.3.4.2. <i>Teoria de Spencer-Attix.....</i>	19
2.3.4.3. <i>Teoria de Burlin ou Teoria Cavitária Geral.....</i>	20
2.4. Controle de Qualidade em Radiodiagnóstico	22
2.4.1. <i>Formação da Imagem Radiográfica.....</i>	25
2.4.2. <i>Fatores de Exposição da Imagem</i>	26
2.4.3. <i>Crítérios de Qualidade para Imagens Radiográficas.....</i>	27

2.4.4. Métodos para a Redução da Dose no Paciente.....	28
2.5. Instrumentação	32
2.5.1. Câmaras de Ionização.....	32
2.5.1.1. Câmaras de Ar Livre.....	33
2.5.1.2. Câmara Cavitária para Medidas de Exposição e Dose Absorvida.....	34
2.5.1.3. Câmaras de Ionização do Tipo Dedal.....	36
2.5.1.4. Câmaras de Ionização de Extrapolação.....	37
2.5.1.5. Câmaras de Ionização de Placas Paralelas	38
2.5.2. Medidores de Tensão, Tempo de Exposição e Linearidade da Exposição	40
2.5.2.1. Medidores de Tensão (kVp)	40
2.5.2.2. Medidores do Tempo de Exposição	42
2.5.2.3. Medidores da Linearidade da Exposição.....	42
2.5.3. Calibração de Instrumentos.....	43
3. MATERIAIS E MÉTODOS	46
3.1. Sistemas de Radiação X	46
3.2. Sistemas de Radiação Gama.....	49
3.3. Sistemas de Medida	50
3.3.1. Câmaras de Ionização.....	50
3.3.2. Fontes de Controle.....	52
3.3.3. Sistema de Espectrometria	52
3.4. Sistemas Auxiliares	53
4. RESULTADOS.....	55
4.1. Testes de Controle das Câmaras de Ionização Utilizadas	55
4.1.1. Teste de Repetibilidade	55
4.1.2. Teste de Estabilidade a Longo Prazo	56
4.1.3. Teste de Fuga de Corrente.....	57

4.2. Metodologia de Calibração de Monitores Portáteis Utilizados em Medidas de Radioproteção em Sistemas de Radiodiagnóstico	59
4.2.1. <i>Caracterização dos Feixes de Radiação X por Espectrometria.....</i>	60
4.2.2. <i>Calibração da Câmara de Ionização do GSF para as Qualidades da Série A.....</i>	65
4.2.3. <i>Calibração da Câmara de Ionização do GSF para as Qualidades da Série C.....</i>	67
4.2.4. <i>Transferência dos Fatores de Calibração do GSF para o Laboratório de Calibração de IPEN.....</i>	69
4.2.5. <i>Implantação das Qualidades das Séries A e C no Sistema de Raios X Diagnóstico do IPEN</i>	71
4.2.5.1. <i>.Determinação das Camadas Semi-Redutoras</i>	72
4.2.5.2. <i>.Determinação das Energias Efetivas.....</i>	72
4.2.5.3. <i>Determinação das Taxas de Kerma no Ar</i>	75
4.2.6. <i>Aplicação da Metodologia Implantada</i>	77
4.3. Metodologia de Calibração de Câmaras de Ionização Utilizadas na Dosimetria de Feixes em Sistemas de Radiodiagnóstico	79
4.3.1. <i>Implantação das Qualidades de Radiação X para Radiodiagnóstico em um Sistema de Radioterapia.....</i>	79
4.3.1.1. <i>Aplicação da Metodologia Implantada.....</i>	86
4.3.2. <i>Implantação das Qualidades de Radiação X em um Sistema de Radiodiagnóstico</i>	90
4.3.2.1. <i>Determinação das Camadas Semi-Redutoras</i>	93
4.3.2.2. <i>Determinação das Energias Efetivas.....</i>	94
4.3.2.3. <i>Determinação das Taxas de Kerma no Ar</i>	95
4.3.2.4. <i>Aplicação da Metodologia Implantada.....</i>	96
4.4. Metodologia de Calibração de Instrumentos Utilizados no Controle de Qualidade em Sistemas de Radiodiagnóstico	99
4.4.1. <i>Caracterização dos Feixes de Radiação X por Espectrometria.....</i>	100
4.4.2. <i>Aplicação da Metodologia Implantada</i>	109

5. PROPOSTA DE UM SISTEMA DE REFERÊNCIA PARA A CALIBRAÇÃO DE MEDIDORES DE TENSÃO	111
5.1. Esquema de Operação de um Monitor Não Invasivo de Sistemas de Radiodiagnóstico Comercial	111
5.2. Sistema de Referência Proposto	113
5.2.1. <i>Principais Características das Câmaras de Ionização Desenvolvidas no IPEN</i>	113
5.2.2. <i>Sistema Tandem</i>	114
5.2.3. <i>Montagem do Sistema de Referência</i>	117
6. CONCLUSÕES	122
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	124

1. INTRODUÇÃO

As principais fontes de doses de radiação para membros do público são as radiações naturais e as utilizadas na Medicina. A contribuição de todas as fontes de uso médico para a dose anual per capita varia de uma pequena percentagem da radiação de fundo em países em desenvolvimento até percentuais significativamente altos em países desenvolvidos⁽¹⁾. A maior parte destas contribuições são decorrentes da radiologia diagnóstica. Consequentemente, é altamente desejável descontinuar a recomendação daqueles exames que não sejam essenciais para um diagnóstico adequado e minimizar as doses no decorrer dos exames com raios X sem perda de informação radiológica.

Por mais de 100 anos, desde a sua descoberta, os raios X têm sido muito utilizados em radiodiagnóstico. Mais recentemente, o uso de radionuclídeos e os computadores modernos têm melhorado as diversas técnicas de Medicina Nuclear, onde a injeção de radiofármacos no corpo fornece informações anatômicas e fisiológicas. A combinação destes procedimentos, na maioria dos países, faz com que a radiologia diagnóstica seja a maior fonte de radiação produzida pelo homem : nos Estados Unidos cerca de 60% da exposição da população é devida ao radiodiagnóstico⁽²⁾. Este é um fator que mostra a importância da limitação de dose tanto para os trabalhadores como para os pacientes. A Publicação 60⁽³⁾ da *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) estabelece que nenhuma prática envolvendo radiações deve ser adotada a menos que ela produza benefícios suficiente aos indivíduos para compensar o detrimento da radiação.

A Publicação ICRP 26⁽⁴⁾ definiu como irradiação médica a toda irradiação intencional de indivíduos (pacientes) sujeitos a exames ou tratamentos que envolvem o uso da radiação tanto para fins diagnósticos como terapêuticos.

E a Publicação 73 confirma que esta definição deve ser estendida ao caso dos indivíduos que acompanham um paciente sob tratamento ou diagnóstico tanto no hospital como em casa⁽⁵⁾.

Com relação aos exames de radiodiagnósticos, uma vez clinicamente justificados, os processos de obtenção da imagem e da sua interpretação devem ser otimizados. O melhor emprego das radiações ionizantes envolve a interação entre três fatores importantes no processo de obtenção de imagens :

- Qualidade diagnóstica da imagem radiográfica
- Seleção da técnica radiográfica
- Dose de radiação para o paciente.

Nos últimos anos tem-se notado uma preocupação crescente em relação ao controle de qualidade e à proteção radiológica em radiologia diagnóstica, principalmente com respeito à qualidade da imagem radiográfica⁽⁶⁻⁸⁾, assim como aos parâmetros do tubo gerador⁽⁹⁻¹⁶⁾, com o objetivo de melhorar a qualidade da utilização médica das radiações e evitar exposição desnecessária aos pacientes.

A Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) que coordena uma rede de laboratórios secundários em 51 países membros, organizou juntamente com a Comunidade Européia um programa que teve duração de 1991 a 1993 e que foi destinado a promover o conhecimento das possibilidades de redução de doses, identificar as formas de otimização e obter conclusões que permitam melhorias em programas de formação de recursos humanos⁽¹⁷⁾. Um programa piloto foi implantado em 7 países de continentes diferentes, incluindo o Brasil, onde foram implantados protocolos de controle de qualidade e foram analisados os seguintes itens em alguns serviços de radiodiagnóstico⁽¹⁸⁾ :

- Tipo de equipamentos de raios X utilizados
- Medidas da dose superficial de entrada no paciente antes e após a implantação do protocolo de controle de qualidade

- Parâmetros controlados pelo protocolo de controle de qualidade
- Critérios de qualidade da imagem.

Num programa de redução de dose no paciente é necessário que se determine a dose necessária, para a especificação da exposição do paciente e do trabalhador. Como os procedimentos médicos são claramente justificáveis e seus benefícios são indiscutíveis, a atenção dispensada para a otimização da proteção em exposições médicas tem sido menor do que para outras aplicações de fontes de radiação⁽¹⁹⁾. A necessidade de maiores estudos durante os procedimentos de radiodiagnóstico, em relação à dose ao paciente e aos níveis de referência, tornou-se óbvia para o estabelecimento de programas de garantia da qualidade e de otimização. Drexler⁽¹⁹⁾ analisou os conceitos de níveis de referência definidos pelas Publicações ICRP 60⁽³⁾ e ICRP 73⁽⁵⁾ demonstrando a importância das doses de referência em um processo de otimização e de uma revisão contínua nestes níveis. A Publicação ICRP 60 introduziu o conceito de *nível de investigação* que determina valores de dose acima dos quais uma verificação da causa deve ser feita. Na Publicação ICRP 73, recomenda-se o uso de *nível de referência diagnóstica* para os casos de exposição médica.

Desde a Publicação da ICRP 60⁽³⁾ muitos estudos foram realizados para o estabelecimento de níveis de referência de dose em diversos países⁽²⁰⁻²⁴⁾. Em 1992, o *Centre for Devices and Radiological Health* pertencente ao *Food and Drug Administration*, Estados Unidos, em conjunto com a *Conference of Radiation Control Program Directors Inc.* publicou um guia sobre a dose média ao paciente⁽²⁵⁾. Neste mesmo ano, o *Institute of Physical Sciences in Medicine*, na Inglaterra, publicou um protocolo nacional estabelecendo métodos para medidas da dose no paciente em radiologia diagnóstica⁽²⁶⁾. Estas iniciativas foram seguidas pela Suíça que em 1995 publicou uma recomendação da *Société Suisse de Radiobiologie et de Physique Médicale*, que é um guia para a execução de controle de qualidade em radiodiagnóstico. Esta Publicação é o resultado de uma exigência legal de 1994 sobre o controle de qualidade em instalações radiológicas⁽²⁷⁾. Em 1996, a *Sociedad Española de Física Médica* e a *Sociedad*

Española de Protección Radiológica propuseram um protocolo español⁽²⁸⁾ sobre aspectos técnicos do controle de qualidade em radiodiagnóstico com o objetivo de estabelecer critérios que levassem ao uso eficiente das radiações ionizantes e obtenção de imagens de alta qualidade diagnóstica com o menor risco ao paciente e ao trabalhador.

A situação no Brasil foi descrita em 1992 por Cunha e Freire⁽²⁹⁾ que, por meio de um levantamento, verificaram que no ano de 1988 existiam no Brasil cerca de 15.000 máquinas de raios X em operação, com aproximadamente 60.000 trabalhadores e que a dose média anual para trabalhadores na área médica foi de 0,89 mSv, e de 0,76 mSv para trabalhadores em radiologia diagnóstica. A situação atual, segundo avaliações do Departamento de Física Médica do Instituto de Radioproteção e Dosimetria, é que existem, atualmente, cerca de 18.000 estabelecimentos de radiodiagnóstico médico, com aproximadamente 27.000 máquinas de raios-X em operação. Para os odontólogos estima-se no mínimo 60.000 aparelhos de raios X em consultório*. O relatório anual da Superintendência de Licenciamento e Controle, Comissão Nacional de Energia Nuclear, CNEN (SLC) de 1998 mostra que houve um acréscimo de 33% no número de instalações radioativas na área médica nos últimos 4 anos⁽³⁰⁾. Estas informações mostraram a necessidade do desenvolvimento de métodos para o controle da utilização destes equipamentos, inclusive em relação às doses recebidas pelos pacientes e pelos trabalhadores.

Em janeiro de 1994 o Centro de Vigilância Sanitária do Estado de São Paulo publicou uma portaria sobre a necessidade de apresentação de resultados de levantamentos radiométricos em serviços de radiodiagnóstico médico e odontológico⁽³¹⁾. Em dezembro de 1994 a Secretaria da Saúde do Estado de São Paulo publicou uma resolução que aprovou a Norma Técnica que estabelece diretrizes básicas de radioproteção e procedimentos aos Serviços de Radiologia Médica no âmbito do São Paulo. Esta resolução estabelece que os

* MOTA, H. Comunicação Particular

serviços de saúde devem implantar Programas de Garantia da Qualidade que compreendam a execução do controle de qualidade dos equipamentos e do controle de procedimentos, estabelecendo as frequências com que devem ser realizados⁽³²⁾. Neste mesmo ano o Ministério da Saúde publicou a Portaria 2043 instituindo o Sistema da Garantia da Qualidade , incluindo os equipamentos de diagnóstico médico⁽³³⁾.

Em 1998 o Ministério da Saúde publicou a Portaria nº 453⁽³⁴⁾ aprovando o Regulamento Técnico que estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico e dispõe sobre o uso dos raios X diagnósticos em todo o território nacional. Esta portaria estabelece que os instrumentos para medição de níveis de radiação em levantamentos radiométricos e dosimetria de feixe devem ser calibrados a cada dois anos em laboratórios credenciados, rastreados à rede nacional ou internacional de metrologia das radiações ionizantes, nas qualidades de feixes de raios X diagnósticos.

Apesar da aparente preocupação em desenvolver programas de controle de qualidade em sistemas de radiologia diagnóstica, tanto no Brasil⁽³⁵⁻³⁷⁾ como no exterior^(10,27,28,38-42), ainda não existe, no Brasil e na América Latina , um sistema ou método operacional para calibração dos instrumentos utilizados em dosimetria na área de raios X diagnóstico, assim como um sistema de referência para esta calibração. Sabe-se que somente em alguns países, poucos laboratórios primários e secundários possuem uma metodologia implantada (por exemplo: Physikalisch-Technische Bundesanstalt, PTB, Alemanha, e Food and Drug Administration, Estados Unidos).

Os objetivos deste trabalho são :

1. Desenvolvimento de um protocolo de calibração que possa ser aplicado para os instrumentos utilizados na dosimetria de sistemas diagnósticos tanto para medidas de radioproteção como para medidas de feixe direto antes e após o paciente.

2. Estabelecimento de um sistema de medidas para ser utilizado como referência na calibração dos instrumentos medidores de tensão de pico, e de dose ou de taxa de dose em medidas de controle de qualidade.

2. FUNDAMENTOS

2.1. Produção de Raios X

2.1.1. *Tubo de Raios X Diagnóstico*

Os raios X são produzidos por energia de conversão quando um feixe de elétrons de grande velocidade é desacelerado em um anodo (alvo) de um tubo de raios X, que é constituído por uma ampola de vidro com vácuo possuindo dois eletrodos. Os eletrodos são projetados para que os elétrons produzidos no catodo (eletrodo negativo ou filamento) possam ser acelerados por uma diferença de potencial alta em direção ao anodo (eletrodo positivo ou alvo). Os elementos básicos de um tubo de raios X estão na Figura 2.1. Os elétrons são produzidos pelo aquecimento do filamento de tungstênio, fenômeno conhecido como emissão termoiônica, e acelerados através do tubo para alcançar o alvo, onde os raios X são por sua vez produzidos⁽⁴³⁾.

O ponto focal é a área do alvo que é bombardeada pelos elétrons do catodo (filamento). A maior parte da energia é convertida em calor, com menos do que 1% sendo convertida em raios X. Para minimizar este problema de aquecimento no tubo utiliza-se anodo giratório e o *Princípio do foco linear*, onde o tamanho e a forma do ponto focal são determinados pelo tamanho e a forma do feixe de elétrons quando atinge o anodo, como mostra o diagrama da Figura 2.2. O feixe de elétrons bombardeia o alvo, que possui uma inclinação entre 6 e 20°, formando um ângulo com o plano perpendicular do feixe incidente. Desta forma o tamanho aparente do ponto focal é reduzido⁽⁴³⁾.

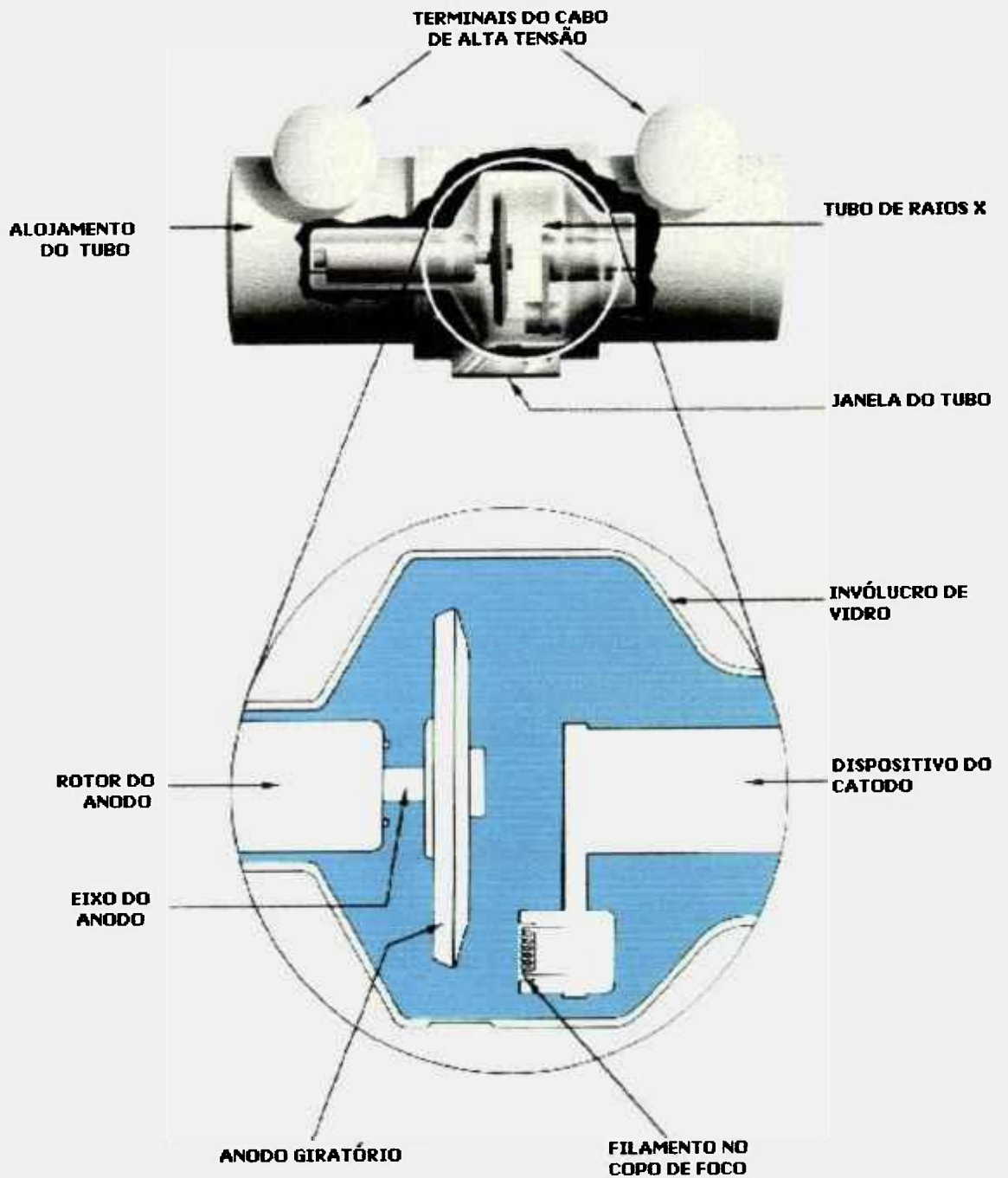
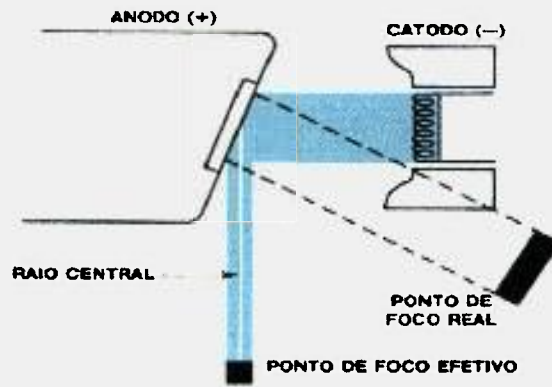
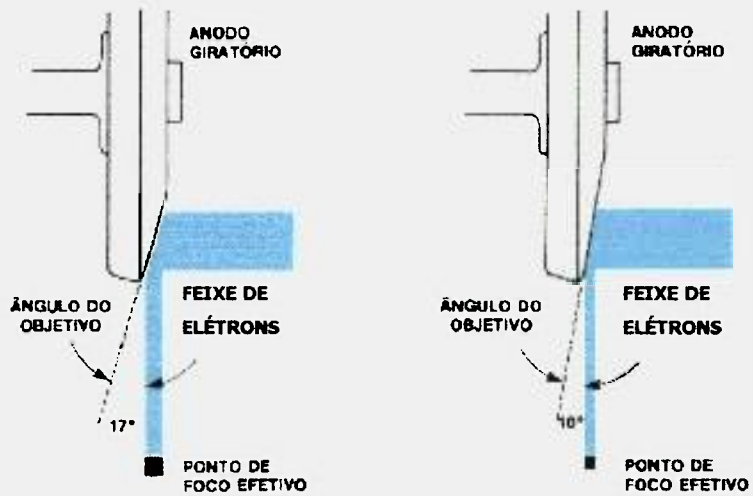


Figura 2.1: Tubo de raios X de anodo giratório⁽⁴⁴⁾.



(a)



(b)

Figura 2.2: Diagrama do Princípio de Foco Linear⁽⁴⁴⁾.

- (a) O feixe de elétrons vai em direção a um pequeno retângulo no alvo (anodo).
- (b) Efeito do ângulo do alvo no foco projetado.

2.1.2. Retificação da Tensão

Para evitar que haja correntes entre os eletrodos nos dois sentidos, é necessário acoplar ao tubo de raios X uma sistema de retificação ou operá-lo somente em valores baixos de corrente, de modo a evitar que o alvo esquente muito e passe a emitir elétrons por emissão termoiônica⁽⁴⁵⁾.

Os retificadores de alta tensão podem ser do tipo diodos a gás ou estado sólido. A válvula retificadora possui o mesmo princípio de funcionamento que um tubo de raios X. O catodo é um filamento de tungstênio e o anodo é uma placa metálica ou um cilindro em torno do filamento. A corrente flui somente do anodo para o catodo, mas a válvula não vai emitir corrente no ciclo inverso mesmo que o alvo de raios X se aqueça e emita elétrons. Os retificadores de estado sólido consistem em condutores cobertos com algum elemento semicondutor como selênio, silício ou germânio⁽⁴⁶⁾.

Os sistemas de retificação mais utilizados são os de meia onda, de onda completa e trifásico. Os retificadores são posicionados em série entre o transformador de alta tensão e o tubo de raios X.

2.1.3. Propriedades Básicas de um Feixe de Raios X Diagnóstico

Os aparelhos de raios X são classificados de acordo com a sua potência e com as aplicações para as quais são projetados. Os sistemas de radiodiagnóstico geram raios X, aplicando-se potenciais entre 20 e 150 kVp e com a corrente aplicada ao tubo variando de 25 a 1200 mA, enquanto que os sistemas de radioterapia operam com potenciais mais altos, porém a corrente do tubo não ultrapassa 20 mA⁽⁴⁴⁾.

A intensidade e a qualidade da radiação emergente de um tubo de raios X são função da corrente do tubo, do tempo de exposição, do potencial aplicado e da filtração. O número de fótons emitidos por unidade de tempo é controlado pela corrente do tubo (mA), entretanto a distribuição espectral é determinada pelo potencial aplicado (kVp), pelo material do anodo e pela composição do material da filtração tanto inerente como adicional. A energia dos fótons em um feixe de raios X pode ser especificada em termos de fluência de energia, $\Psi = dR/da$, onde dR é a energia da radiação incidente em uma esfera de área seccional da .

Os fótons irão ionizar indiretamente o ar que eles estão atravessando (por meio dos efeitos fotoelétrico e Compton), resultando em valores mensuráveis de kerma no ar e dose absorvida no ar em qualquer ponto do feixe de raios X⁽⁴⁷⁾.

2.2. Espectrometria de Raios X

O espectro de raios X é definido como a distribuição de energia da radiação produzida em um feixe de raios X⁽⁴⁸⁾. O conhecimento do espectro de raios X é necessário para se entender os vários estágios da produção de uma imagem diagnóstica, com o objetivo de reduzir a dose para o paciente e otimizar a qualidade da imagem. Têm sido desenvolvidas nos últimos anos técnicas para a determinação precisa e direta de espectros de raios X utilizando-se detectores de Germânio^(45,49-52) e outros detectores de estado sólido^(53,54). Além disso estudos teóricos e modelos computacionais foram realizados e a comparação com dados experimentais mostrou uma boa conformidade⁽⁵⁵⁻⁵⁷⁾.

O espectro de raios X é formado de duas partes distintas e superpostas: uma contínua e outra em linhas discretas. A parte contínua deve-se aos raios X de "*bremstrahlung*" e vai de energias muito baixas até uma energia máxima, numericamente igual à diferença de potencial aplicada ao tubo. As linhas discretas são em decorrência dos raios X característicos. A filtração inerente e adicional eliminam as energias baixas que podem ser absorvidas pelo paciente⁽⁵⁵⁾. A quantidade de raios X gerados é proporcional ao número atômico (Z) do material do alvo, aproximadamente ao quadrado do valor da tensão (kVp)², e à corrente aplicada ao tubo (mA). A energia dos raios X gerados depende portanto principalmente do potencial (kVp) aplicado ao tubo.

2.2.1. Escolha da Tensão Aplicada ao Tubo e da Filtração

A tensão aplicada ao tubo e a filtração para um diagnóstico específico são escolhidos de modo a se produzir um espectro de energia, que ao atravessar o paciente resultará em uma imagem radiográfica contendo as

informações diagnósticas desejadas. De um modo geral, a tensão aplicada ao tubo, a corrente que passa pelo anodo e a filtração total definem o espectro e são utilizados para a escolha da técnica radiológica.

2.2.2. Forma de Onda e a Tensão Efetiva Aplicada ao Tubo

Embora alguns geradores de raios X apresentem um potencial constante verdadeiro, muitos apresentam algum grau de "ripple" de tensão, que é uma flutuação na alta tensão aplicada ao tubo. Neste caso o espectro contém componentes gerados por todas as tensões entre o valor máximo e o valor mínimo aplicado ao tubo. Esta flutuação depende do gerador e varia com a corrente aplicada ao tubo.

A tensão efetiva do tubo de um gerador de raios X é a tensão na qual um gerador de potencial constante pode produzir raios X com o mesmo efeito radiográfico, isto é, o mesmo contraste de imagem. Para se garantir a reprodutibilidade das condições radiográficas, é importante que a tensão efetiva de saída do feixe esteja indicada no painel da máquina.

Pelo conhecimento da distribuição espectral de raios X é possível calcular-se os valores da tensão aplicada ao tubo, da filtração e da camada semi-redutora. As qualidades de radiação X são geralmente determinadas por meio de medidas de camadas semi-redutoras.

2.2.3. Ângulo do Alvo

O ângulo excedente aos 90° que o alvo tem na direção do feixe de elétrons é chamado de ângulo do alvo. Seu valor é escolhido para otimizar o feixe com o tamanho efetivo do ponto focal e varia de fabricante para fabricante de tubos de raios X. Como os raios X são gerados dentro do material alvo, a escolha do ângulo do alvo afeta a distribuição espectral. Birch e Marshall⁽⁵⁵⁾ demonstraram que variando-se o ângulo do alvo entre 10° e 22° verifica-se uma variação significativa no espectro de radiação, que é dependente da profundidade da produção dos raios X no alvo e da absorção relativa entre a maior e a menor região de energia do espectro; portanto o efeito é maior para espectros largos.

2.3. Conceitos Básicos de Dosimetria

2.3.1. Exposição

A exposição (X) é o quociente de dQ por dm , onde dQ é o valor absoluto da carga total de íons de um mesmo sinal produzidos no ar quando todos os elétrons (negativos e positivos) produzidos pelos fótons numa determinada massa de ar dm são completamente freados no ar ⁽⁵⁸⁾.

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

A unidade de exposição no Sistema Internacional de Unidades é o C/kg.

O nome especial para a unidade de exposição é Roentgen (R), que continua sendo utilizada, apesar da recomendação internacional de se evitá-la. Vale a relação :

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

A exposição é uma medida da habilidade ou da capacidade da radiação X e gama em produzir ionização no ar. Essa grandeza, portanto, não se define para nêutrons, partículas alfa ou beta.

O uso da grandeza "exposição" tende a ser descontinuado no decorrer do tempo, mas muitos laboratórios de padronização continuam a calibrar instrumentos em relação à exposição, pois uma grande parte dos monitores portáteis utilizados em Proteção Radiológica apresentam valores em unidades de exposição, além desta grandeza aparecer com frequência em muitos documentos de referência.

2.3.2. Dose Absorvida

A grandeza dose absorvida, D , é definida pelo quociente de dE por dm , onde dE é a energia média depositada pela radiação ionizante num material de massa dm ⁽⁵⁸⁾.

$$D = \frac{dE}{dm}$$

A energia depositada, E , pela radiação ionizante na matéria num volume é uma grandeza estocástica, ou seja, seus valores variam descontinuamente no espaço e tempo, e é dada por :

$$E = \Sigma R_{\text{entra}} - \Sigma R_{\text{sai}} + \Sigma Q$$

onde

- ΣR_{entra} é a energia da radiação incidente no volume, isto é, a soma das energias (excluindo-se a energia de repouso) de todas as partículas ionizantes carregadas ou não carregadas que entram no volume;
- ΣR_{sai} é a energia da radiação emergente do volume, isto é, a soma das energias (exceto a energia de repouso) de todas as partículas ionizantes carregadas ou não carregadas que saem do volume;
- ΣQ é a soma de todas as alterações (decréscimo : sinal positivo, acréscimo : sinal negativo) da energia de repouso do núcleo e das partículas elementares em qualquer transformação nuclear que ocorra no volume.

O valor esperado de E , chamado energia transferida média, \bar{E} , é uma grandeza não estocástica. Portanto, a dose absorvida, dE/dm é também uma grandeza não estocástica, definida num ponto e é em geral uma função contínua do espaço e do tempo.

A unidade de dose absorvida é J.kg^{-1} .

O nome especial para a unidade de dose absorvida é gray (Gy) e é definida como a dose de radiação absorvida de um Joule por quilograma, ou seja :

$$1\text{Gy} = 1\text{J/kg}$$

A unidade antiga de dose absorvida e cujo uso não é mais recomendado é o rad; neste caso vale a relação :

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

2.3.3. Kerma

O kerma (*kinetic energy released in material*), K , é definido como o quociente de dE_{tr} por dm , onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas não carregadas num material de massa dm ⁽⁵⁸⁾, isto é,

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

A unidade de kerma é $J.kg^{-1}$.

O nome especial para a unidade de kerma é gray (Gy).

O kerma no ar pode ser relacionado com a exposição, X , por⁽⁵⁹⁾ :

$$K_{ar} = X (\bar{W}_{ar}/e)/(1-g)$$

onde \bar{W}_{ar} é a energia média necessária para se produzir um par de íons no ar, e é a carga do elétron e g é a fração de energia perdida pelo elétron na produção de radiação de freamento (*bremsstrahlung*), e $(\bar{W}_{ar}/e) = (33,97 \pm 0,06) J/C$.

Se for possível desprezar a radiação de freamento e se houver equilíbrio eletrônico, o kerma no ar será igual à dose absorvida no ar.

2.3.4. Teoria Cavitária

A resposta de um dosímetro está relacionada à dose absorvida no meio de maneira complexa e a teoria cavitária tenta fornecer a ligação entre as

duas. O tamanho da cavidade, quando comparado com o alcance dos elétrons presentes no meio, determina o tipo de teoria cavitária a ser aplicada.

2.3.4.1. Teoria de Bragg-Gray

Gray, em 1929, foi o primeiro a enunciar um "princípio cavitário", embora Bragg em 1912 tivesse já discutido o assunto qualitativamente⁽⁵⁹⁾.

Estudando a ionização no ar provocada por radiação gama, Gray derivou um "princípio da equivalência" onde afirmava que "a energia perdida por unidade de volume por partículas beta na cavidade é $1/\rho$ vezes a energia perdida pela radiação gama por unidade de volume sólido", onde $1/\rho$ é a razão dos poderes de freamento dos elétrons no ar (cavidade) e no meio (sólido). O princípio da equivalência surgiu posteriormente com Gray, em 1936, sob a forma conhecida como relação de Bragg-Gray :

$$D_{\text{meio}} = (1/m S_{\text{cav,meio}})D_{\text{cav}}$$

onde D_{meio} e D_{cav} são as doses absorvidas no meio e na cavidade, respectivamente, e $m S_{\text{cav,meio}}$ é a razão entre os poderes de freamento de massa da cavidade e do meio, que é relacionada com a energia total perdida ao longo do caminho percorrido pela partícula.

O princípio de equivalência baseia-se na suposição de que a introdução da cavidade no meio não perturba o espectro de elétrons, e só é válido se a cavidade for pequena em comparação com o alcance dos elétrons. Supõe-se também que toda a energia perdida pelos elétrons é dissipada localmente e, portanto, incluída no poder de freamento, e que este é independente da energia dos elétrons.

Mais tarde, em 1937, Lawrence substituiu a razão dos poderes de freamento para uma energia única pela média ponderada do espectro dos elétrons⁽⁵⁹⁾ :

$$mS_{cav,meio} = (1/T_0) \int_0^{T_0} [mS_{cav}(T)/mS_{meio}(T)]dT$$

onde T e T₀ são a energia cinética e a energia cinética máxima do elétron e mS_{cav}(T) e mS_{meio}(T) são os poderes de freamento da cavidade e do meio, respectivamente, para a energia T.

Entretanto, nenhuma das duas teorias leva em conta as perdas grandes de energia, ou seja, a produção de raios-δ (elétrons secundários rápidos), que depositam energia fora do volume de interesse.

2.3.4.2. Teoria de Spencer-Attix

Spencer e Attix, em 1955, e Burch, em 1957, propuseram teorias que incluem os raios-δ no cálculo da energia depositada na cavidade e levam em conta as diferenças de número atômico dos materiais⁽⁵⁹⁾. Enquanto Spencer e Attix obtiveram uma solução numérica completa, Burch não a obteve e sua teoria foi pouco divulgada.

Para levar em conta os raios-δ, Spencer e Attix introduziram uma energia de corte Δ, abaixo da qual as transferências de energias são consideradas dissipativas. Δ está relacionado com o tamanho da cavidade e é definido como a energia do elétron que possui alcance igual à espessura média da cavidade. A energia de corte deve ser alta em comparação com a energia de ligação dos elétrons atômicos, que para a camada K é da ordem de 4 keV para Sn e de 90 keV para Pb.

A razão dos poderes de freamento, segundo Spencer e Attix, torna-se portanto :

$$mS_{cav,meio} = (1/T_0) \int_{\Delta}^{T_p} [R_{meio}(T_0,T)/mS_{meio}(T)] mS_{cav}(T,\Delta)dT$$

onde $R_{meio}(T_0,T)$ é a razão entre o fluxo total de elétrons no meio, incluindo os raios- δ , e o fluxo de elétrons primários, e $mS_{cav}(T,\Delta)$ é o poder de freamento restrito de massa da cavidade⁽⁵⁹⁾.

2.3.4.3. Teoria de Burlin ou Teoria Cavitária Geral

Na prática, as cavidades não são infinitesimais e, conseqüentemente, o espectro de elétrons nelas presente não é totalmente característico do meio. Quando a cavidade é tão grande que suas dimensões são maiores que o alcance dos elétrons gerados no meio, a dose absorvida na cavidade pode ser considerada totalmente proveniente dos elétrons gerados pelos fótons na cavidade e proporcional ao coeficiente de absorção de energia de massa do material da cavidade, $(\mu_{en}/\rho)_{cav}$. A dose absorvida no meio é proporcional ao coeficiente de absorção de energia de massa do meio, $(\mu_{en}/\rho)_{meio}$, e pode ser escrita como⁽⁵⁹⁾ :

$$D_{meio} = [(\mu_{en}/\rho)_{meio}/(\mu_{en}/\rho)_{cav}] D_{cav}$$

Geralmente as cavidades são de tamanho intermediário, isto é, suas dimensões são comparáveis ao alcance dos elétrons e o espectro presente na cavidade consiste de elétrons gerados tanto no meio quanto na cavidade.

Burlin, em 1956, foi o primeiro a propor uma teoria, que ele chamou de teoria cavitária geral, que levou em conta a atenuação dos elétrons gerados no

meio e o correspondente aumento de elétrons gerados na cavidade⁽⁵⁹⁾. A expressão de Burlin para dose absorvida no meio é formulada como :

$$D_{\text{meio}} = [d \, m S_{\text{cav,meio}} + (1-d) (\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{cav}}/(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{meio}}]^{-1} D_{\text{cav}}$$

onde d é um fator, dependente do tamanho da cavidade, que representa o quanto o fluxo de elétrons gerado no meio é, em média, atenuado na cavidade.

2.4. Controle de Qualidade em Radiodiagnóstico

A finalidade dos programas de controle de qualidade em radiologia diagnóstica é estabelecer procedimentos de monitoração periódicos ou contínuos do desempenho das instalações radiológicas, com a finalidade de se obter a melhor informação diagnóstica possível com o menor custo e a dose mínima para o paciente individual. Todos os serviços de radiologia devem estabelecer programas de controle de qualidade onde a estrutura e a dimensão sejam determinadas pelas necessidades e pela complexidade de cada serviço.

Num programa de controle de qualidade devem ser considerados os seguintes aspectos definidos por Henshaw⁽⁴⁰⁾ :

- *Qualidade da imagem* : deve ser assegurado que a qualidade da imagem se mantenha dentro dos critérios padrões.
- *Dose no paciente* : a dose nos pacientes deve ser mantida no valor mínimo necessário para produzir uma imagem radiológica satisfatória. Consequentemente, as precauções que se tomam para reduzir a dose recebida pelo paciente também reduzirão a dose recebida pelo trabalhador.
- *Otimização dos custos* : os recursos devem ser bem distribuídos em equipamento e pessoal, objetivando uma taxa de aceitação alta das imagens, considerando-se o gasto de tempo do pessoal e o desgaste do equipamento, o que provoca uma redução na vida útil do mesmo.
- *Requisitos legais* : as autoridades devem estabelecer critérios de aceitação para a utilização das instalações e mantê-las sob vigilância, considerando-

se que todas as exposições médicas devem estar justificadas clinicamente e manter-se tão baixas quanto razoavelmente exequíveis.

- *Aspectos profissionais* : o funcionamento de um programa de controle de qualidade deve assegurar ao pessoal envolvido com o serviço que tanto as imagens obtidas quanto os diagnósticos clínicos tenham um padrão profissional alto.

O trabalho com equipamentos de raios X para diagnóstico deve ser tal que os princípios impostos pela ICRP sejam sempre atingidos⁽¹⁾. Para isso, é necessário não só o treinamento adequado em radioproteção de todos os indivíduos envolvidos no manuseio do equipamento, tais como médicos e operadores, mas também é preciso garantir o perfeito funcionamento desses aparelhos. Estes devem estar adequadamente calibrados de forma que a dose de radiação recebida pelo paciente possa ser conhecida e mantida sempre a níveis suficientemente baixos ⁽⁶⁰⁾ , ou seja, não deverá exceder os limites de dose recomendados para circunstâncias apropriadas.

A caracterização de um feixe de raios X num determinado ponto deve englobar o conhecimento completo das grandezas físicas associadas a esse feixe (por exemplo : variação da taxa de exposição com a tensão e a corrente do tubo) e das características de radiação.

A "qualidade" de um feixe de radiação X é geralmente definida pela tensão aplicada, pela filtração total e pela primeira e a segunda camadas semi-redutoras:

- *A tensão máxima* aplicada ao tubo de raios X é também conhecida como quilovoltagem de pico, kV_p . A taxa de exposição varia com o quadrado da quilovoltagem de pico; portanto a ocorrência de incertezas na sua determinação podem implicar em dose de radiação excessiva no paciente.

- *A filtração total* (filtração inerente e adicional) deve ser tal que absorva parte do feixe de raios X de energias baixas, que fornecem doses altas na pele do paciente sem contribuir para a imagem radiográfica.

- *A camada semi-redutora* (espessura de material absorvedor necessária para reduzir a taxa de exposição à metade) está associada ao poder de penetração do feixe no tecido e ao seu espectro de energia. A primeira e a segunda camadas semi-redutoras permitem a determinação da dose no paciente a várias profundidades, se for conhecida a dose na superfície, que pode ser determinada com um dosímetro.

A determinação de alguns parâmetros físicos citados anteriormente requer a medida da taxa de exposição ou da taxa de kerma no ar num determinado ponto, que pode ser obtida com uma câmara de ionização cuja resposta seja independente da energia no intervalo de medida, ou cuja dependência seja plenamente conhecida no intervalo de energia em questão.

Escolher uma câmara de ionização deste tipo não é fácil para as energias baixas usadas em raios X para diagnóstico, principalmente para espectros de energia inferiores a 50 kV_p⁽⁵⁹⁾.

Os parâmetros físicos a serem medidos são : taxa de exposição (ou taxa de kerma no ar), filtração inerente e tensão do tubo, além da linearidade da corrente em relação à taxa de exposição ou à taxa de kerma no ar, o alinhamento do feixe de radiação e a penumbra.

2.4.1. Formação da Imagem Radiográfica

As radiações ionizantes têm sido utilizadas para fins de diagnóstico clínico desde 1895. A radiografia é o resultado do uso da radiação ionizante, frequentemente raios X, para produzir a transmissão da imagem de um objeto em um material fotossensível (normalmente filme). A radiografia, o registro final da imagem, acontece em uma película especial, por um processo fotográfico.

Uma das propriedades principais dos raios X é a sua capacidade de penetrar na matéria. Quanto mais denso for o material, menor será a quantidade de raios X que o atravessará; os materiais menos densos terão maior índice de transmissão. Portanto, conforme o feixe de raios X emerge do corpo do paciente, as diferentes áreas do feixe contêm intensidades de radiação diferentes, pois o feixe passou por tipos de tecidos diferentes (em densidade e/ou espessura). Este padrão invisível de intensidades de raios X diferentes é chamado de imagem aérea, que não é nada mais do que uma "sombra" radiográfica da parte do corpo que foi exposta à radiação.

Para que o processo possa ter utilidade prática para a Medicina, é necessário que se possa fazer um registro visível desta imagem. Isto é conseguido por meio do uso de filmes fotográficos sensíveis a raios X. Os filmes radiográficos planos modernos são compostos de uma película plástica transparente, recoberta nos dois lados por uma emulsão sensível à luz e aos raios X. Tal emulsão, quando atingida pela luz ou por raios X, sofre uma modificação físico-química. Quanto maior a intensidade de raios X ou de luz que atingem a emulsão, maior será a modificação que a mesma sofre⁽⁶¹⁾.

Sendo assim, esta é a forma atualmente utilizada para se converter a imagem aérea, latente, em uma imagem radiográfica visível. Para que a imagem

impressa no filme radiográfico fique acessível, o mesmo precisa ainda passar por um processo de revelação.

Para se reduzir o tempo de exposição do paciente aos raios X, utiliza-se um dispositivo chamado "écran", que tem a propriedade de tornar-se fluorescente quando se incide sobre o mesmo uma pequena quantidade de raios X. Colocando-se o filme entre duas lâminas de "écrans" e incidindo-se sobre este conjunto um feixe de raios X, forma-se a imagem no filme de maneira muito mais rápida e sensível. O conjunto "écran-filme-écran" é mantido agrupado dentro de um dispositivo, chassi, à prova de luz, para protegê-lo durante o transporte de um local para outro, onde será exposto, exceto no caso de mamografia.

Deste modo, consegue-se reduzir a dose no paciente sem perder a resolução da imagem, pois a pouca sensibilidade do filme aos raios X é compensada pela brilho luminoso dos "écrans".

2.4.2. Fatores de Exposição da Imagem

Os fatores que afetam exposição da imagem são a tensão (kVp) e a corrente (mA) aplicadas ao tubo e o tempo de exposição, respectivamente representando os controles básicos para contraste, densidade e definição ou ausência de nitidez da imagem:

➤ *Tensão aplicada ao tubo*

A tensão aplicada ao tubo (kVp) representa a capacidade de penetração do feixe de raios X no tecido, e desta forma a escala de contrastes de uma radiografia.

➤ *Corrente e tempo de exposição*

A corrente (mA) e o tempo de exposição (s) geralmente são combinados em uma única unidade denominada de "miliampere-segundos" (mAs), como o fator primário que controla a intensidade do feixe de raios X.

Portanto, o produto corrente-tempo (mAs) é o fator de controle primário da densidade de uma radiografia. O tempo ou a duração de uma exposição pode ser modificado, em combinação com a corrente a fim de compensar o movimento durante uma exposição, que resultaria em perda de definição, ou ausência de nitidez da imagem⁽⁶¹⁾.

2.4.3. Critérios de Qualidade para Imagens Radiográficas

Os fatores de qualidade que são levados em conta para se obter uma radiografia otimizada, que é o objetivo de um exame radiológico, são : densidade, contraste, detalhe e distorção.

➤ *Densidade radiográfica*

A densidade radiográfica é diretamente ligada ao grau de enegrecimento da radiografia concluída. Quanto maior o grau de enegrecimento, maior será a densidade radiográfica e menor a quantidade de luz que atravessará a radiografia, quando colocada em um foco de luz. O principal fator de controle da densidade é o "mAs", mas o controle da tensão aplicada também contribui para um enegrecimento maior ou menor da imagem.

➤ *Contraste radiográfico*

O contraste radiográfico é a variação da densidade. Quanto menor esta variação ou a diferença entre a densidade em áreas adjacentes, menor será o contraste. O contraste torna os detalhes anatômicos de uma radiografia mais visíveis. O fator de controle primário para o contraste radiológico é o ajuste correto da tensão aplicada ao tubo (kVp).

➤ *Resolução espacial*

A resolução espacial ou definição é a nitidez das estruturas na radiografia, demonstrada pela clareza de linhas estruturais finas, e pelos limites de tecidos ou estruturas visíveis na imagem radiográfica. A insuficiência de detalhes ou a definição é conhecida como "borramento" da imagem.

➤ *Distorção*

A distorção é a representação errada do tamanho ou do formato do objeto verdadeiro. Os fatores que influenciam a distorção são : distância foco-filme, alinhamento do objeto e a correta centralização do feixe de raios X sobre o objeto⁽⁶¹⁾.

2.4.4. Métodos para a Redução da Dose no Paciente

Os métodos de redução da dose no paciente de radiodiagnóstico são de grande importância, pois a maior contribuição para a dose coletiva da população é devida aos procedimentos diagnósticos.

Observando-se os parâmetros que influenciam a dose efetiva, pode-se preparar uma lista de métodos que contribuiriam para a redução da dose a serem aplicados sem a necessidade de utilização de equipamentos sofisticados⁽¹⁸⁾:

- Selecionar o conjunto “*filme-écran-filme*” mais sensível de acordo com a qualidade diagnóstica (fator de redução 2);
- Operar o processador de filme de forma otimizada, especialmente em relação à temperatura (fator de redução 6);
- Colimar o feixe de raios X para o menor campo de radiação possível;
- Remover a grade anti-espalhamento durante os procedimentos de fluoroscopia ou fotofluoroscopia, quando o tamanho ou volume do campo irradiado é menor (fator de redução 2).

Nem todos os métodos para a redução da dose de entrada na superfície do paciente influenciam a dose efetiva na mesma proporção. Portanto, pode-se classificar os métodos em duas categorias :

1. Métodos que levam a uma redução simples do produto corrente-tempo (mAs) sem modificar a qualidade do feixe. Nestes casos, a redução da dose implica na redução da dose efetiva pelo mesmo fator desde que a distribuição da dose relativa no paciente não mude.
2. Métodos que levam a uma modificação da distribuição de dose no paciente pela modificação das características do feixe (kVp e/ou filtração). Nestes casos, a penetração e o espalhamento no paciente são modificados de modo que a redução da dose de

entrada na superfície não implique na redução da dose efetiva pelo mesmo fator. Além disso, uma variação grande na distância entre o tubo de raios X e o paciente também modifica a distribuição da dose.

Os parâmetros mais importantes para a redução da dose de entrada na superfície do paciente em exames radiográficos comuns são :

➤ *Filtração*

A filtração adicional é importante para se evitar a exposição desnecessária da pele devida aos componentes de energias baixas do espectro de raios X. Estes componentes não contribuem para a formação da imagem, mas são absorvidos pelas camadas superficiais do tecido. Normalmente, utiliza-se uma filtração total de 2,5 mm de alumínio em um tubo de raios X (nível diagnóstico).

➤ *Tensão aplicada ao tubo*

A redução da dose de entrada na pele do paciente para uma mesma densidade óptica do filme pode ser obtida aumentando-se a penetração do feixe de raios X, por exemplo, aumentando-se a tensão aplicada ao tubo. A redução da dose neste caso não leva a uma redução da dose efetiva pelo mesmo fator, como discutido anteriormente. Uma escolha adequada de um espectro de energia depende principalmente da espessura do paciente, dos detalhes de contraste e das características da grade anti-espalhamento.

➤ *Combinação "écran-filme"*

A qualidade da imagem e a dose de radiação dependem das características do "écran-filme" utilizado. Entretanto, é importante que os filmes sejam manipulados cuidadosamente e mantidos limpos de acordo com as recomendações dos fabricantes. Para se obter uma dose de radiação e uma qualidade de imagem de nível

adequado, os "écrans" devem combinar com o tipo de filme apropriado.

➤ *Produto corrente-tempo (mAs)*

Diminuindo-se o produto corrente-tempo do tubo (mAs) enquanto se mantém outros parâmetros fixos, pode-se melhorar a qualidade da imagem (diminuição da densidade óptica). Isto reduz a dose de entrada na superfície do paciente e a dose efetiva. Este método só deve ser aplicado quando a densidade óptica do filme for muito alta, ou o processamento do filme não for adequado.

➤ *Processamento do filme*

O processamento do filme é o parâmetro mais crítico na cadeia de obtenção da imagem do ponto de vista do controle da qualidade. Durante o processamento, a imagem latente no filme durante a exposição é transformada em uma imagem radiográfica visível e estável. Os processadores automatizados atuais podem conduzir o filme por meio da sequência : revelação, fixação, lavagem e secagem. O desempenho constante de um processador em cada estágio deve ser garantido com grande cuidado, de modo a se evitar uma degradação rápida da qualidade da imagem.

2.5. Instrumentação

2.5.1. Câmaras de Ionização

Durante muitos anos, a dosimetria das radiações esteve diretamente relacionada com a prática da radiologia. Com o objetivo de se controlar a quantidade de radiação, liberada pelas máquinas de raios X então existentes, foram desenvolvidos diversos tipos de sistemas detectores. Em 1925, devido à sensibilidade, à estabilidade e à reprodutibilidade apresentadas, a câmara de ionização tornou-se o instrumento principal para a detecção de radiação X.

Atualmente, apesar do surgimento de outros sistemas de medida, a câmara de ionização ainda é considerada o instrumento mais prático e preciso para medidas de exposição e de dose absorvida. No Brasil, nos últimos anos, diversas câmaras de ionização foram projetadas e construídas para diferentes aplicações, apresentando bons resultados⁽⁶²⁻⁶⁸⁾.

As câmaras de ionização mais simples apresentam um eletrodo coletor central e a parede da câmara delimita uma cavidade preenchida por um gás. Em geral as câmaras não são seladas, sendo necessária a aplicação de fatores de correção de suas leituras para as condições ambientais.

A escolha dos materiais, das dimensões e da forma da cavidade depende da finalidade à qual a câmara será destinada (medir exposição, kerma no ar ou dose absorvida) bem como do tipo de radiação a ser medida, de sua intensidade e de sua variação no espaço e no tempo.

A teoria cavitária de Bragg-Gray⁽⁵⁹⁾ não impõe restrições para a forma geométrica da cavidade. No entanto, é preciso fixar um limite arbitrário para o espectro de energia dos elétrons que atravessam a câmara, lembrando que

a perda de íons por recombinação constitui o melhor critério para se estabelecer um limite para o espaçamento dos eletrodos.

2.5.1.1. Câmaras de Ar Livre

Para medir exposição de acordo com sua definição foi projetada por Perrin em 1896⁽⁶⁹⁾ uma câmara de ionização, denominada câmara de ar livre. Seu diagrama (Figura 2.3) mostra que um colimador delimita uma certa área do feixe de radiação que passa centralmente pelas placas paralelas; uma delas é circundada por placas de guarda definindo o volume de coleta de íons (volume ativo) na direção axial das linhas de força do campo elétrico entre as placas.

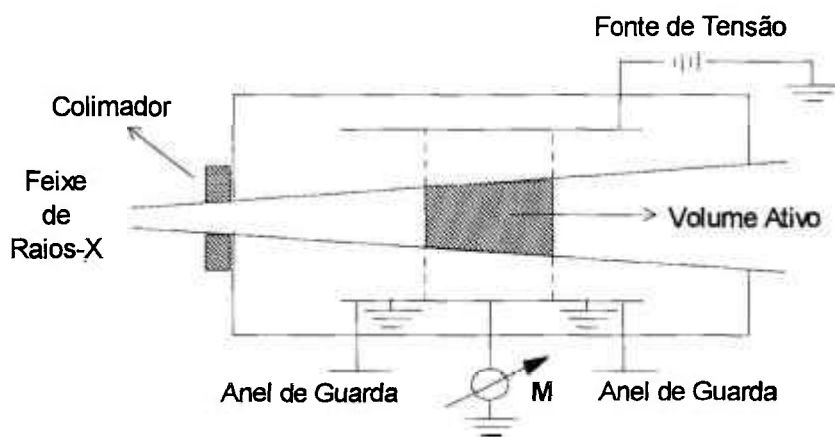


Figura 2.3 : Câmara de ionização de ar livre⁽⁶⁹⁾.

Entre os fatores que devem ser investigados para a construção de uma câmara de ar livre incluem-se :

- (a) Sistema de colimação
- (b) Comprimento efetivo da região de coleta de íons

- (c) Distância entre as bordas externas do feixe e o eletrodo coletor
- (d) Distância entre o colimador e o eletrodo coletor
- (e) Potencial de polarização necessário para se atingir a saturação
- (f) Atenuação do feixe primário pelo ar entre o centro de coleta e o colimador
- (g) Blindagem da caixa da câmara contra radiações não desejáveis⁽⁶²⁾.

A medida da exposição com uma câmara de ionização de ar livre está diretamente relacionada ao princípio do equilíbrio eletrônico. À medida que a energia dos fótons aumenta, é necessário que as dimensões da câmara aumentem consideravelmente, a fim de que os critérios especiais para a medida operacional da grandeza exposição sejam obedecidos. Desta forma, surgem diversos problemas técnicos diretamente relacionados com as dimensões físicas, nas medidas de fótons com energia acima de 300 keV, quando os fatores de correção se tornam elevados, determinando um limite de energia da radiação para a utilização da câmara de ar livre como um padrão primário à pressão atmosférica.

2.5.1.2. Câmara Cavitária para Medidas de Exposição e Dose Absorvida

Como a câmara de ar livre, à pressão atmosférica, está limitada a valores de energia de fótons abaixo de 300 keV, foi desenvolvido um outro tipo de câmara de ionização para atuar como padrão primário nas medidas de exposição em feixes de fótons, que utiliza como princípio de medida a teoria de Bragg-Gray⁽⁵⁹⁾, baseando-se na determinação da dose absorvida num material.

Neste caso, as paredes e o eletrodo central são de material plástico equivalente ao ar ; a parede externa (esférica) é moldada por duas metades que são soldadas (isto é, fundidas formando uma junta uniforme), como mostra a

Figura 2.4. O anel de guarda também é soldado à parede externa por meio de uma arruela isolante.

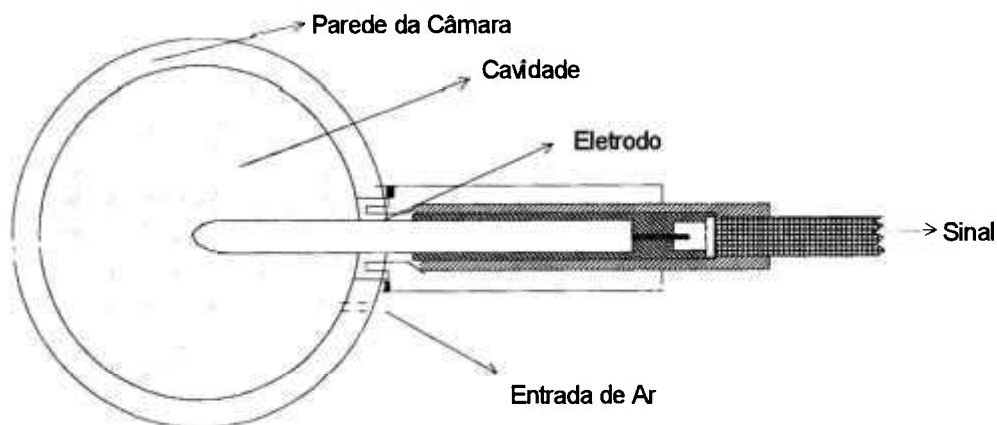


Figura 2.4 : Câmara cavitária para medidas de exposição e dose absorvida no ar⁽⁶⁹⁾

As capas de equilíbrio eletrônico de várias espessuras são geralmente de grafite ou poliestireno, para possibilitar a calibração das câmaras em campos de radiação X acima de 2 MV. Para as medidas num simulador, as câmaras são normalmente utilizadas sem as capas de equilíbrio eletrônico, pois o próprio material do simulador garante a ocorrência de equilíbrio eletrônico⁽⁶⁹⁾.

O eletrodo externo e o anel de guarda podem ser desparafusados do cabo e recolocados numa montagem similar, utilizando-se uma parede de apenas 0,25 mm de espessura para medidas em campos de radiação X de energias baixas.

2.5.1.3. Câmaras de Ionização do Tipo Dedal

Em medidas dosimétricas rotineiras, faz-se uso de câmaras do tipo dedal, que são de fácil manuseio e transporte, versáteis e cujo projeto possibilita seu uso em simuladores. Estas câmaras não são padrões primários, isto é, não medem a unidade de exposição segundo sua definição física, pois apresentam, entre outros fatores, dependência energética⁽⁶²⁾. Entretanto, por meio de calibrações, podem ser padronizadas em intervalos de energia em relação às câmaras padrões.

A câmara de ionização dedal (Figura 2.5) consiste de um instrumento de pequenas dimensões com uma parede sólida condutora que delimita um certo volume de ar. Neste volume está inserido, no centro, um eletrodo para coleta dos íons formados no ar. A fim de não causar perturbação no campo de radiação, tanto a parede da câmara quanto o eletrodo central devem ser equivalentes ao ar, em relação à interação dos fótons e dos elétrons secundários. Esta equivalência significa que a parede se comporta como uma camada de ar condensado, fazendo com que a fluência e o espectro de energia dos fótons e dos elétrons secundários (gerados pela interação da radiação primária com o material da parede e no volume ativo de ar) não sejam perturbados pela parede. Esta parede tem uma espessura sempre maior que o alcance máximo dos elétrons secundários gerados fora da câmara; isto significa que toda ionização detectada pelo eletrodo central pode ser associada aos elétrons secundários gerados e freados dentro do volume de ar, já que ocorre o equilíbrio eletrônico. Isto significa que a transferência de energia dos elétrons secundários (gerados na parede) para o volume ativo de ar é igual à dos elétrons (gerados no volume de ar) para a parede da câmara. Este sistema portanto constitui um detector de fótons⁽⁷⁰⁾.

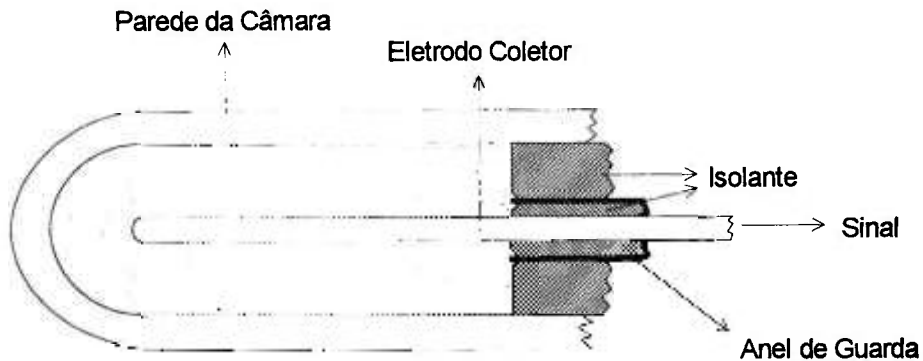


Figura 2.5: Vista seccional de uma câmara de ionização dedal típica⁽⁶⁹⁾.

Para feixes de fótons com valor de energia acima de 300 keV, surgem dificuldades experimentais para se obter o equilíbrio eletrônico. Para medidas, por exemplo, em feixes de ^{60}Co (1,25 MeV), a espessura da parede é aumentada por meio de uma capa de equilíbrio eletrônico ("build-up cap"), geralmente de Lucite, com cerca de 4,0 mm⁽⁷⁰⁾ de espessura, a fim de impedir que os elétrons criados fora da câmara penetrem no volume ativo da mesma. Este sistema não é mais analisado como uma câmara dedal, mas sim como uma simulação de uma câmara cavitária.

2.5.1.4. Câmaras de Ionização de Extrapolação

A câmara de extrapolação projetada por Failla em 1937⁽⁶⁹⁾ (Figura 2.6) tem sido usada de muitas formas e para diversos propósitos, variando-se sempre a distância entre os eletrodos planos e paralelos, para permitir a medida da intensidade de radiação em função da espessura da camada de ar da câmara. O propósito desta câmara é medir a dose absorvida superficial de um material sob irradiação. O volume ativo é uma pequena região em forma de moeda acima do eletrodo coletor central, que é rodeado por um anel de

guarda largo⁽⁶²⁾. O eletrodo superior é constituído por uma folha fina presa por um anel rígido; a distância entre os eletrodos pode ser variada precisamente por meio de um parafuso micrométrico externo. Pela medida da ionização, por unidade de volume de ar, em função da distância entre os eletrodos, e extrapolando-se a curva resultante para a distância nula, pode-se obter uma boa medida da taxa de dose absorvida sob determinada espessura de material da janela⁽⁶⁸⁾. Esta câmara é especialmente recomendada para a detecção de radiação beta e de radiação X de baixas energias, sendo utilizados materiais diferentes para os eletrodos coletores.

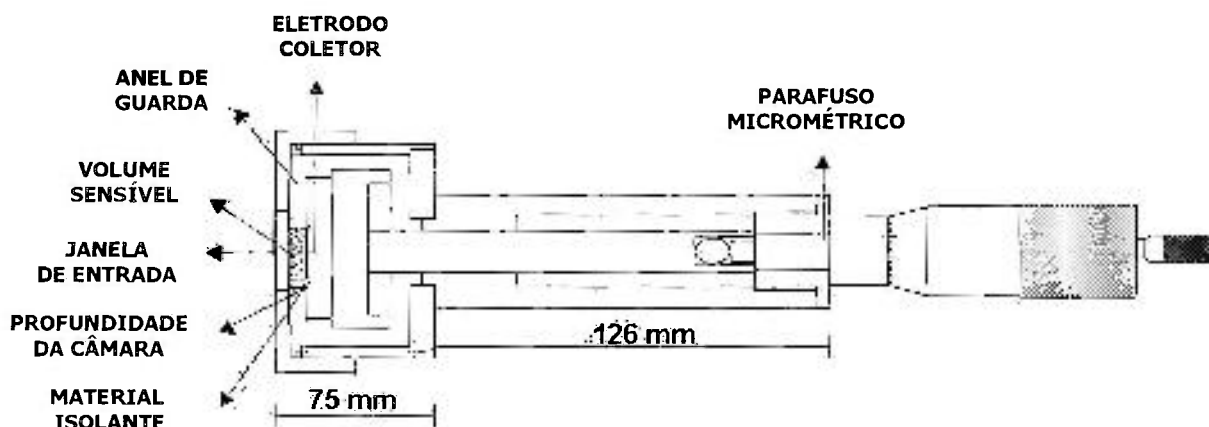


Figura 2.6 : Câmara de extrapolação projetada pelo IPEN ^(68,71)

2.5.1.5. Câmaras de Ionização de Placas Paralelas

A dosimetria da radiação X gerada a valores baixos de potencial apresenta dificuldades especiais devido à absorção considerável desta radiação pela matéria mesmo quando se utiliza paredes finas de material equivalente ao ar.

Neste caso, são utilizadas câmaras de ionização de placas paralelas (Figura 2.7), também denominadas superficiais, para a determinação de taxas de

exposição e de taxas de dose absorvida deste tipo de radiação, como padrão secundário e também em medidas rotineiras.

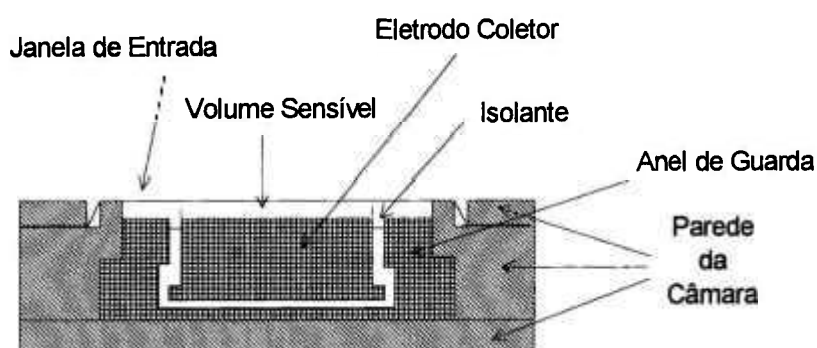


Figura 2.7 : Câmara de ionização de placas paralelas projetada pelo IPEN^(66,67)

Devido à pequena profundidade da câmara, a taxa de exposição varia pouco com o volume de medida e a dependência com a energia é fraca. A parede dianteira (janela de entrada) deste tipo de câmara pode ser tão fina quanto a matéria de camada atrás da qual se deseja determinar a taxa de exposição, de dose absorvida ou de kerma, consistindo de uma membrana ou de uma malha através da qual a radiação passa para atingir o volume ativo⁽⁷²⁾.

As câmaras de ionização de placas paralelas também são recomendadas para a detecção de elétrons com energias mais baixas que 10 MeV, devendo ser necessariamente utilizadas nas medidas em feixes de elétrons com energias mais baixas que 5 MeV^(72,73).

2.5.2. Medidores de Tensão, Tempo de Exposição e Linearidade da Exposição

2.5.2.1. Medidores de Tensão (kVp)

A medida correta da tensão aplicada ao tubo (kVp) é um fator importante em um programa de controle de qualidade, para garantir tanto uma imagem como um diagnóstico adequado. Uma variação de 10% na determinação da tensão pode acarretar um falso diagnóstico provocando, algumas vezes, prejuízos irreparáveis⁽⁷⁴⁾. A calibração apropriada do gerador de raios X pode diminuir o número de repetições de exposições radiográficas, o que diminuiria a dose no paciente e no trabalhador.

A determinação da tensão tem sido o objeto de muitos estudos nos últimos anos^(9,12,14,75-80). Existem duas técnicas para a medida da tensão aplicada ao tubo : a invasiva e a não invasiva. Como técnica invasiva pode-se citar os divisores de tensão, que para serem utilizados há a necessidade de desmontagem dos cabos de tensão da máquina de raios X para o seu acoplamento. Na Figura 2.8 pode-se observar o esquema de ligação de um medidor invasivo de tensão*.

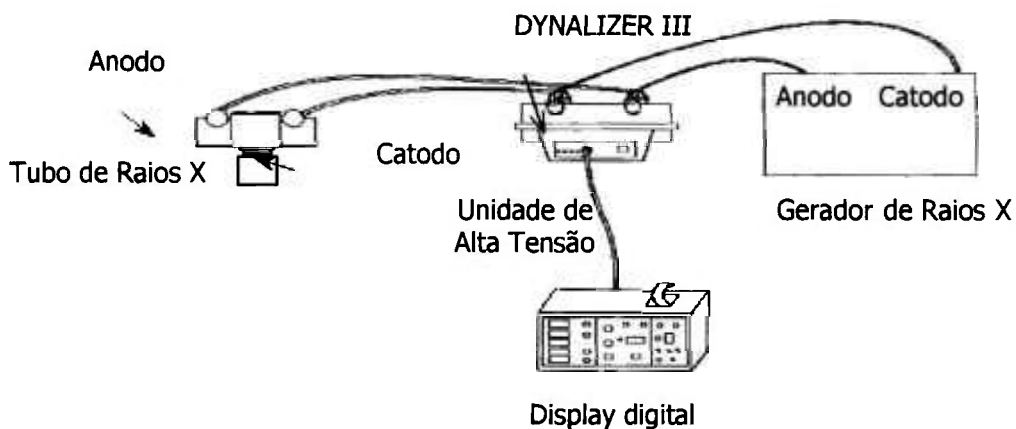


Figura 2.8 : Esquema de ligação de um medidor invasivo DYNALIZER III*.

* DYNALIZER III TECHNICAL MANUAL ST-3669. Radcal Corporation, Jan. 1995.

O dispositivo para medir kVp de Winsconsin⁽⁷⁴⁾ é um instrumento não invasivo que consiste de um chassi de raios X modificado, contendo uma tela intensificadora coberta por um atenuador óptico em cinco áreas selecionadas, como mostra a Figura 2.9. Quatro destas áreas são utilizadas para medir as tensões aplicadas de 50 a 130 kVp. A quinta área é destinada às medidas de camadas semi-redutoras.

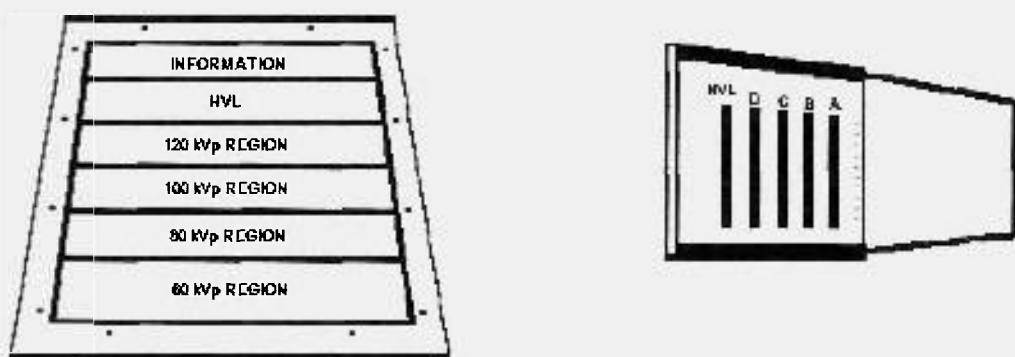


Figura 2.9 : Dispositivo para medir kVp de Wisconsin⁽⁷⁴⁾.

A técnica não invasiva tem sido muito estudada devido a não necessidade de desmontagem dos cabos de alta tensão para a realização de medidas. Atualmente, os instrumentos mais utilizados são do tipo portáteis, baseados em câmaras de ionização ou em detetores de estado sólido filtrados. A Figura 2.10 mostra alguns tipos de medidores mais utilizados.



Victoreen Incorporation



RMI Corporation



Radcal Corporation

Figura 2.10: Medidores portáteis de tensão e outros parâmetros.

A tensão aplicada ao tubo deve ser testada anualmente ou sempre que se verifique uma variação ou se faça a troca de algum componente do gerador de alta tensão. Uma variação de 2 ou 3 kVp pode afetar a dose no paciente e a densidade óptica do filme, e uma variação de 4 ou 5 kVp é suficiente para afetar o contraste radiográfico. As medidas da tensão devem estar dentro de ± 4 kVp do valor real⁽²⁾.

2.5.2.2. Medidores do Tempo de Exposição

Existem muitos equipamentos comercialmente disponíveis para se medir o tempo de exposição, baseado no tempo de aquisição da radiação por uma câmara de ionização ou outro sistema para se medir a radiação. A precisão destes medidores deve ser testada anualmente ou se existir alguma necessidade de reparos. Os valores medidos devem estar dentro de $\pm 5\%$ do valor indicado na painel da máquina para intervalos de tempo maiores do que 10 milissegundos. Para intervalos de tempo menores do que 10 milissegundos, uma precisão de até $\pm 20\%$ é aceitável⁽²⁾.

2.5.2.3. Medidores da Linearidade da Exposição

Muitas combinações da corrente (mA) e do tempo de exposição (s) produzem o mesmo produto corrente-tempo (mAs). A habilidade de uma unidade radiográfica produzir uma saída constante de radiação para múltiplas combinações é chamada de *linearidade da exposição*, que é determinada pela utilização de um medidor de radiação preciso (câmara de ionização) para medir a intensidade da radiação em várias combinações da corrente e o tempo de exposição. Escolhe-se um valor do produto corrente-tempo, por exemplo 10 mAs, e varia-se o tempo de

exposição e a corrente, de modo que se obtenha sempre o mesmo valor de 10 mAs. Os valores devem estar sempre dentro de $\pm 10\%$ ⁽²⁾.

2.5.3. Calibração de Instrumentos

Mesmo utilizando-se alguns dos melhores detectores, as medidas, no máximo, fornecem apenas resultados que são aproximações da dose. No caso da radiação eletromagnética, mesmo que um instrumento meça exposição ou kerma no ar com grande precisão, o fator de conversão para se obter a dose num órgão pode variar muito com a energia da radiação e a sua direção de incidência. Instrumentos não calibrados no passado causaram grandes erros na estimativa da dose.

A calibração de um instrumento significa a determinação de sua resposta a uma exposição, ou a um kerma no ar, ou a uma dose absorvida de radiação, envolvendo sempre o uso de pelo menos um instrumento padrão ou de referência. O termo "calibração" é usado algumas vezes para a determinação da taxa de exposição, ou taxa de kerma no ar, ou taxa de dose absorvida num ponto de referência de um feixe de radiação sob condições específicas.

Os principais objetivos de um sistema de calibração são⁽⁸¹⁾ :

- a. Garantir que o instrumento esteja funcionando devidamente e de maneira adequada para o propósito a que foi projetado
- b. Determinar, sob condições padrões controladas, a indicação de leitura do instrumento como uma função do valor real medido por meio de um instrumento padrão
- c. Submeter o instrumento a testes, como resposta à energia e direção da radiação, efeitos ambientais, etc.

- d. Ajustar o instrumento, se possível, para que a precisão da medida seja otimizada
- e. Fornecer padrões de radiação para testes de novos detectores.

O fator de calibração irá converter o valor indicado no instrumento para a exposição, ou kerma no ar, ou dose absorvida num ponto de referência.

Existem basicamente duas técnicas para a calibração de instrumentos⁽⁸²⁾ :

1. *Uso de campos de radiação com propriedades bem conhecidas*

Um campo de radiação pode ser definido a partir do conhecimento de certos parâmetros de uma fonte padrão ou por medidas feitas com um padrão secundário.

2. *Técnica da substituição*

Um instrumento de referência é colocado no campo de radiação; em seguida, o instrumento a ser calibrado substitui o primeiro. Os dois instrumentos devem ocupar exatamente a mesma posição no feixe de radiação. A calibração é feita por comparação entre as duas leituras.

A periodicidade da calibração de instrumentos é determinada por normas e recomendações nacionais. Para as câmaras de ionização utilizadas em sistemas de radioterapia a recomendação é que sejam recalibradas a cada dois anos⁽⁸³⁾. Para os instrumentos utilizados em radioproteção existe a obrigatoriedade de calibração anual⁽⁸⁴⁾. Em radiodiagnóstico, tanto os instrumentos utilizados em levantamentos radiométricos (proteção radiológica) como os utilizados na dosimetria do feixe, devem ser calibrados a cada dois anos⁽³⁴⁾.

A calibração deve ser sempre realizada em laboratórios credenciados, rastreados à rede nacional ou internacional de metrologia das radiações ionizantes, nas qualidades adequadas para o uso do instrumento.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

O Laboratório de Calibração do IPEN possui dois sistemas de raios X, sendo um de nível radiodiagnóstico e um de nível radioterapia, que foram utilizados neste trabalho, tanto para a implantação das qualidades adequadas para a calibração de instrumentos utilizados em levantamentos radiométricos (radioproteção) e de instrumentos utilizados em medidas diretas do feixe, como para os testes com o sistema proposto para a calibração de medidores de tensão (kVp). Também foi utilizado neste trabalho um sistema de raios X pertencente ao Laboratório Padrão Secundário do GSF. Todos os instrumentos de referência e os sistemas auxiliares utilizados neste trabalho serão relacionados a seguir.

3.1. Sistemas de Radiação X

1. Sistema de radiação X, marca *Medicor Mövek Röntgengyara*, Hungria, modelo Neo-Diagnomax, monofásico e com retificação de onda completa e foco com potência de 50 kW. A filtração inerente do tubo é de 0,8 mmAl. Este gerador pode ser utilizado tanto no modo radiográfico como fluoroscópico. O tubo foi posicionado de modo que o feixe incida horizontalmente em relação aos sistemas de medidas que serão posicionados em um banco óptico com 3 metros de comprimento. O sistema de colimação do feixe é formado por um suporte e 4 colimadores com diâmetros de 0,5, 1,0, 1,5 e 2,0 cm. As características deste sistema de radiação são :

Modo Radiográfico

Tensão de Operação : de 40 a 125 kV

Tempo de Exposição : de 0,04 a 5 segundos

Corrente do tubo : máximo 500 mA para 90 kV e

315 mA para 125 kV

Rendimento : de 12 a 500 mAs

Modo Fluoroscópico

Tensão de Operação : de 45 a 100 kV

Corrente do tubo : até 5 mA

2. Sistema de radiação X de energias baixas, constituído por um gerador Rigaku Denki Co. Ltd., Japão, tipo Geigerflex (potencial constante), acoplado a um tubo Philips, Holanda, modelo PW 2184/00, com janela de 1mm de Berílio e alvo de Tungstênio. A tensão de operação do sistema vai de 20 a 60 kV e a corrente do tubo pode variar entre 2 e 80 mA. Sua potência máxima é de 3,0 kW. O sistema possui um obturador do feixe ("*shutter*"), marca *Physikalisch-Technische Werkstätten* (PTW), modelo 6801. O sistema monitor é composto por uma câmara de transmissão PTW, modelo Tch 7786/k, tipo 24390, série 2882, acoplada ao eletrômetro PTW, modelo DU0/4, série 21142-301086.

Neste sistema estão implantadas qualidades de radiação para a calibração de dosímetros clínicos (nível radioterapia), com energias médias entre 14 e 21 keV e para a calibração de monitores portáteis (nível radioproteção), com energias de 33 e 48 keV.

3. Sistema de radiação X de 160 kV, marca Philips, modelo MG 160, com um sistema monitor composto por uma câmara de transmissão acoplada a um eletrômetro PTW, modelo IQ4. Este sistema pertence ao Laboratório de Padronização Secundária do *Institut für*

Strahlenschutz, GSF - Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, GmbH, Alemanha.

Neste sistema estão implantadas as qualidades de radiação das séries A, B e C recomendadas pela norma ISO 4037-3⁽⁸⁵⁾ para a calibração de monitores portáteis, além de uma série de qualidades para calibração de dosímetros clínicos, cujas tensões de operação variam de 7,5 a 150 kV.

Neste trabalho foram utilizadas as séries A e C (radioproteção), como mostram as Tabelas 3.1 e 3.2.

Tabela 3.1 - Qualidades de radiação da Série A (feixe estreito) estabelecidas no GSF, Alemanha

CSR = Camada Semi-Redutora

Qualidade	Tensão	Filtração Adicional			CSR	Energia
	do Tubo (kV)	(mmAl)	(mmCu)	(mmSn)	(mmCu)	Efetiva (keV)
A 40	40	4	0,21	-	0,09	33,0
A 60	60	4	0,60	-	0,24	48,0
A 80	80	4	2,00	-	0,59	65,0
A 100	100	4	5,00	-	1,10	83,0
A 120	120	4	5,00	1,00	1,70	100,0
A 150	150	4	-	2,50	2,40	118,0

Tabela 3.2 - Qualidades de radiação da Série C estabelecidas no GSF, Alemanha

Qualidade	Tensão	Filtração Adicional		Camada Semi-Redutora		Energia
	do Tubo (kV)	(mmAl)	(mmCu)	(mmAl)	(mmCu)	Efetiva (keV)
C 30	30	0,5	--	0,35	--	15,0
C 40	40	1,0	--	0,80	--	20,0
C 60	60	3,9	--	2,40	--	30,0
C 70	70	5,4	--	4,00	--	35,0
C 80	80	7,2	--	5,00	--	40,0
C 100	100	4,0	0,15	--	0,29	49,0
C150	150	4,0	0,50	--	0,82	74,0

3.2. Sistemas de Radiação Gama

No caso da radiação gama foram utilizados os seguintes arranjos:

- I. Unidade de teleterapia de ^{60}Co (energia média da radiação gama de 1,25 MeV) da *Keleket Barnes Flexaray*, USA, modelo IS, com atividade nominal de 0,339 TBq (setembro/1999).
- II. Irradiador da *STS Steuerungstechnik & Strahlenschutz GmbH*, Alemanha, modelo 0B85, com uma fonte de ^{60}Co , com atividade nominal de 21 GBq (setembro/1999) e uma fonte de ^{137}Cs com atividade nominal de 669 GBq (setembro/1999).

- III. Irradiador *Buchler GmbH & Co.*, Alemanha, modelo OB20, com uma fonte de ^{60}Co com atividade nominal de 1,42 TBq (setembro/1999) e uma fonte de ^{137}Cs com atividade nominal de 4,59 TBq (setembro/1999). Este irradiador pertence ao Laboratório do GSF.

3.3. Sistemas de Medida

3.3.1. Câmaras de Ionização

As câmaras de ionização utilizadas neste trabalho estão relacionadas a seguir com os seus respectivos eletrômetros :

- A. Câmara de ionização cilíndrica com volume de 30 cm^3 , marca PTW, modelo M23361, série 308, acoplada a um eletrômetro marca PTW, modelo UNIDOS 10001, série 10476, com certificado de calibração da PTW, rastreado ao Laboratório de Padronização Primária *Physikalisch-Technische Bundesanstalt*, PTB, Alemanha*.
- B. Câmara de ionização cilíndrica com volume de 30 cm^3 , marca PTW, Alemanha, modelo M23361, série 290, acoplada a um eletrômetro marca PTW, modelo UNIDOS 10001, série 10234, pertencente ao GSF. Neste caso o conjunto câmara-eletrômetro constitui um sistema padrão secundário calibrado no Laboratório de Padronização Primária PTB, Alemanha**.

* Certificado de Calibração PTW nº 952341

** Certificado de Calibração PTB nº 6.41-08/94 K.

- C. Câmara de ionização de placas paralelas, da PTW, tipo 77334, série 2052, com volume de 1 cm^3 , acoplada a um eletrômetro PTW, modelo UNIDOS 10001, série 10474. Esta câmara possui certificado de calibração rastreado ao Laboratório Primário PTB*, constituindo por isso o sistema padrão secundário do Laboratório de Calibração do IPEN.
- D. Duas câmaras de ionização de placas paralelas, desenvolvidas no IPEN^(66,67); o esquema delas pode ser visto na Figura 2.7. As duas câmaras são idênticas, diferindo apenas no material do eletrodo coletor, sendo que uma é de alumínio (A1) e a outra é de grafite (C1). O material das paredes é de acrílico. O volume sensível delas é $0,6 \text{ cm}^3$, e ambas foram acopladas ao eletrômetro marca PTW, modelo MULTIDOS 10004, série 0067, que permite o uso de duas câmaras de ionização simultaneamente.
- E. Sistema padrão secundário, nível radioterapia, composto por uma câmara de ionização cilíndrica da *Nuclear Enterprises Ltd.*, NE, Inglaterra, com volume de $0,325 \text{ cm}^3$, modelo 2561, série 158, acoplada ao eletrômetro NE, modelo 2560, série 139. Este conjunto possui certificado de calibração do *National Physical Laboratory***, NPL, Inglaterra.
- F. Sistema padrão secundário, nível radioterapia, composto por uma câmara de ionização de placas paralelas NE, com volume de $0,3 \text{ cm}^3$, modelo 2536/3B, série R171358, acoplada ao eletrômetro NE, modelo 2560, série 139. Este conjunto possui certificado de calibração do NPL**, Inglaterra.

* Certificado de Calibração PTW nº 941314

** Certificado de Calibração NPL nº D833

3.3.2. Fontes de Controle

O desempenho das câmaras de ionização utilizadas foi verificado por meio de testes de repetibilidade, estabilidade a longo prazo e fuga de corrente, utilizando-se fontes de controle.

Para a câmara cilíndrica de 30 cm³ de volume e as câmaras de placas paralelas fabricadas no IPEN, utilizou-se uma fonte de controle de ⁹⁰Sr + ⁹⁰Y, da PTW, Alemanha, modelo 8921, série 906, com atividade de 33,3 MBq (1988). Para o acoplamento das câmaras à fonte utilizou-se suportes de acrílico desenvolvidos no IPEN.

No caso da câmara de placas paralelas de 1 cm³ de volume, utilizou-se uma fonte de controle de ¹⁴C da PTW, modelo 894, série DK405, com atividade de 3,7 MBq (1993), acoplada à fonte por um suporte da PTW.

Para a câmara cilíndrica de 30 cm³ de volume pertencente ao GSF, utilizou-se uma fonte de controle de ⁹⁰Sr + ⁹⁰Y, da PTW, Alemanha, modelo 8921, série 1269, com atividade de 33,3 MBq (1990). Para acoplar-se a câmara à fonte utilizou-se um suporte da PTW.

3.3.3. Sistemas de Espectrometria

Para a espectrometria dos sistemas de radiação X do IPEN, foi utilizado um sistema espectrométrico Intertechnique, da Surisys Mesures (amplificador, MCA, HV), com detector plano de germânio hiperpuro (EGP 300-13-XTR), HPGe, com 16 mm de diâmetro e 13 mm de espessura, incluindo um microcomputador notebook Eurizys-486SX. Este sistema foi doado pela Agência

Internacional de Energia Atômica à CNEN por meio do projeto BRA-09/035, para uso nos laboratórios de calibração do IPEN e do Instituto de Radioproteção e Dosimetria, IRD/CNEN, Rio de Janeiro.

No Laboratório do GSF foi utilizado um sistema espectrométrico da EG&G Ortec, com detector plano de HPGe, modelo GLP16195-10P, com 16 mm de diâmetro e 13 mm de espessura. O software utilizado para a medida do espectro foi o Maestro®, da EG&G Ortec.

3.4. Sistemas Auxiliares

Como todas as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho não são seladas, ou seja, todas as medidas realizadas devem ser corrigidas para as variações de temperatura e pressão ambientais, foi utilizado para controle das condições ambientais, um aparelho de ar condicionado marca Springer, modelo Royal 180, e dois desumidificadores marca Fargon, modelo Deumidair 250.

As medidas de temperatura, pressão e umidade foram obtidas utilizando-se:

1. Termômetro de mercúrio, com intervalo de medida entre -10 e +40° C e precisão de 0,1°C.
2. Barômetro *Veränderlich*, modelo Domatic, Alemanha, com intervalo de medida entre 96 e 104 kPa e precisão de 0,1 kPa.
3. Barômetro Negretti & Zambra (Croydon), tipo Precision Aneroid Barometer MK2, modelo M2236, Inglaterra, com intervalo de medida entre 90 e 105 kPa e com precisão de 0,05 kPa.

4. Higrômetro *Präzisions-Faden*, Alemanha, com intervalo de medida entre 0 e 100% e com precisão de 1% de umidade relativa do ar.

Para a implantação das qualidades de radiação foram utilizados os filtros relacionados nas Tabelas 3.3 e 3.4. Todos apresentam uma pureza maior do que 99,9%.

Tabela 3.3 : Filtros de alumínio utilizados no presente trabalho

Quantidade	Dimensão (cm)	Espessura (mm)
33	10 x 10	1
1	9 de diâmetro	0,2
1	9 de diâmetro	0,4
1	10 x 10	0,5
1	10 de diâmetro	4

Tabela 3.4 : Filtros de cobre utilizados no presente trabalho

Quantidade	Diâmetro (cm)	Espessura (mm)
1	9	0,1
1	9	0,2
1	10	0,5
1	6,5	0,6
2	10	1

4. RESULTADOS

Serão apresentados neste capítulo as metodologias desenvolvidas para a calibração de instrumentos utilizados em radiodiagnóstico, tanto para medidas de radioproteção, como para medidas de feixe direto. Também será apresentado um método para a calibração dos instrumentos utilizados no controle de qualidade dos sistemas de raios X diagnósticos.

4.1. Testes de Controle das Câmaras de Ionização Utilizadas

Com o objetivo de se verificar o desempenho e a estabilidade das câmaras de ionização utilizadas neste trabalho, antes de quaisquer medidas foram realizados os seguintes testes de controle : teste de repetibilidade, teste de estabilidade a longo prazo e teste de fuga de corrente.

4.1.1. Teste de Repetibilidade

O teste de repetibilidade de resposta de uma câmara de ionização consiste em se realizar dez medidas consecutivas com uma fonte de controle, em condições fixas e reprodutíveis, de modo a se verificar o comportamento do instrumento num intervalo de tempo. De acordo com normas internacionais, o desvio padrão percentual das medidas não deve exceder a 0,3% no caso de instrumentos de referência⁽⁸⁶⁾, e a 0,5% no caso de instrumentos de campo⁽⁸⁷⁾.

As principais características das câmaras de ionização utilizadas foram descritas no ítem 3.3.1. Nesta seção elas serão referenciadas pela letra correspondente a cada uma naquele ítem. Este teste foi realizado periodicamente durante todo o tempo de duração deste trabalho. O comportamento delas está relacionado na Tabela 4.1, onde se apresenta o maior valor da variação percentual, ou seja, o maior desvio padrão percentual em cada série de medidas obtido. Observa-se que todas as câmaras de ionização, inclusive as fabricadas no IPEN, apresentaram um bom comportamento, sendo possível a sua utilização como padrões de referência.

Tabela 4.1 : Valores máximos do desvio padrão das medidas dos testes de repetibilidade realizados com as câmaras de ionização utilizadas no presente trabalho.

Câmara de Ionização	Nº de Testes	Maior Variação Percentual (%)
A	14	0,04
B	6	0,02
C	30	0,17
D (A1)	22	0,15
D (C1)	22	0,20

4.1.2. Teste de Estabilidade a Longo Prazo

O teste de estabilidade a longo prazo consiste na verificação da estabilidade de uma câmara de ionização ao longo do tempo (no mínimo seis meses), analisando-se os testes de repetibilidade, e considerando-se o decaimento radioativo da fonte de controle.

Para a câmara de ionização de 30 cm³ pertencente ao GSF (câmara B), foi utilizado como valor de referência o valor indicado no certificado de calibração fornecido pelo PTB. Para as outras câmaras considerou-se como valor de referência a média dos valores obtidos nos dez primeiros testes de repetibilidade realizados. O limite de variação aceitável pelas normas internacionais é de 0,5% para um instrumento de referência⁽⁸⁶⁾, e de 1,0% para instrumentos de campo⁽⁸⁷⁾. Na Tabela 4.2 pode-se observar que as câmaras testadas possuem estabilidade adequada para serem utilizadas como instrumentos de referência.

Tabela 4.2 : Valores máximos dos desvios padrões das medidas em relação ao valor de referência.

Câmara de Ionização	Nº de Medidas	Valor de Referência V_R	Desvio Máximo em Relação ao V_R (%)
A	14	$2,78 \pm 0,04$	0,40
B	6	$3,46 \pm 0,10$	0,10
C	30	$512,84 \pm 0,17$	0,50
D (A1)	22	$14,97 \pm 0,15$	0,34
D (C1)	22	$19,02 \pm 0,20$	0,43

4.1.3. Teste de Fuga de Corrente

A fuga de corrente em uma câmara de ionização é definida como sendo um sinal na câmara que não é proveniente de uma ionização no volume sensível. Para a realização do teste irradia-se a câmara com a fonte de controle para se obter uma certa indicação no eletrômetro, para em seguida retirar-se a fonte da posição e deixar-se a câmara livre de irradiação, por um período de pelo

menos cinco vezes o tempo de cada leitura do teste de repetibilidade. Verifica-se então se o instrumento sofre alguma variação de leitura neste intervalo de tempo. De acordo com a norma IEC 731⁽⁸⁶⁾, a taxa de leitura relativa à fuga de corrente em um instrumento de referência não pode exceder a 0,5% do valor da taxa de kerma no ar na qual o instrumento será utilizado.

Para as câmaras de ionização utilizadas neste trabalho, embora as medidas do teste de repetibilidade tenham sido feitas em 60 segundos, optou-se por um tempo de 20 minutos para se avaliar a fuga de corrente. Os valores encontrados estão relacionados na Tabela 4.3. Verifica-se que na maioria dos casos este valor é praticamente desprezível, com a maior variação sendo de apenas 0,3 % para a câmara D (A1), o que pode ser atribuído ao fato de que as câmaras foram sempre mantidas em ambiente com pouca umidade, que é um fator que influencia as leituras das câmaras.

Tabela 4.3 : Valores máximos de corrente de fuga obtidos para as câmaras de ionização utilizadas, em relação aos valores de referência.

Câmara de Ionização	Nº de Medidas	Valor de Referência V_R	Valor Máximo de Corrente de Fuga (%)
A	14	$2,78 \pm 0,04$	0,01
B	6	$3,46 \pm 0,10$	0,05
C	30	$512,84 \pm 0,17$	0,1
D (A1)	22	$14,97 \pm 0,15$	0,3
D (C1)	22	$19,02 \pm 0,20$	0,01

4.2. Metodologia de Calibração de Monitores Portáteis Utilizados em Medidas de Radioproteção em Sistemas de Radiodiagnóstico

A primeira etapa do desenvolvimento de um método de calibração para monitores portáteis utilizados em radiodiagnóstico foi realizada no Laboratório de Padronização Secundária do *Institut für Strahlenschutz, GSF - Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit GmbH*, Neuherberg, Alemanha.

A idéia de se iniciar o procedimento no GSF deve-se ao fato do Laboratório de Calibração do IPEN possuir uma câmara de ionização cilíndrica com volume de 30 cm³ (câmara A), relacionada no item 3.3.1, que contém as características para ser utilizada como referência na calibração de monitores no intervalo de interesse para radiodiagnóstico (de 30 a 150 keV), mas esta câmara não possuía rastreabilidade a um padrão primário. Portanto, utilizou-se uma câmara cilíndrica do mesmo tipo disponível no GSF, câmara B no item 3.3.1, para se determinar os fatores de calibração, normalizados para ⁶⁰Co, para todas as qualidades de radiação que poderiam ser necessárias no procedimento de calibração e transferir estes fatores de calibração para o IPEN. Isto foi possível porque a câmara de ionização do GSF possuía um fator de calibração para ⁶⁰Co fornecido pelo Laboratório Padrão Primário *Physikalisch-Technische Bundesanstalt* (PTB), Alemanha; o sistema padrão secundário do IPEN (calibrado no Laboratório Padrão Primário *National Physical Laboratory* (NPL), Inglaterra) também possuía um fator de calibração para ⁶⁰Co, podendo ser utilizado para a calibração da câmara A de 30 cm³, garantindo assim a rastreabilidade a um padrão primário. A implantação desta metodologia foi dividida em cinco etapas, sendo que as três primeiras foram realizadas no GSF, conforme relatado a seguir.

4.2.1. Caracterização dos Feixes de Radiação X por Espectrometria

Antes da utilização do sistema de radiação X pertencente ao GSF foi necessária a realização da espectrometria dos feixes implantados no sistema de radiação X Philips MG 160, para a sua caracterização. Como as medidas na posição de calibração, a 166 cm de distância foco-câmara, se tornaram inviáveis devido ao projeto do banco ótico, que por ser muito alto teria que ser desmontado para o posicionamento do espectrômetro, foram realizadas medidas apenas para a verificação da tensão de pico aplicada ao tubo.

A espectrometria dos campos de radiação foi realizada utilizando-se um espectrômetro da EG&G ORTEC com um detector de Germânio Hiperpuro (HPGe), descrito no item 3.3.3. Todas as medidas foram realizadas a 3 metros do foco. Para se diminuir o ruído de sinal presente nos espectros, foram adicionados filtros de cobre (Cu) na posição anterior ao detector. A calibração do detector de HPGe foi realizada com uma fonte de ^{241}Am , com energia de 59,54 keV. Foi utilizado um colimador com 1 mm de diâmetro. As condições de irradiação para cada feixe de radiação utilizado estão relacionadas na Tabela 4.4.

Tabela 4.4 : Condições de irradiação do detector do espectrômetro para a determinação da tensão de pico do sistema de radiação X do GSF.

Tensão do Tubo (kV)	Filtração Adicional (mmCu)	Corrente (mA)
40	0,96	30
60	3,93	30
80	3,93	15
100	5,90	15
120	6,95	5
150	11,8	5

As Figuras 4.1 a 4.6 mostram os espectros medidos para cada tensão aplicada ao tubo. O valor de tensão de pico é obtido pela intersecção da reta ajustada no fim do espectro com o eixo X, como mostra a linha preta traçada nos espectros medidos. Este estudo mostrou que os valores de tensão reais do tubo estão de acordo com os valores nominais indicados no painel de controle. Os valores obtidos estão relacionados na Tabela 4.5.

Tabela 4.5 : Valores de tensão de pico do sistema de radiação X do GSF, utilizando-se espectrômetro com detector de HPGe.

Tensão do Tubo (kVp)		Varição Percentual
Painel da Máquina	Espectrômetro	(%)
40	41,89	4,5
60	60,15	0,25
80	80,11	0,14
100	100,4	0,40
120	120,7	0,58
150	150,8	0,53

Verifica-se que apenas em 40 kV se obteve uma diferença maior entre o valor medido e o painel da máquina. Esta diferença foi de 4,5%. O catálogo de espectros para uso em radiodiagnóstico publicado por Birch e Marshall⁽⁵⁵⁾ mostram em medidas para 40 kV diferenças de até 8 %. Nos outros casos os valores estiveram muito próximos aos valores indicados no painel da máquina; a maior diferença foi de apenas 0,58%.

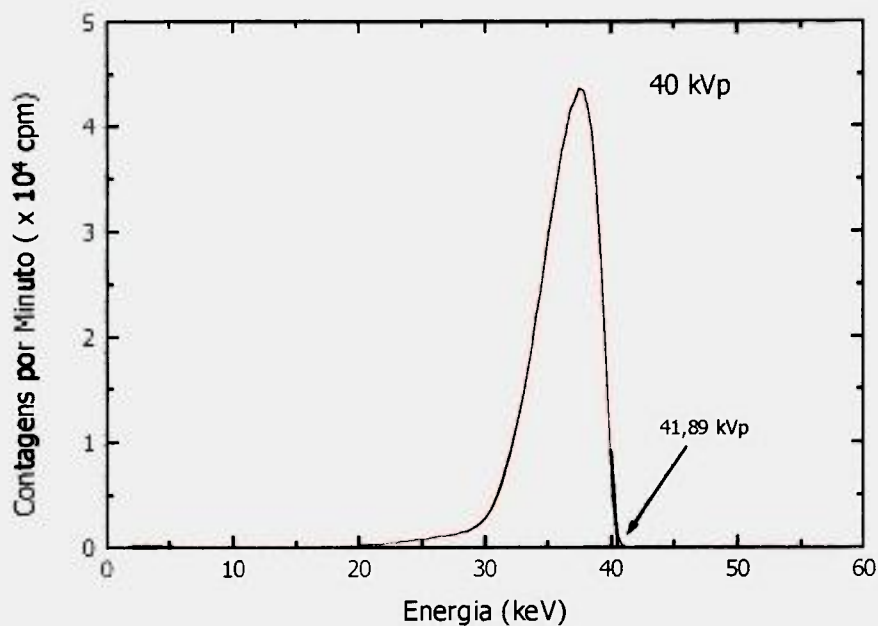


Figura 4.1 : Espectro medido para a tensão de 40 kVp aplicada ao sistema de radiação X Philips MG 160 do GSF. O valor de tensão de pico obtido foi 41,89 kVp.

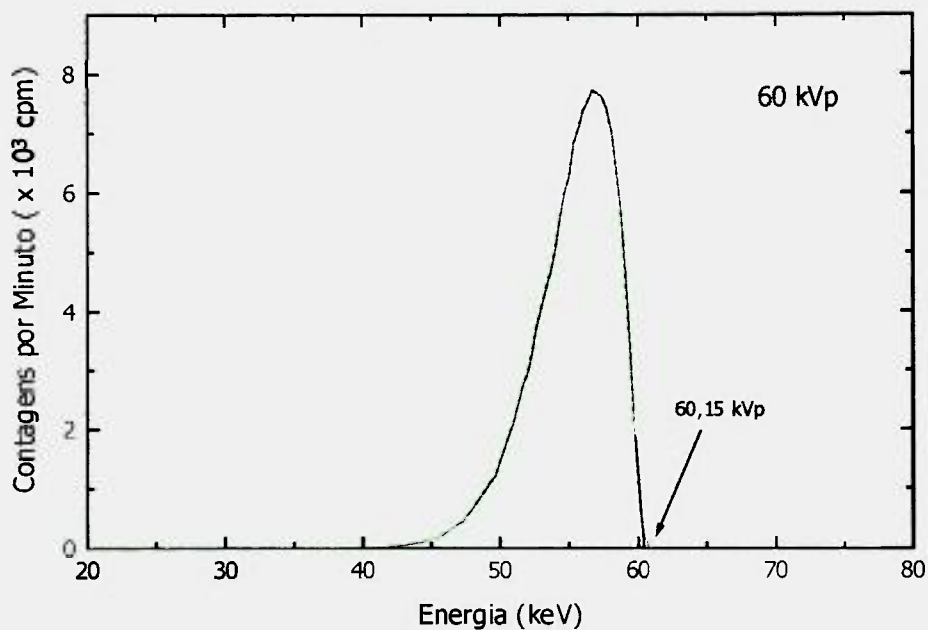


Figura 4.2 : Espectro medido para a tensão de 60 kVp aplicada ao sistema de radiação X Philips MG 160 do GSF. O valor de tensão de pico obtido foi 60,15 kVp.

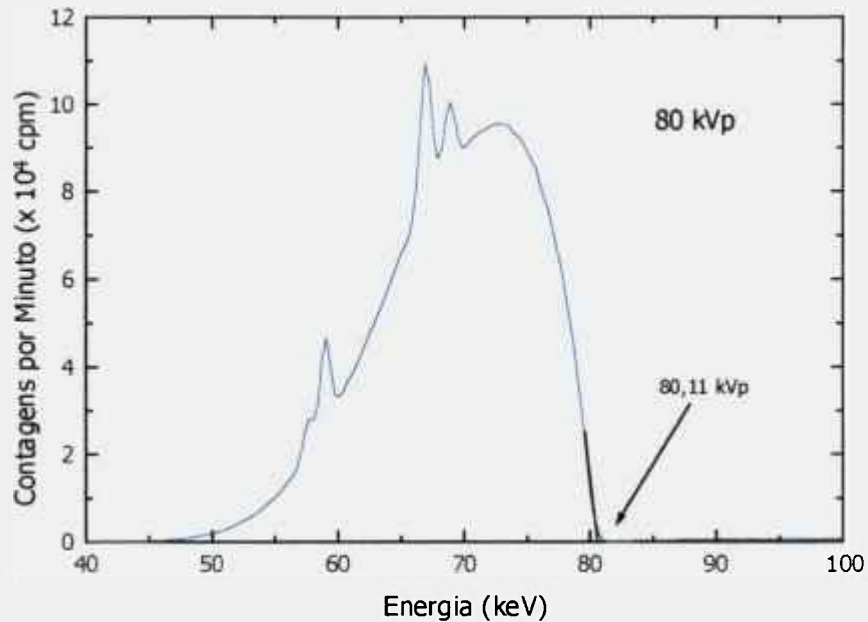


Figura 4.3 : Espectro medido para a tensão de 80 kVp aplicada ao sistema de radiação X Philips MG 160 do GSF. O valor de tensão de pico obtido foi 80,11 kVp.

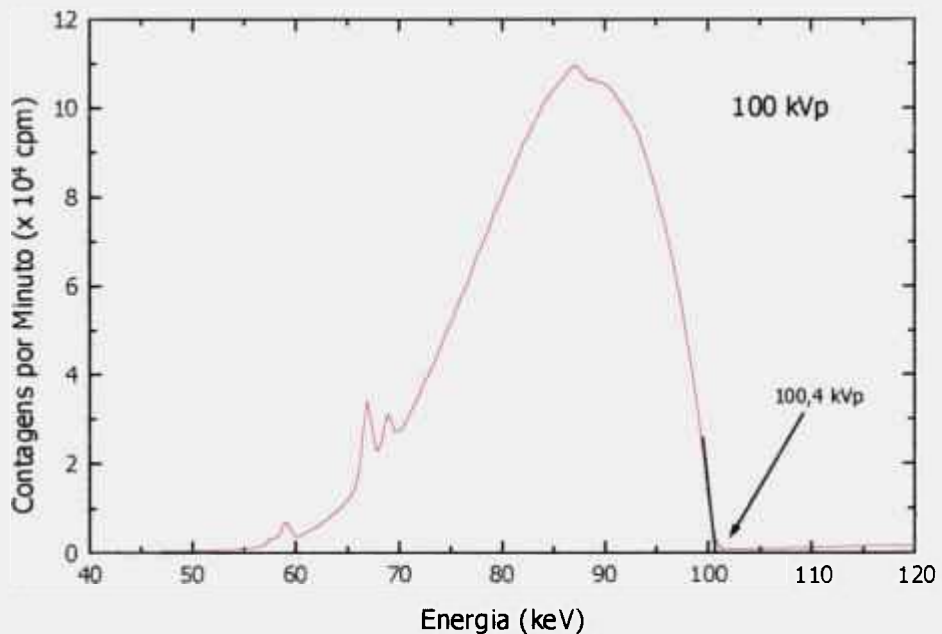


Figura 4.4 : Espectro medido para a tensão de 100 kVp aplicada ao sistema de radiação X Philips MG 160 do GSF. O valor de tensão de pico obtido foi 100,4 kVp.

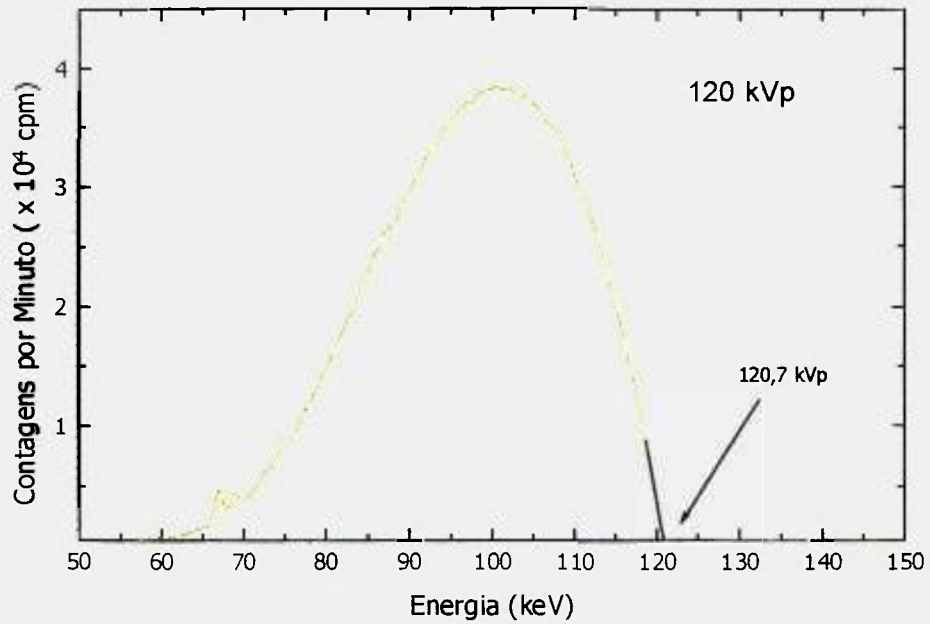


Figura 4.5 : Espectro medido para a tensão de 120 kVp aplicada ao sistema de radiação X Philips MG 160 do GSF. O valor de tensão de pico obtido foi 120,7 kVp.

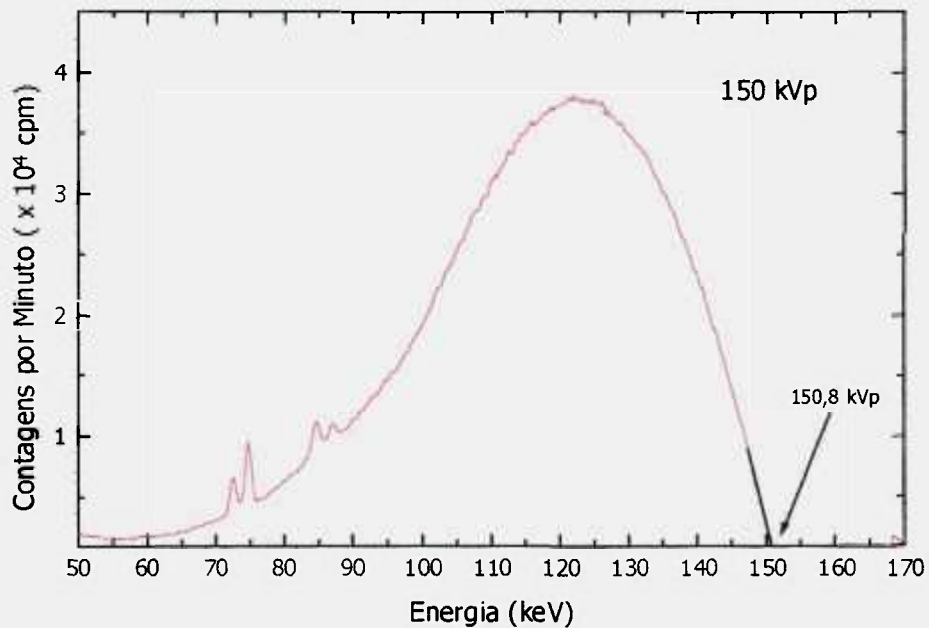


Figura 4.6 : Espectro medido para a tensão de 150 kVp aplicada ao sistema de radiação X Philips MG 160 do GSF. O valor de tensão de pico obtido foi 150,8 kVp.

4.2.2. Calibração da Câmara de Ionização do GSF para as Qualidades da Série A

A implantação da **Série A**, que representa as qualidades de radiação N da norma ISO 4037-3⁽⁸⁵⁾, descrita na Tabela 3.1, teve por objetivo o estudo da dependência energética da câmara de ionização B, pertencente ao GSF, para permitir, por meio da transferência destes resultados para a câmara de ionização do IPEN (câmara A), a realização de testes de desempenho (com relação à dependência energética) de medidores de radiação enviados ao IPEN para calibração.

As medidas foram realizadas utilizando-se o sistema de radiação X, pertencente ao GSF, descrito no item 3.1. O sistema monitor deste sistema (câmara de transmissão acoplada ao eletrômetro PTW) foi calibrado em termos de kerma no ar a uma distância fixa do foco, de 166 cm. A calibração é rastreável ao Laboratório Padrão Primário PTB com uma incerteza associada aos fatores de calibração menor do que 3%. Os equipamentos e as qualidades de raios X utilizados foram relacionados no capítulo 3.

Como a câmara B foi calibrada pelo Laboratório Padrão Primário PTB para ^{60}Co , resolveu-se que o fator de calibração para ^{60}Co seria utilizado como referência para o estudo da dependência energética desta câmara do GSF.

Após a realização dos testes de controle, a câmara B foi então posicionada a 166 cm de distância do foco, num campo de 20 cm x 20 cm. Para cada qualidade de radiação foram realizadas 10 leituras, sendo todas elas corrigidas para as condições ambientais de referência. Os fatores de calibração obtidos neste trabalho foram então normalizados para o fator de calibração determinado pelo PTB para a radiação gama de ^{60}Co . Os fatores de calibração

obtidos para radiação X de energias entre 33 e 118 keV e para radiação gama de ^{60}Co e ^{137}Cs estão listados na Tabela 4.6.

Os resultados demonstram que este tipo de câmara é adequada para ser utilizada como uma câmara de referência para a calibração de medidores de radiação portáteis usados em raios X diagnóstico para energias acima de 33 keV, assim como para a determinação da dependência energética de medidores de radiação. O valor máximo de dependência energética foi de apenas 4%.

Para uma verificação do fator de calibração para a radiação gama de ^{60}Co e ^{137}Cs fornecido pelo PTB, foram realizadas medidas com estas fontes no GSF, utilizando-se o irradiador pertencente ao GSF descrito no item 3.2. As medidas foram realizadas a 150 cm de distância, num campo de 20 cm de diâmetro. Para ^{60}Co o fator de calibração apresentou uma diferença de 0,7% em relação ao fator de calibração fornecido pelo PTB, enquanto que para a fonte de ^{137}Cs esta diferença foi de apenas 0,4%.

Tabela 4.6: Fatores de calibração para a câmara do GSF – **Série A**

K_Q = Fator de correção para energia, em relação a ^{60}Co

Qualidade	Tensão do Tubo (kV)	Energia Efetiva (keV)	Fator de Calibração (Gy/C)	K_Q
A 40	40	33	$9,48 \times 10^5$	1,03
A 60	60	48	$9,04 \times 10^5$	0,98
A 80	80	65	$9,19 \times 10^5$	1,00
A 100	100	83	$9,00 \times 10^5$	0,98
A 120	120	100	$9,28 \times 10^5$	1,01
A 150	150	118	$9,33 \times 10^5$	1,02
^{137}Cs *	-	660	$9,33 \times 10^5$	1,02
^{60}Co *	-	1250	$9,19 \times 10^5$	1,00

* Calibração no PTB

4.2.3. *Calibração da Câmara de Ionização do GSF para as Qualidades da Série C.*

A **Série C**, cujas qualidades de radiação estão relacionadas na Tabela 3.2 e que representam as qualidades de radiação H na norma ISO 4037-3⁽⁸⁵⁾, foi escolhida para ser implantada para a calibração de monitores portáteis, porque possui o espectro mais aproximado do espectro da radiação espalhada pelo paciente⁽⁵⁰⁾.

Foram, então, determinados os fatores de calibração para a câmara de ionização B pertencente ao GSF nestas qualidades. O procedimento foi o mesmo utilizado para a **Série A**, ou seja, foram normalizados todos os valores para o fator de calibração para radiação gama de ⁶⁰Co. Os fatores de calibração obtidos estão listados na Tabela 4.7.

Tabela 4.7: Fatores de calibração para a câmara do GSF – **Série C**

K_Q = Fator de correção para energia, em relação a ⁶⁰Co

Qualidade	Tensão do Tubo (kV)	Energia Efetiva (keV)	Fator de Calibração (Gy/C)	K_Q
C 30	30	15,0	$1,08 \times 10^6$	1,18
C 40	40	20,0	$1,01 \times 10^6$	1,10
C 60	60	30,0	$9,40 \times 10^5$	1,02
C 70	70	35,0	$9,10 \times 10^5$	0,99
C 80	80	40,0	$9,17 \times 10^5$	1,00
C 100	100	49,0	$9,26 \times 10^5$	1,01
C 150	150	74,0	$9,22 \times 10^5$	1,00
¹³⁷ Cs*	-	660	$9,33 \times 10^5$	1,02
⁶⁰ Co*	-	1250	$9,19 \times 10^5$	1,00

* Calibração no PTB

Comparando-se os resultados obtidos para as duas séries de qualidades estabelecidas, verificou-se que nos dois casos a dependência energética, para voltagens do tubo acima de 60 kV, ficou no intervalo de 3%. O aumento no fator de calibração para valores de tensão aplicada ao tubo abaixo de 60 kV, no caso da **Série C**, pode ser atribuído à absorção dos raios X de energias baixas que têm contribuição no espectro neste intervalo.

Como a distribuição espectral de campos de radiação utilizados rotineiramente nos hospitais não pode ser determinada em medidas com instrumentos portáteis, propõe-se que a qualidade C80 seja usada como referência para a calibração dos medidores de radiação.

4.2.4. Transferência dos Fatores de Calibração do GSF para o Laboratório de Calibração de IPEN.

Considerando-se que as duas câmaras de ionização, pertencentes ao IPEN e ao GSF, são de mesma marca (PTW) e modelo (M23361), considerou-se que as duas teriam a mesma dependência energética. Para ser possível a transferência dos fatores de calibração, K_Q , obtidos para a câmara de ionização do GSF, câmara B, para a câmara de ionização do IPEN, câmara A, foi necessário realizar-se a calibração da câmara A com radiação gama de ^{60}Co , utilizando-se o sistema padrão secundário do Laboratório de Calibração do IPEN, composto pela câmara de ionização E (NE) acoplada ao eletrômetro NE, calibrados no *National Physical Laboratory*, NPL, Inglaterra.

O fator de calibração obtido foi $9,14 \times 10^5 \text{ Gy/C}$, com uma incerteza associada de 1,0%, que foi utilizado como referência para as outras qualidades. Os fatores de calibração determinados para as qualidades das **Séries A e C** estão relacionados nas Tabelas 4.8. e 4.9.

Tabela 4.8 : Fatores de calibração para a câmara de ionização A de 30 cm^3 do IPEN, para as qualidades da **Série A**.

K_Q = Fator de correção para energia, em relação a ^{60}Co , transferido do GSF.

Qualidade da Radiação	K_Q	Fator de Calibração Gy/C
A 40	1,03	$9,41 \times 10^5$
A 60	0,98	$8,95 \times 10^5$
A 80	1,00	$9,14 \times 10^5$
A 100	0,98	$8,95 \times 10^5$
A120	1,01	$9,23 \times 10^5$
A 150	1,02	$9,32 \times 10^5$
^{60}Co	1,00	$9,14 \times 10^5$

Tabela 4.9: Fatores de calibração para a câmara de ionização A de 30 cm³ do IPEN, para as qualidades da **Série C**.

K_Q = Fator de correção para energia, em relação a ⁶⁰Co, transferido do GSF.

Qualidade da Radiação	K_Q	Fator de Calibração Gy/C
C 30	1,18	$1,08 \times 10^6$
C 40	1,10	$1,01 \times 10^6$
C 60	1,02	$9,32 \times 10^5$
C 70	0,99	$9,05 \times 10^5$
C 80	1,00	$9,14 \times 10^5$
C 100	1,01	$9,23 \times 10^5$
C 150	1,00	$9,14 \times 10^5$
⁶⁰ Co	1,00	$9,14 \times 10^5$

Em seguida foram estabelecidas, no Laboratório de Calibração do IPEN, as qualidades das **Séries A e C**, que serão utilizadas para a realização dos testes de dependência energética e para a calibração propriamente dita, respectivamente, de monitores portáteis de radiação utilizados em radiodiagnóstico.

4.2.5. Implantação das Qualidades das Séries A e C no Sistema de Raios X Diagnóstico do IPEN

O sistema de raios X diagnóstico, pertencente ao Laboratório de Calibração do IPEN, opera em dois modos, como descrito no item 3.1. Para a utilização em calibração de instrumentos, que é o objetivo deste trabalho, será adequado utilizar-se a máquina no modo fluoroscópico, pois permite realizar irradiações de até 5 minutos, enquanto que no modo radiográfico o maior intervalo de tempo de exposição é de apenas 5 segundos.

Antes de se iniciar as medidas, foi realizada a espectrometria dos feixes de radiação, utilizando-se o espectrômetro relacionado no item 3.3.3, para comprovação dos valores de tensão aplicada ao tubo e que estão indicadas no painel da máquina. Nesta espectrometria, cujo procedimento está detalhado no item 4.4, verificou-se uma diferença de aproximadamente 10 kV em cada tensão aplicada, ou seja, para 50, 60, 71, 80, 90 e 100 kV, obteve-se 43, 52, 63, 70, 80 e 90 kV respectivamente. Segundo Sordi*, esta é uma situação verificada em muitos sistemas de radiação X e que, devido a este problema, o *National Council on Radiation Protection and Measurement* está realizando uma revisão na sua publicação NCRP 49⁽⁸⁸⁾.

Com os valores de tensão determinados, foram selecionadas as qualidades que seriam implantadas, considerando-se a limitação da máquina. Para as qualidades da **Série A** foram implantadas as qualidades A 40, A 60 e A 80 e para a **Série C**, as qualidades C 40, C 60, C 70 e C 80. As etapas seguidas estão detalhadas a seguir. Foram utilizados os filtros adequados para cada qualidade, com uma pureza maior do que 99,9%.

* SORDI, G.M.A.A. Comunicação Pessoal, 1999.

4.2.5.1. Determinação das Camadas Semi-Redutoras

A camada semi-redutora representa a espessura de material absorvedor (filtros) que atenua o feixe de radiação X de forma que sua intensidade seja reduzida à metade de seu valor inicial⁽⁴⁶⁾. Para a sua determinação, foram utilizados filtros de cobre para as qualidades da **Série A** e filtros de alumínio para as qualidades da **Série C**, de modo a reproduzir as qualidades de radiação implantadas no GSF. Os filtros foram posicionados, no feixe de radiação, entre a câmara de ionização e o foco. A distância câmara-foco foi de 100 cm, e o campo de radiação nesta posição foi de 6,5 cm.

Para cada qualidade foram realizadas medidas de taxa de kerma no ar, inicialmente sem a filtração, e após adicionar os filtros, com espessuras entre 0,2 e 4 mm de alumínio e entre 0,1 e 1 mm de cobre, até se alcançar o valor da primeira camada semi-redutora. Os valores obtidos para as duas séries de qualidades, relacionados na Tabela 4.10, mostraram uma grande proximidade com aqueles encontrados no GSF. Foi possível constatar uma diferença máxima de 3,0 % em relação ao valor recomendado pelas normas internacionais, o que é perfeitamente aceitável para instrumentos utilizados em radioproteção.

4.2.5.2. Determinação das Energias Efetivas

Considerando-se que os feixes de radiação X utilizados em radiologia diagnóstica são sempre heterogêneos quanto a sua energia, algumas vezes torna-se conveniente expressar a qualidade do feixe de radiação X em termos de sua energia efetiva. A energia efetiva é definida como sendo a energia de um feixe monoenergético que possui a mesma camada semi-redutora de um feixe heterogêneo^(82,87).

Tabela 4.10 : Valores de camadas semi-redutoras determinadas no sistema de raios X diagnóstico para as séries A e C

Qualidade da Radiação	Tensão do Tubo (kV)	Camada Semi-Redutora	
		(mmAl)	(mmCu)
A 40	43	--	0,088
A 60	63	--	0,24
A 80	70	--	0,57
C 40	43	0,83	--
C 60	63	2,34	--
C 70	70	3,7	--
C 80	80	5,2	--

Conhecendo-se a camada semi-redutora de cada feixe de radiação X, foi possível determinar-se o valor de energia efetiva por meio de tabelas e gráficos padrões que relacionam os dois valores, considerando-se os coeficientes de atenuação do material utilizado para a determinação da camada semi-redutora⁽⁴⁶⁾. O gráfico da Figura 4.6 mostra os valores de energia efetiva em função dos valores de camadas semi-redutoras, dadas em milímetros (mm) de cobre (Cu) e de alumínio (Al)⁽⁴⁶⁾.

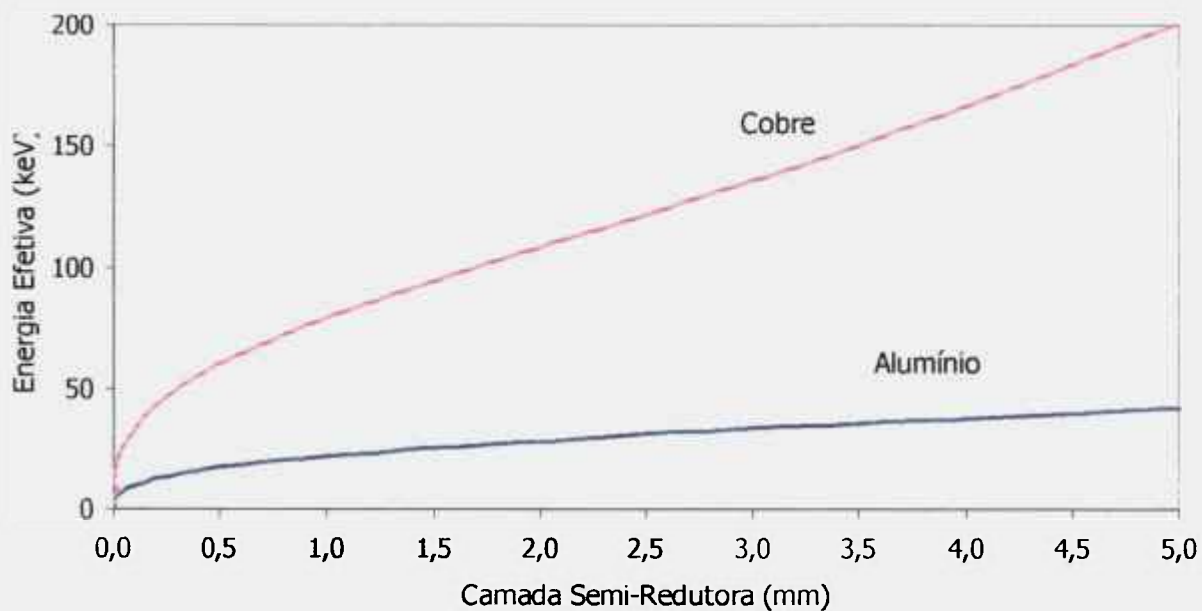


Figura 4.6 : Energia efetiva em função da camada semi-redutora em feixes de radiação X, em mm de cobre e alumínio⁽⁴⁶⁾.

Os valores obtidos para as energias efetivas neste trabalho estão na Tabela 4.11. Pode-se observar que os valores são os mesmos obtidos no GSF. A pequena diferença encontrada nas camadas semi-redutoras não influenciaram a determinação da energia.

Tabela 4.11 : Valores de energia efetiva obtidos para as camadas semi-redutoras medidas.

Qualidade da Radiação	Camada Semi-Redutora		Energia Efetiva (keV)
	(mmAl)	(mmCu)	
A 40	--	0,088	33
A 60	--	0,24	48
A 80	--	0,57	65
C 40	0,83	--	20
C 60	2,34	--	30
C 70	3,7	--	35
C 80	5,2	--	40

4.2.5.3. Determinação das Taxas de Kerma no Ar

Utilizando-se os fatores de calibração transferidos para a câmara de ionização do IPEN, câmara A, foi possível medir as taxas de kerma no ar, \dot{K}_{ar} , para as qualidades implantadas no sistema de radiação X para os testes de dependência energética (**Série A**) e para a calibração (**Série C**) de detectores portáteis utilizados na monitoração de área de sistemas de radiodiagnóstico.

Todas as medidas foram realizadas a 100 cm de distância foco-câmara. Os valores obtidos estão relacionados na Tabela 4.12 juntamente com as outras características determinadas dos feixes. As incertezas associadas aos valores de taxas de kerma no ar estiveram sempre dentro de 3,5 %. Verifica-se que as taxas de kerma no ar obtidas para a **Série A** são bem menores do que as da **Série C**, devido à diferença de filtração adicional. Este fato reforça a idéia de

se utilizar as qualidades da **Série C** na calibração, pois as energias são as mais próximas às das energias da radiação espalhada pelo paciente⁽⁵⁰⁾.

Tabela 4.12 : Principais características dos feixes de radiação padrões para a calibração de monitores portáteis utilizados em radiodiagnóstico.

Q = Qualidade da radiação

\dot{K}_{ar} = Taxa de kerma no ar; medidas realizadas com a câmara A

Q	Tensão	Filtração Adicional		Camada Semi-Redutora		Energia	\dot{K}_{ar}
	do Tubo (kV)	(mmAl)	(mmCu)	(mmAl)	(mmCu)	Efetiva (keV)	
A 40	43	4	0,20	--	0,088	33	0,402
A 60	63	4	0,60	--	0,24	48	0,295
A 80	70	4	2,0	--	0,57	65	0,106
C 40	43	1,0	--	0,83	--	20	3,47
C 60	63	3,9	--	2,34	--	30	3,01
C 70	70	5,4	0,15	3,7	--	35	2,96
C 80	80	7,2	0,50	5,2	--	40	3,29

4.2.6. Aplicação da Metodologia Implantada

Para aplicação do método de calibração implantado para a calibração de monitores portáteis utilizados em medidas de radioproteção em radiodiagnóstico, foram selecionados alguns monitores portáteis, do tipo câmara de ionização, que normalmente são encaminhados ao IPEN para a calibração. As suas características estão relacionadas na Tabela 4.13.

Tabela 4.13 : Principais características dos monitores portáteis testados nas qualidades de radiação X implantadas.

Instrumento	Material da Janela (mg/cm ²)	Volume (cm ³)
G. Victoreen 450P-1	Plástico condutor (200mg/cm ²)	300
H. Victoreen 450P-2	Plástico condutor (200mg/cm ²)	300
I. Victoreen 450P-3	Plástico condutor (200mg/cm ²)	300
J. Nardeaux Babyline 81	Plástico equivalente ao tecido (7mg/cm ²)	515
K. Keithley 36150	Plástico equivalente ao tecido (300mg/cm ²)	250

Todos os equipamentos foram, inicialmente, calibrados com radiação gama de ⁶⁰Co, e depois sua dependência energética foi verificada utilizando-se as qualidades da **Série A**. Finalmente todos foram testados nas qualidades da **Série C**. Todos os fatores de calibração foram normalizados para ⁶⁰Co. O

comportamento dos instrumentos pode ser visto no Tabela 4.14. Pode-se verificar que, com exceção de um modelo (monitor J com dependência energética de apenas 3%) , todos os outros instrumentos testados apresentam uma alta dependência energética no intervalo de energia de radiação X estudado, e em relação a ^{60}Co esta dependência mostrou-se extremamente importante. Ocorreram variações de até 47% como é o caso do instrumento I. Para o instrumento G, a dependência energética foi de 45% e, para o instrumento H, foi de 37%. No caso do instrumento K, fica bem clara a necessidade de se calibrar o instrumento em uma energia próxima àquela em que ele será utilizado, pois os fatores obtidos são quase 5 vezes maiores do que aquele para a radiação gama de ^{60}Co .

Tabela 4.14 : Comportamento dos monitores portáteis (câmaras de ionização G-K) testados em campos de radiação X. Os fatores de calibração foram normalizados para ^{60}Co . Medidas realizadas no modo fluoroscópico, durante 5 minutos em cada caso.

Qualidade da Radiação	Fator de Calibração				
	G	H	I	J	K
A 40	1,39	1,29	1,42	0,816	3,73
A 60	1,13	1,09	1,18	0,835	4,42
A 80	0,980	1,01	1,01	0,821	4,61
C 40	1,45	1,37	1,47	0,810	3,54
C 60	1,41	1,34	1,43	0,816	3,65
C 70	1,24	1,19	1,25	0,822	4,01
C 80	1,17	1,13	1,18	0,830	4,50
^{60}Co	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00

4.3. Metodologia de Calibração de Câmaras de Ionização Utilizadas na Dosimetria de Feixes em Sistemas de Radiodiagnóstico

A implantação das qualidades para a calibração de instrumentos utilizados em dosimetria de feixes de sistemas de radiodiagnóstico, no Laboratório de Calibração do IPEN, foi dividido em duas etapas. Inicialmente esta metodologia foi implantada em um sistema de radiação X de energias baixas, descrito no item 3.1, com feixes contínuos, utilizado em radioterapia, onde já estavam implantadas qualidades para a calibração de dosímetros clínicos e monitores portáteis. Ainda não havia no Laboratório de Calibração do IPEN um sistema de radiação X diagnóstico disponível. Após a aquisição de um sistema de radiação X utilizado em radiodiagnóstico, foi possível implantar qualidades em um intervalo de tensão maior, até 90 kV, simulando feixes atenuados e não atenuados.

4.3.1. Implantação das Qualidades de Radiação X para Radiodiagnóstico em um Sistema de Radioterapia

Em 1992 foi publicada a norma alemã DIN 6872, parte 1⁽⁸⁹⁾, propondo algumas qualidades com simulação de feixes de radiação atenuados. Estas qualidades foram implantadas no sistema de radiação X de energias baixas, nível radioterapia, com o objetivo de calibrar medidores de radiação utilizados em dosimetria de feixes de sistemas de radiodiagnóstico. As qualidades propostas estão relacionadas na Tabela 4.15, no intervalo de 30 a 50 kV.

Tabela 4.15 : Qualidades de radiação para feixes diagnósticos propostas pela norma DIN 6872, parte 1⁽⁸⁹⁾.

Qualidade	Tensão do Tubo (kV)	Filtração Adicional (mmAl)	Camada Semi-Redutora (mmAl)
DN 1	31	2	0,64
DN 2	40	4	2,4
DN 3	50	10	4,0

Para o estabelecimento destas qualidades foi utilizado como referência o sistema padrão, nível radioterapia, composto por uma câmara de ionização de placas paralelas, com 0,03 cm³ de volume, da NE, câmara F, calibrada em termos de taxa de exposição no *National Physical Laboratory*, NPL, Inglaterra. Todas as medidas foram realizadas a 100 cm de distância foco-câmara.

As características das qualidades, nível radiodiagnóstico, foram estabelecidas em termos de camada semi-redutora, energia efetiva e taxa de exposição, pois o sistema de referência possui sua calibração realizada em termos de exposição pelo Laboratório Padrão Primário NPL. Para se obter fatores de calibração para a câmara de ionização padrão no intervalo de interesse neste trabalho, utilizou-se a sua curva de dependência energética fornecida pelo NPL, como mostra a Figura 4.7.

A variação dos fatores de calibração da câmara F, fornecidos pelo NPL, é menor do que 2%. Foram determinados os coeficientes da reta melhor ajustada para os pontos fornecidos. Desta forma pôde-se determinar os fatores de calibração para o intervalo de energia utilizado neste trabalho (Tabela 4.16).

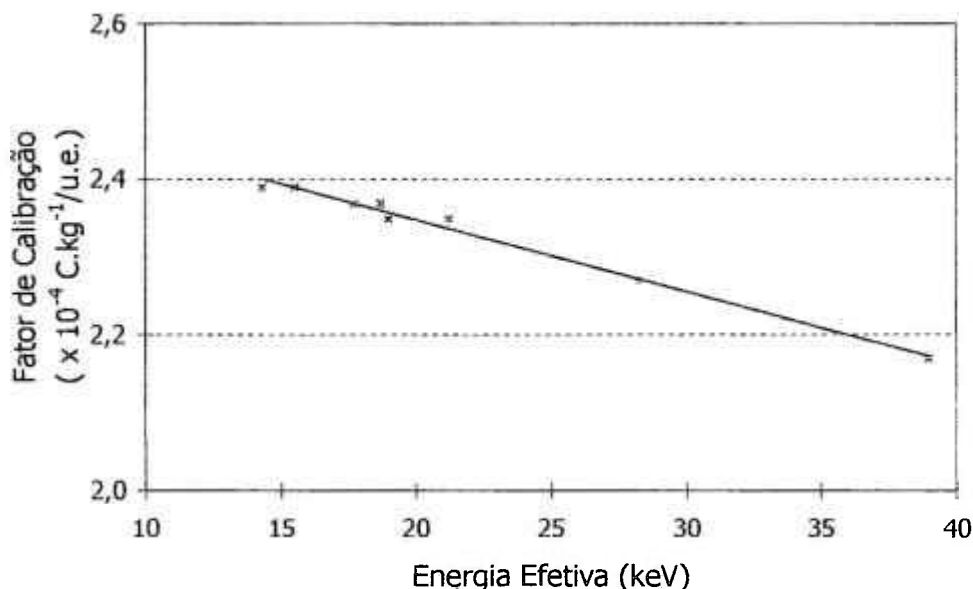


Figura 4.7 : Dependência energética da câmara de ionização padrão secundário NPL, câmara F, com volume de $0,03 \text{ cm}^3$, no intervalo de energia estudado.

u.e. : unidade de escala do eletrômetro

Tabela 4.16 : Fatores de calibração da câmara padrão secundário de placas paralelas, câmara F, fornecidos pelo Laboratório Padrão Primário NPL e os obtidos no IPEN.

u.e. = unidade de escala do eletrômetro

Energia Efetiva (keV)	Fator de Calibração	
	(R/u.e.)	($\times 10^{-4} \text{ C.kg}^{-1}/\text{u.e.}$)
14,3	0,93	2,40
15,5	0,93	2,40
17,7	0,92	2,37
18,7	0,92	2,37
19,0	0,91*	2,35
21,2	0,91	2,35
28,2	0,88*	2,27
38,9	0,84*	2,17

*Determinados no IPEN

O procedimento para a determinação das camadas semi-redutoras e para a obtenção dos valores das energias efetivas foi o mesmo utilizado no item 4.2.5. Os resultados obtidos estão relacionados na Tabela 4.17. Comparando-se os valores das camadas semi-redutoras obtidas neste trabalho e os recomendados pela norma DIN 6872⁽⁸⁹⁾, verifica-se uma diferença de 47% em relação aos valores recomendados pela norma DIN para a menor energia, sendo que para a maior energia esta diferença cai para 10%.

Tabela 4.17 : Qualidades de radiação X para radiodiagnóstico implantadas no sistema de raios X, nível radioterapia.

CSR = Camada semi-redutora

Qualidade	Tensão do	CSR	Energia Efetiva	Taxa de Exposição	
	Tubo			(R.min ⁻¹)	(C.kg ⁻¹ .min ⁻¹)
	(kV)	(mmAl)	(keV)		
DN 1	30	0,947	19,0	1,66	4,29 x 10 ⁻⁴
DN 2	40	1,84	28,2	1,44	3,71 x 10 ⁻⁴
DN 3	50	3,61	38,9	0,469	1,21 x 10 ⁻⁴

A espectrometria do sistema, utilizando-se o espectrômetro descrito no item 3.3.3, confirmou os parâmetros do sistema e das qualidades implantadas. Nas Figuras 4.8 a 4.10 são verificados os valores de tensão de pico medidos nas condições utilizadas neste trabalho. O detector foi posicionado a 200 cm de distância do foco. Nesta determinação foram utilizados filtros de alumínio com espessura de 1 a 18 mmAl, para a diminuição do empilhamento de pulsos, facilitando a visualização do valor de tensão de pico. Nas figuras pode-se observar este valor pela intersecção da reta ajustada com o eixo X marcada com a cor preta. Foram obtidos aproximadamente 31,5; 41,4 e 51,8 kV para os valores nominais de 30, 40 e 50 kV, respectivamente. As variações obtidas, em relação aos valores do painel da máquina, foram de 4,8; 3,6 e 3,5% para os valores nominais de 30, 40 e 50 kV respectivamente, que estão perfeitamente dentro do demonstrado por Birch e Marshall⁽⁵⁵⁾.

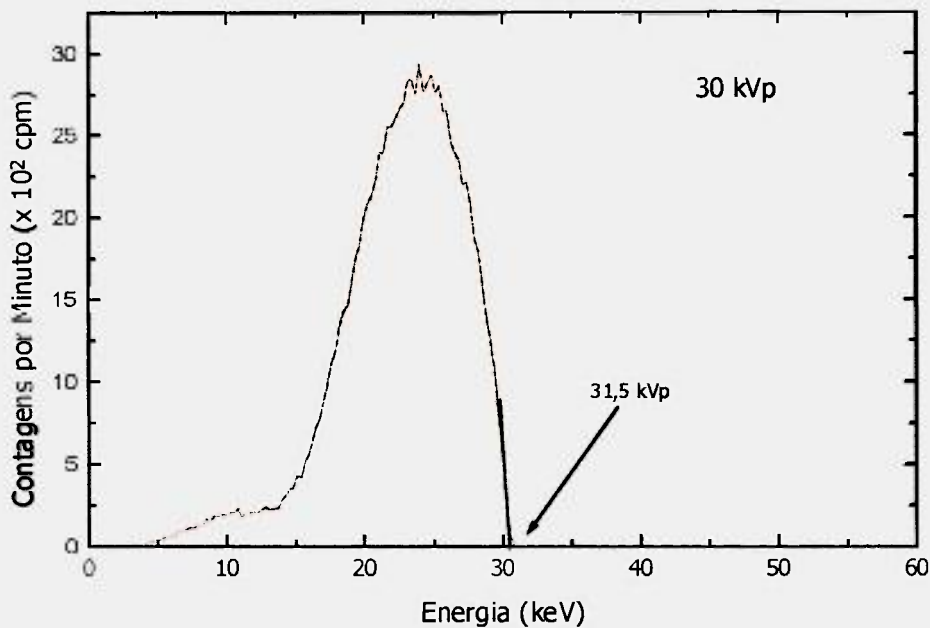


Figura 4.8 : Espectro medido para a tensão de 30 kVp aplicada ao sistema de radiação X Rigaku Denki (60 kV). O valor de tensão de pico obtido foi 31,5 kVp.

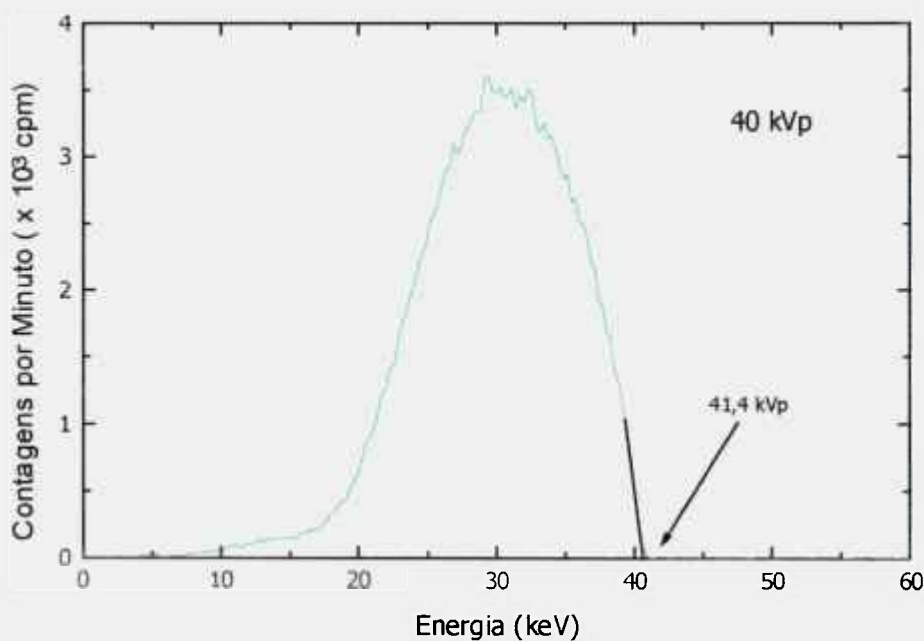


Figura 4.9 : Espectro medido para a tensão de 40 kVp aplicada ao sistema de radiação X Rigaku Denki (60 kV). O valor de tensão de pico obtido foi 41,4 kVp.

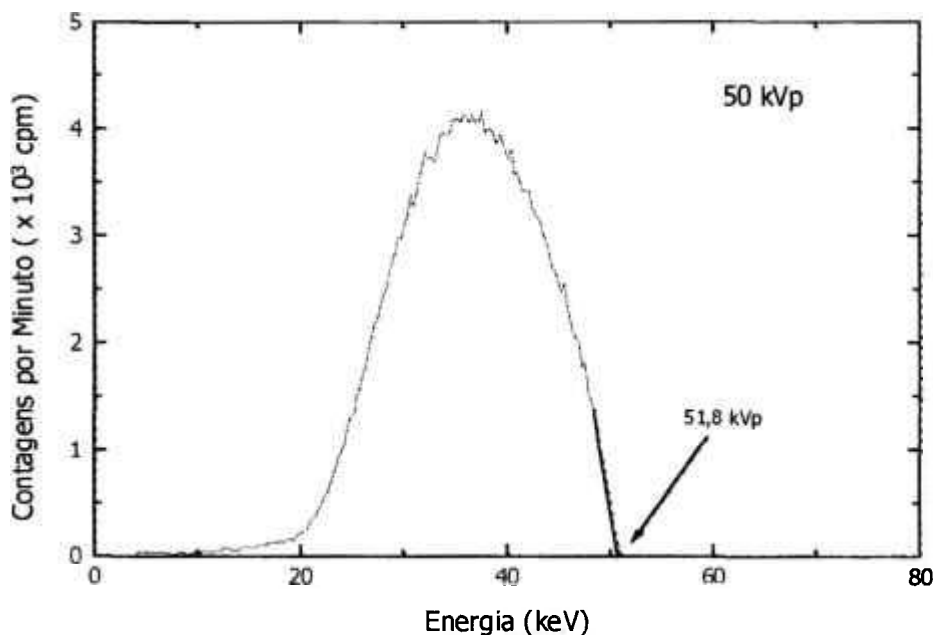


Figura 4.10 : Espectro medido para a tensão de 50 kVp aplicada ao sistema de radiação X Rigaku Denki (60 kV). O valor de tensão de pico obtido foi 51,8 kVp.

Após a determinação dos valores de tensão de pico, foi realizada a espectrometria das qualidades implantadas neste sistema de radiação. O detector de HPGe foi então posicionado à distância de calibração, a 100 cm do foco, e a filtração recomendada para cada energia foi adicionada. Nas Figuras 4.11 a 4.13 estão apresentados os espectros obtidos para as qualidades implantadas. Pode-se observar que os valores de energia efetiva, obtidos pelo método descrito no item 4.2.5 e que estão relacionados na Tabela 4.17, estão em perfeito acordo com os resultados dos espectros obtidos.

Chapter 3

inherent: inerente, próprio

framework: estrutura, ~~compos~~

to match: comparar

furthermore: além disso

scatter: dispersão

~ (iv) Error propagation

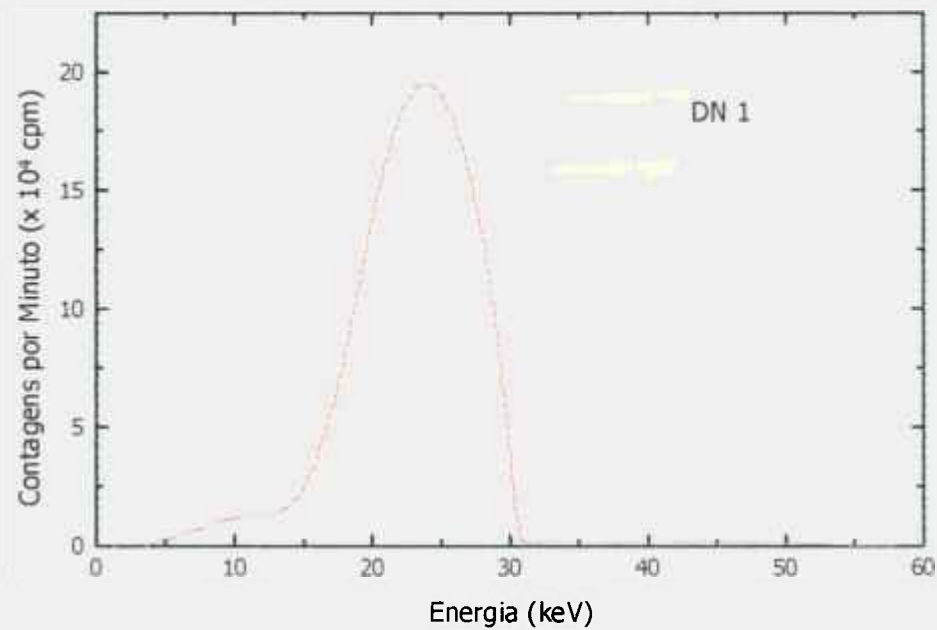


Figura 4.11 : Espectro medido para a qualidade DN1 implantada no sistema de radiação X de energias baixas para 30 kV. O valor da energia efetiva medida é 19 keV e a tensão de pico é 31,5 kVp.

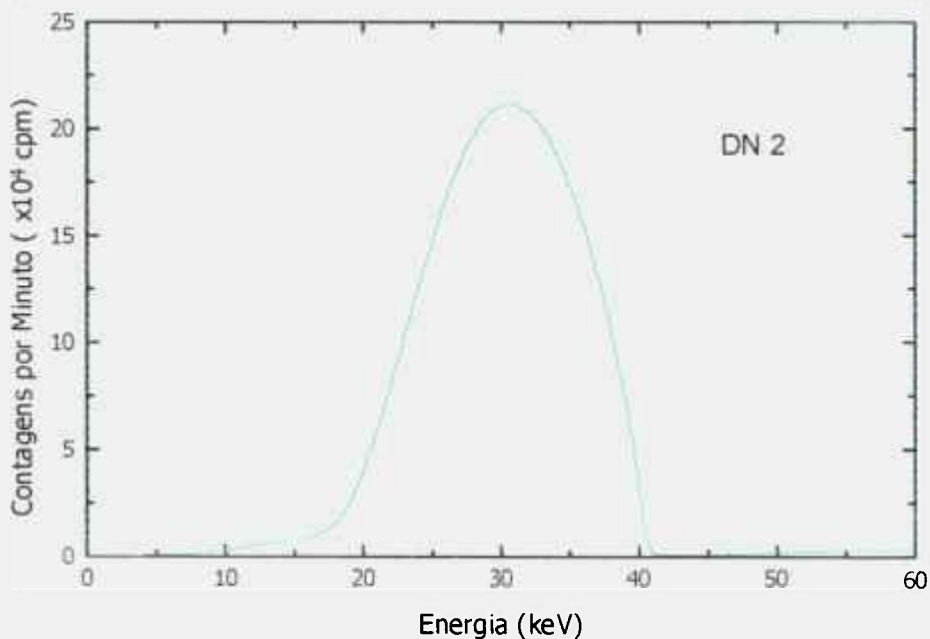


Figura 4.12 : Espectro medido para a qualidade DN2 implantada no sistema de radiação X de energias baixas para 40 kV. O valor da energia efetiva medida é 28,2 keV e a tensão de pico é 41,4 kVp.

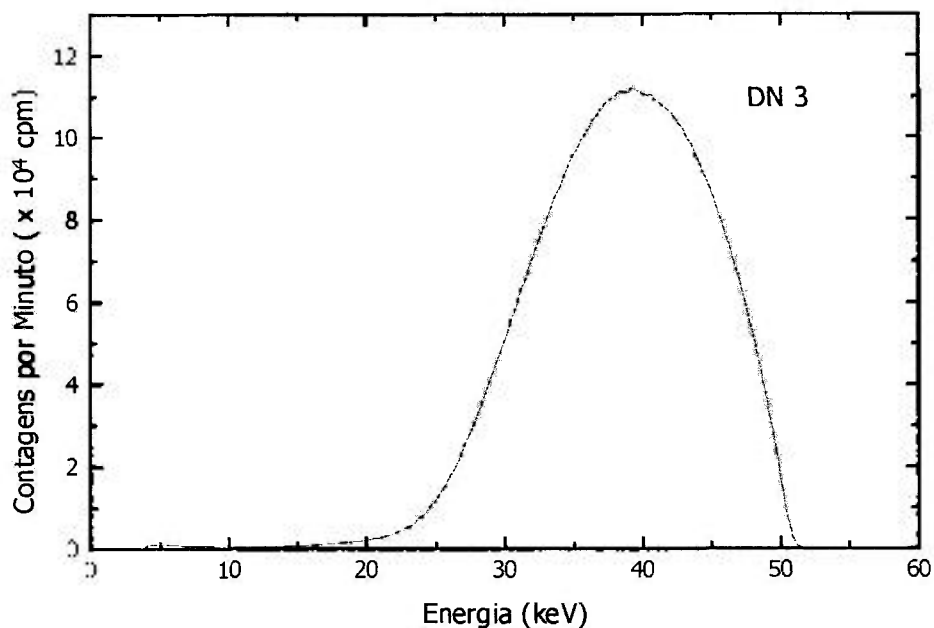


Figura 4.13 : Espectro medido para a qualidade DN3 implantada no sistema de radiação X de energias baixas para 50 kV. O valor da energia efetiva medida é 38,9 keV e a tensão de pico é 51,8 kVp.

4.3.1.1. Aplicação da Metodologia Implantada

Como aplicação da metodologia, foram testados alguns instrumentos utilizados na dosimetria de feixes de radiação X, do tipo câmara de ionização, que normalmente são utilizados na dosimetria do feixe em sistemas de radiodiagnóstico, e também três câmaras de ionização de placas paralelas fabricadas no IPEN^(65,66). As suas características estão relacionadas na Tabela 4.18.

Tabela 4.18 : Principais características dos instrumentos testados nas qualidades de radiação X implantadas no sistema de radiação X de energias baixas (60 kV).

Instrumento	Material da Janela	Volume (cm ³)
D(C1). IPEN C1	Mylar aluminizado	0,6
D(A1). IPEN A1	Mylar aluminizado	0,6
L. IPEN C5	Mylar aluminizado	3,4
M. Victoreen 660-3	Plástico equivalente ao tecido	4,0
N. Babyline 81-Int.	Plástico equivalente ao tecido	515
O. Babyline 81-Rate	Plástico equivalente ao tecido	515
P. Radcal 10x5-180	Policarbonato	180
Q. Radcal 10x5-1800	Policarbonato	1800

Os instrumentos foram posicionados a 100 cm de distância foco-câmara e as medidas foram realizadas com as três qualidades implantadas. Desta maneira, pôde-se verificar a dependência energética destes instrumentos neste intervalo de energia.

Na Figura 4.14 pode-se verificar a dependência energética das câmaras de ionização fabricadas no IPEN. Entre elas, a que apresenta o melhor desempenho é a câmara D (C1), que possui eletrodo coletor de grafite e um volume de 0,6 cm³. Apresenta uma dependência energética máxima de 13% no intervalo estudado. Os fatores de calibração obtidos foram normalizados para 50 kV, para facilitar a comparação.

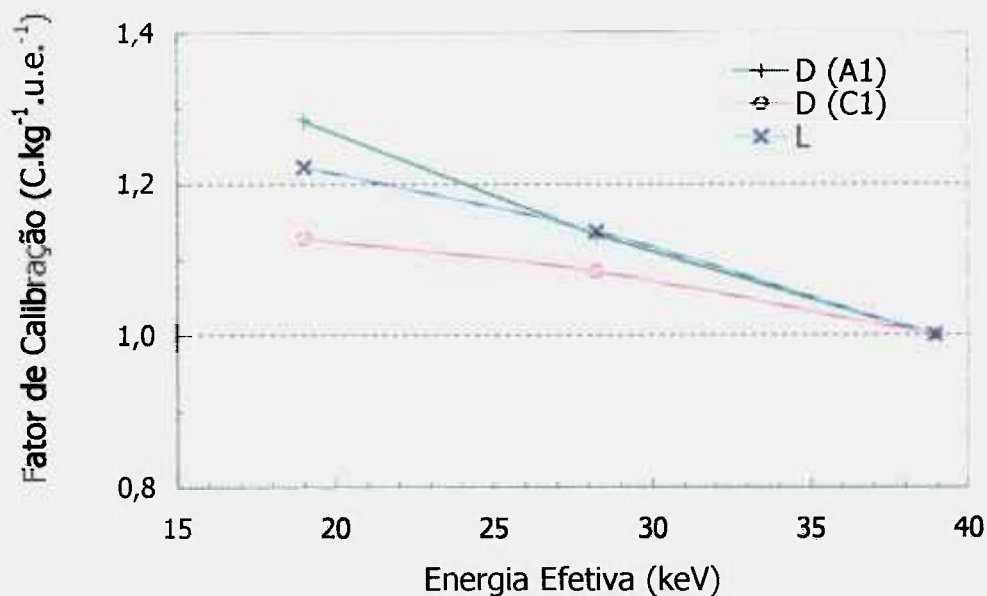


Figura 4.14 : Dependência energética das câmaras de ionização de placas paralelas fabricadas no IPEN, testadas no sistema de radiação X de energias baixas. Todos os valores foram normalizados para a qualidade de radiação DN3 (38,9 keV).

A Figura 4.15 mostra a dependência energética dos monitores portáteis, tipo câmaras de ionização, utilizados na dosimetria de feixes de radiodiagnóstico, para as qualidades de feixes atenuados implantadas, em relação ao sistema padrão secundário (câmara F). Nota-se, em alguns instrumentos, uma altíssima dependência energética, chegando a mais de 40% no caso do instrumento Q. O comportamento destes instrumentos pode também ser verificado na Tabela 4.19. Este fato demonstra a importância em se calibrar os instrumentos nas qualidades de radiodiagnóstico.

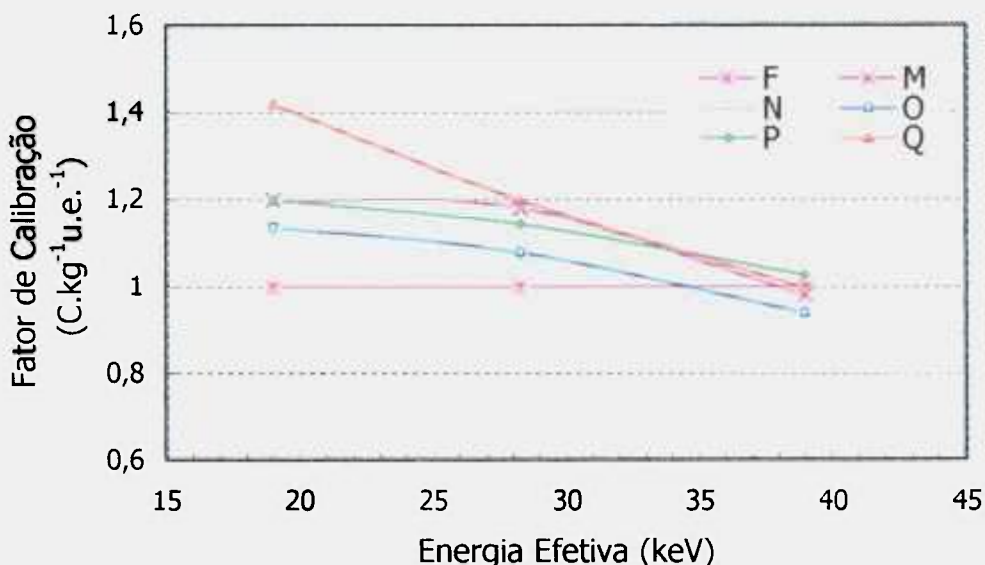


Figura 4.15 : Dependência energética dos instrumentos testados no sistema de radiação X de energias baixas. Todos os valores foram normalizados para os valores obtidos com o sistema padrão secundário do IPEN (câmara F).

Tabela 4.19 : Comportamento dos instrumentos comerciais (câmaras de ionização M-Q) testados nas qualidades de feixes atenuados implantadas. Os fatores de calibração foram normalizados para os valores obtidos com o sistema padrão secundário do IPEN (câmara F).

Qualidade da Radiação	Fator de Calibração (C.kg ⁻¹ .ue ⁻¹)					
	F	M	N	O	P	Q
DN 1	1,00	1,20	1,14	1,14	1,20	1,42
DN 2	1,00	1,18	1,08	1,08	1,14	1,20
DN 3	1,00	0,98	0,94	0,94	1,03	1,00

4.3.2. Implantação das Qualidades de Radiação X em um Sistema de Radiodiagnóstico

Após a aquisição de um sistema de radiação X utilizado em radiodiagnóstico (125 kV) e a publicação da norma IEC 1267⁽⁹⁰⁾ da *International Electrotechnical Commission* (IEC), que estabelece qualidades de radiação para implantação em sistemas de radiodiagnóstico, foram iniciados os testes com o objetivo de implantar estas qualidades para a calibração de detectores no Laboratório de Calibração do IPEN. Neste trabalho foram estabelecidas as qualidades de radiação RQR (*Radiation Quality in Radiation Beams*) e RQA (*Radiation Quality emerging from an Added Filter*). As qualidades de radiação RQR são definidas para medidas de feixes não atenuados, ou seja, medidas de feixes diretos. Tais medidas podem ser úteis na determinação de propriedades de atenuação de acessórios posicionados entre o paciente e o feixe. As qualidades RQA são definidas para medidas de feixes atenuados, ou seja, medidas atrás de um material simulador de um paciente. Estas qualidades podem ser aplicadas em medidas no plano receptor da imagem. As qualidades recomendadas pela IEC estão relacionadas nas Tabelas 4.20 e 4.21.

Tabela 4.20: Qualidades de radiação X para medidas no ar, recomendadas pela norma IEC 1267⁽⁸⁸⁾.

Qualidade da Radiação	Tensão do Tubo (kV)	Filtração Total (mmAl)	Camada Semi-Redutora (mmAl)
RQR 2	40	2,5	1,0
RQR 3	50	2,5	1,5
RQR 4	60	2,5	2,0
RQR 5	70	2,5	2,5
RQR 6	80	2,5	2,9
RQR 7	90	2,5	3,3
RQR 8	100	2,5	3,7
RQR 9	120	2,5	4,5
RQR 10	150	2,5	5,7

Tabela 4.21 : Qualidades de radiação X para medidas de feixes emergentes de um simulador, recomendadas pela norma IEC 1267⁽⁸⁸⁾.

Qualidade da Radiação	Tensão do Tubo (kV)	Filtração Adicional* (mmAl)	Camada Semi-Redutora (mmAl)
RQA 2	40	4	2,4
RQA 3	50	10	4,0
RQA 4	60	16	5,7
RQA 5	70	21	7,1
RQA 6	80	27	8,4
RQA 7	90	30	9,1
RQA 8	100	34	9,9
RQA 9	120	40	11,5
RQA 10	150	45	12,8

* Além da filtração fixa de 2,5 mmAl

O sistema de radiação X utilizado para a implantação desta metodologia, como já foi descrito anteriormente, opera no modo fluoroscópico e radiográfico. Neste trabalho será utilizado o modo fluoroscópico, devido à possibilidade de utilização de intervalos de tempo de exposição de até 5 minutos.

Considerando-se a limitação de operação da máquina, verificada após a espectrometria dos feixes de radiação, que será detalhada no item 4.4, e os fatores de calibração do instrumento de referência utilizado, câmara C, foram selecionadas nas Tabelas 4.20 e 4.21 as qualidades que seriam implantadas. Para as medidas no ar (RQR), foram implantadas as qualidades RQR 3, RQR 5 e RQR 7, e, para as qualidades após o simulador (RQA), as qualidades RQA 3, RQA 4, RQA 5, RQA 6 e RQA 7.

O instrumento utilizado como referência neste caso foi uma câmara de ionização de placas paralelas, com volume de 1 cm^3 , câmara C, que possui calibração rastreada ao Laboratório Padrão Primário PTB para estas qualidades. Todas as medidas foram realizadas a 50 cm de distância foco-câmara. A estabilidade da câmara foi verificada por meio dos testes de controle definidos no item 4.1.

Para o estabelecimento destas qualidades, foram utilizados os filtros de alumínio adequados para cada qualidade, com pureza maior de 99,9 %. Para a composição da filtração total de 2,5 mmAl no caso das medidas no ar dos feixes, foi levada em consideração a filtração inerente do tubo, que é 0,8 mmAl.

As etapas para a implantação das qualidades RQA e RQR foram as mesmas seguidas para as outras qualidades já implantadas neste sistema de radiação X e estão relacionadas a seguir.

4.3.2.1. Determinação das Camadas Semi-Redutoras

Para a determinação das camadas semi-redutoras foram utilizados filtros de alumínio, com espessuras variando de 0,5 a 10 mm. Os filtros foram posicionados a uma distância de 30 cm do foco do tubo de raios X e antes da câmara de ionização C. A distância câmara-foco foi de 50 cm, e o campo de radiação nesta posição foi de 10 cm de diâmetro.

Para cada qualidade foram realizadas medidas de taxa de kerma no ar, inicialmente sem a filtração, e após adicionar os filtros até se alcançar o valor da camada semi-redutora. Os valores obtidos, relacionados na Tabela 4.22, estão muito próximos daqueles recomendados pela norma IEC 1267⁽⁸⁸⁾. Com exceção das qualidades RQR 3 e RQR 7, onde foram obtidas diferenças de 21 e 6%, respectivamente, as outras qualidades apresentaram os mesmos valores recomendados pela norma.

Tabela 4.22 : Valores de camadas semi-redutoras determinadas no sistema de raios X diagnóstico para as qualidades RQR e RQA.

Qualidade da Radiação	Tensão do Tubo* (kV)	Camada Semi-Redutora (mmAl)
RQR 3	52	1,82
RQR 5	70	2,45
RQR 7	90	3,1
RQA 3	52	4,0
RQA 4	63	5,7
RQA 5	70	7,1
RQA 6	80	8,4
RQA 7	90	9,1

*Valores determinados por meio de espectrometria.

4.3.2.2. Determinação das Energias Efetivas

Para a determinação dos valores de energia efetiva para as qualidades implantadas, foi utilizado o gráfico da Figura 4.6, que mostra a relação entre os valores de energia efetiva e os valores de camadas semi-redutoras, dadas em milímetros (mm) de cobre (Cu) e de alumínio (Al). Conhecendo-se cada camada semi-redutora do feixe de radiação X, foi possível determinar-se cada valor de energia efetiva. Os valores obtidos estão na Tabela 4.23. Observa-se que os valores de energia efetiva obtidos após o simulador (feixes atenuados) são maiores do que os correspondentes sem os simuladores.

Tabela 4.23 : Valores de energia efetiva determinados para as camadas semi-redutoras medidas.

Qualidade da Radiação	Camada Semi-Redutora (mmAl)	Energia Efetiva (keV)
RQR 3	1,82	32,0
RQR 5	2,45	39,2
RQR 7	3,1	46,0
RQA 3	4,0	38,8
RQA 4	5,7	45,6
RQA 5	7,1	51,8
RQA 6	8,4	57,9
RQA 7	9,1	62,9

4.3.2.3. Determinação das Taxas de Kerma no Ar

Utilizando-se os fatores de calibração fornecidos pelo certificado de calibração da câmara C, foi possível medir as taxas de kerma no ar, \dot{K}_{ar} , para as qualidades implantadas no sistema de radiodiagnóstico. Todas as medidas foram realizadas a 50 cm de distância foco-câmara. Os valores obtidos para as taxas de kerma no ar e as outras características dos feixes estão relacionados na Tabela 4.24. As incertezas associadas aos resultados foram sempre menores que 5,5 %. A exemplo do Laboratório Padrão Primário PTB, todos os fatores de calibração da câmara C foram normalizados para 70 kV. Para as medidas no ar (RQR), a maior dependência energética foi de 2%, enquanto que para as qualidades RQA esta dependência ficou em 5% no pior caso.

Tabela 4.24 : Principais características dos feixes de radiação padrões para a calibração de instrumentos utilizados em dosimetria de feixes.

Q = Qualidade da radiação

K_Q = Fator de correção para energia, normalizado para 70 kV

\dot{K}_{ar} = Taxa de kerma no ar; medidas realizadas com a câmara C

Q	Tensão do Tubo (kV)	Filtração Total (mmAl)	Camada Semi-Redutora (mmAl)	Energia Efetiva (keV)	K_Q	\dot{K}_{ar} (mGy/min)
RQR 3	52	2,5	1,82	32,0	1,02	5,06
RQR 5	70	2,5	2,45	39,2	1,00	6,59
RQR 7	90	2,5	3,1	46,0	0,99	6,92
RQA 3	52	12,5	4,0	38,8	1,05	0,363
RQA 4	63	18,5	5,7	45,6	1,03	0,309
RQA 5	70	23,5	7,1	51,8	1,00	0,256
RQA 6	80	29,5	8,4	57,9	0,99	0,200
RQA 7	90	32,5	9,1	62,9	0,98	0,481

4.3.2.4. Aplicação da Metodologia Implantada

Para aplicação do método de calibração implantado para a calibração de instrumentos utilizados na dosimetria do feixe em sistemas de radiodiagnóstico, foram selecionadas algumas câmaras de ionização, marca Radcal, que têm sido as mais utilizadas nesta área. As suas características estão relacionadas na Tabela 4.25.

Tabela 4.25: Principais características dos instrumentos testados nas qualidades de radiação X implantadas no sistema de radiodiagnóstico do IPEN.

Instrumento	Material da Parede	Volume (cm ³)
R. Radcal 10x5-6	Policarbonato	6
S. Radcal 10x5-6	Policarbonato	6
T. Radcal 10x5-180	Policarbonato	180
U. Radcal 10x5-180	Policarbonato	180
V. Radcal 10x5-6M	Janela de Mylar aluminizado	6
W. Radcal 10x5-60E	Policarbonato	60

As Figuras 4.16 e 4.17 mostram a dependência energética das câmaras de ionização testadas para as qualidades RQR e RQA respectivamente. As câmaras Radcal testadas apresentaram um comportamento satisfatório no intervalo de energia estudado. A câmara V apresentou uma alta dependência energética, 17 % para as qualidades RQA e 14 % no caso das qualidades RQR. Este alta dependência energética pode ser explicada pelo fato desta câmara ser indicada para a utilização em feixes de mamografia, que utilizam energias

menores do que as deste trabalho. Para as outras câmaras, os maiores fatores obtidos foram para as câmaras S e R que apresentaram 5% de dependência energética; as outras estiveram bem abaixo deste valor. De acordo com normas internacionais, os instrumentos utilizados na dosimetria de sistemas de radiodiagnóstico convencional podem apresentar uma variação de até $\pm 5\%$ na sua resposta no intervalo de 50 a 150 kV⁽⁹¹⁾.

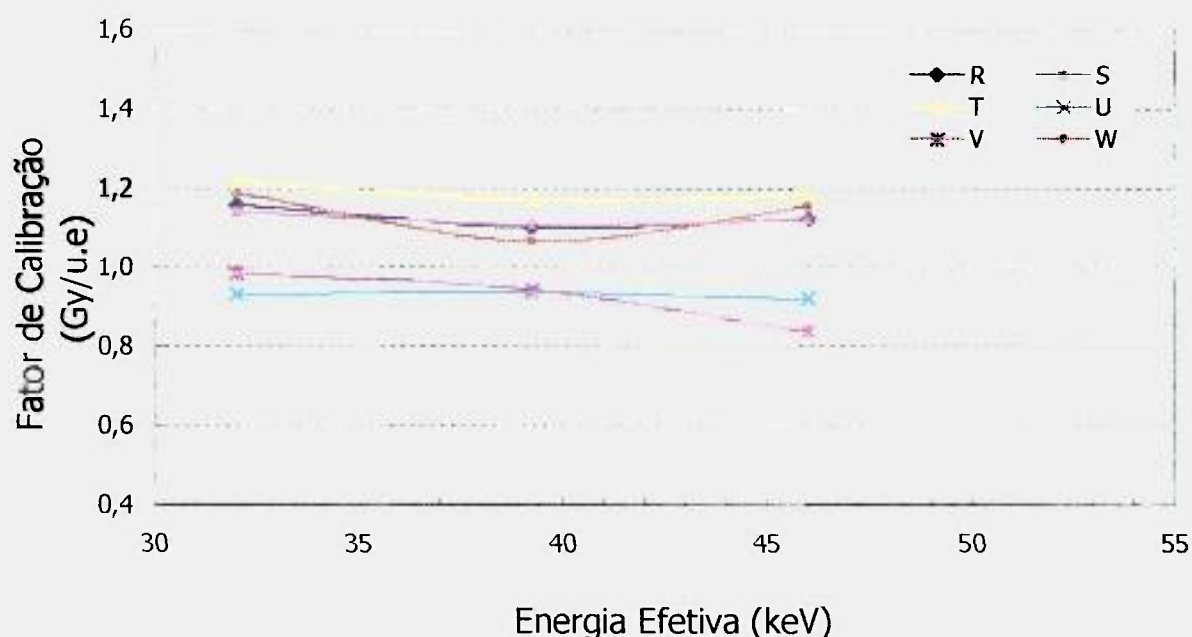


Figura 4.16 : Dependência energética dos instrumentos testados nas qualidades RQR para feixes não atenuados, em sistema de raios X, nível radiodiagnóstico.

u.e. : unidade de escala do eletrômetro

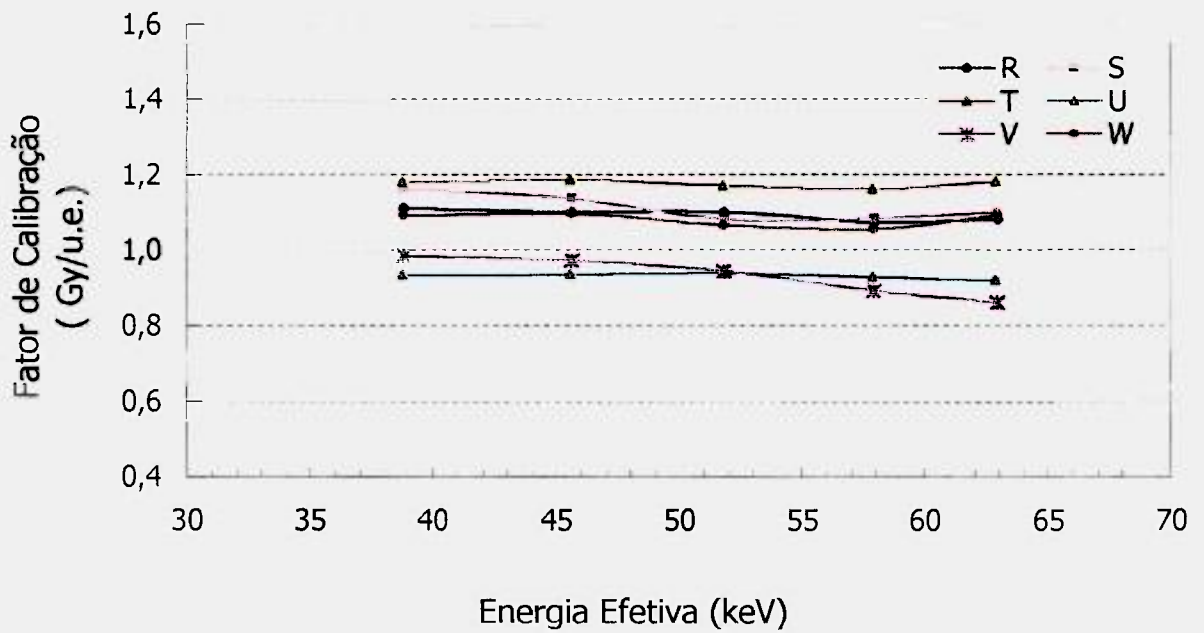


Figura 4.17 : Dependência energética dos instrumentos testados nas qualidades RQA para feixes atenuados, em sistema de raios X, nível radiodiagnóstico.
 u.e. : unidade de escala do eletrômetro

4.4. Metodologia de Calibração de Instrumentos Utilizados no Controle de Qualidade em Sistemas de Radiodiagnóstico

Os instrumentos utilizados no controle de qualidade em sistemas de radiodiagnóstico são geralmente equipamentos portáteis, fabricados de modo a medir, durante um pulso de radiação, os valores de tensão de pico aplicada ao tubo (kVp), a exposição ou o kerma no ar, ou a taxa de exposição ou de kerma no ar, e a linearidade da corrente em função da taxa de exposição ou de kerma no ar. As variações da tensão aplicada a um tubo de raios X resultam em mudança na penetração do feixe e conseqüentemente na dose recebida pelo paciente e na imagem radiográfica. Portanto, a calibração destes instrumentos é de extrema importância.

Este serviço é executado, em alguns laboratórios internacionais, utilizando-se divisores de tensão. Estes são medidores invasivos de tensão, que, para sua utilização, há a necessidade de desmontagem dos cabos de tensão da máquina de raios X, o que pode ocasionar danos ao equipamento, além da necessidade de calibração do próprio divisor de tensão.

Neste trabalho utilizou-se um espectrômetro com um detector de germânio Hiperpuro (HPGe), descrito no item 3.3.3, como instrumento de referência primário para a calibração dos medidores de tensão. Este é um procedimento válido^(45,92), considerando-se que o espectrômetro pode ser calibrado utilizando-se os picos de emissão de uma fonte de ²⁴¹Am calibrada, não havendo a necessidade de encaminhá-lo periodicamente para um Laboratório de Calibração.

4.4.1. Caracterização dos Feixes de Radiação X por Espectrometria.

A metodologia para a calibração de instrumentos utilizados em controle de qualidade foi implantada no sistema de radiação X utilizado em radiodiagnóstico pertencente ao Laboratório de Calibração do IPEN. A espectrometria foi realizada variando-se a tensão aplicada ao tubo de 50 a 100 kV.

Todas as medidas foram realizadas a 200 cm de distância foco-detector. Para se diminuir o ruído de sinal presente no fim dos espectros, foram adicionados filtros de alumínio na saída do feixe de radiação X, como mostra a Figura 4.18. O detector foi protegido da radiação espalhada por uma blindagem de chumbo com 1 cm de espessura que recobriu todo o detector, deixando apenas uma abertura de 1 cm para colocação de um colimador, também de chumbo, que permitiu que apenas um feixe com 1 mm de diâmetro atingisse o detector. A calibração do detector foi realizada previamente utilizando-se uma fonte de ^{241}Am (0,29 MBq) com picos de emissão em 59,537 keV (raios γ) e 17,611 keV (raios X), posicionada na superfície de entrada do detector.

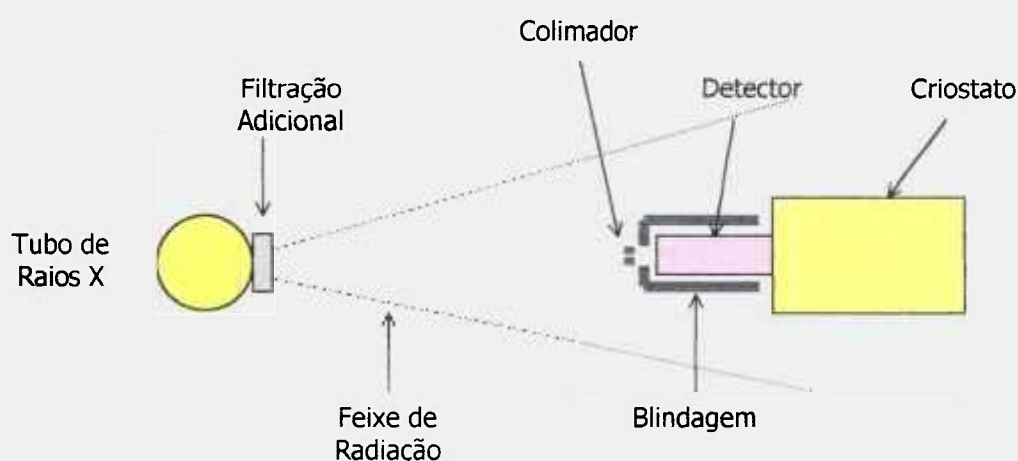


Figura 4.18 : Arranjo experimental para a espectrometria dos feixes de radiação do sistema de radiação X utilizado em radiodiagnóstico.

As condições de irradiação do detector para cada feixe de radiação utilizado estão relacionadas na Tabela 4.26. Todas as medidas foram realizadas com o sistema de radiação X operando no modo fluoroscópico. Foram realizadas medidas com a menor e a maior corrente possível para cada tensão.

Tabela 4.26 : Condições de irradiação do detector do espectrômetro para a determinação da tensão de pico do sistema de radiação X, nível radiodiagnóstico, do Laboratório de Calibração do IPEN.

Tensão do Tubo (kV)	Filtração Adicional (mmAl)	Corrente (mA)
50	4	0,5
		4,0
60	10	0,5
		4,8
71	16	0,5
		4,5
80	21	0,5
		5,0
90	26	0,5
		5,0
100	30	0,5
		5,0

Os espectros obtidos para cada tensão com a maior e a menor corrente estão nas Figuras 4.19 a 4.24. Observa-se que, em todos os casos, a tensão aplicada ao tubo registrada no painel da máquina está em torno de 10 kV menor do que o valor real, medido pelo espectrômetro. Como descrito no item 4.2.5, esta situação já foi verificada em outros sistemas, resultando em uma

revisão na publicação NCRP 49⁽⁸⁸⁾. Verifica-se também que, com o aumento do valor da corrente aplicada, acontece um pequeno decréscimo no valor da tensão de pico obtida. Para os valores menores de tensão, esta variação é mais significativa, em torno de 2% para 60 kV, e para o valor maior de tensão esta variação cai para 1,3%. Na Tabela 4.27 estão relacionados os valores de tensão de pico aplicada ao tubo, obtidos por meio da espectrometria, para a maior e a menor corrente em cada caso.

Tabela 4.27 : Valores de tensão de pico do sistema de radiação X diagnóstico do IPEN, utilizando-se o espectrômetro com detector de HPGe.

Tensão do Tubo (kVp)		Corrente (mA)	Variação Percentual (%)
Painel da Máquina	Espectrômetro		
50	43,13	0,5	13,7
	42,56	4,0	14,9
60	52,01	0,5	13,3
	50,86	4,8	15,2
71	62,89	0,5	11,4
	61,74	4,5	13,0
80	70,33	0,5	12,1
	69,19	5,0	13,5
90	80,07	0,5	11,0
	79,78	5,0	11,4
100	89,80	0,5	10,2
	88,66	5,0	11,3

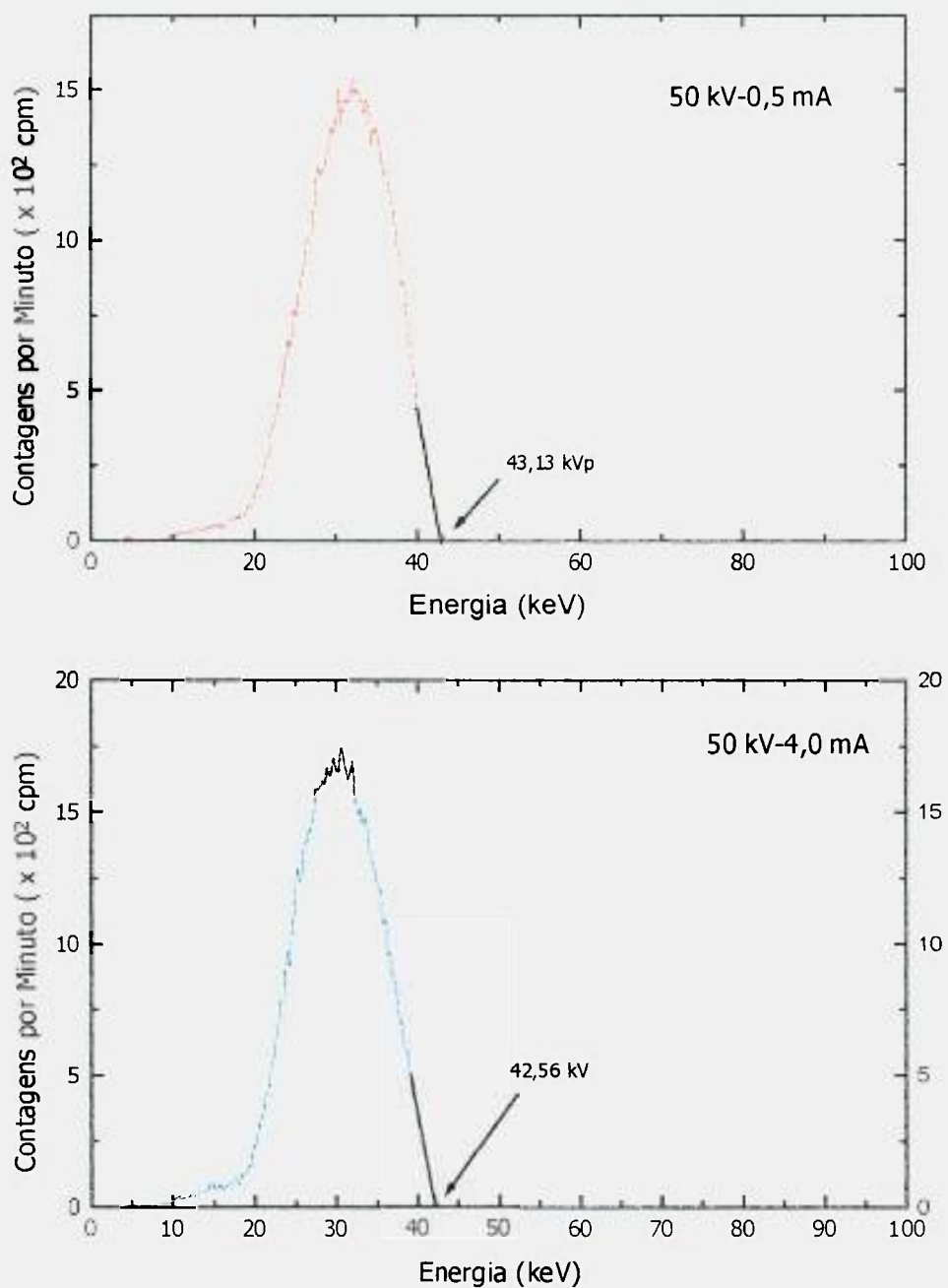


Figura 4.19 : Espectros medidos para a tensão de 50 kVp aplicada ao sistema de radiação X diagnóstico Neo-Diagnomax. Os valores de tensão de pico obtidos foram 43,13 kVp e 42,56 kVp, para correntes de 0,5 e 4 mA, respectivamente.

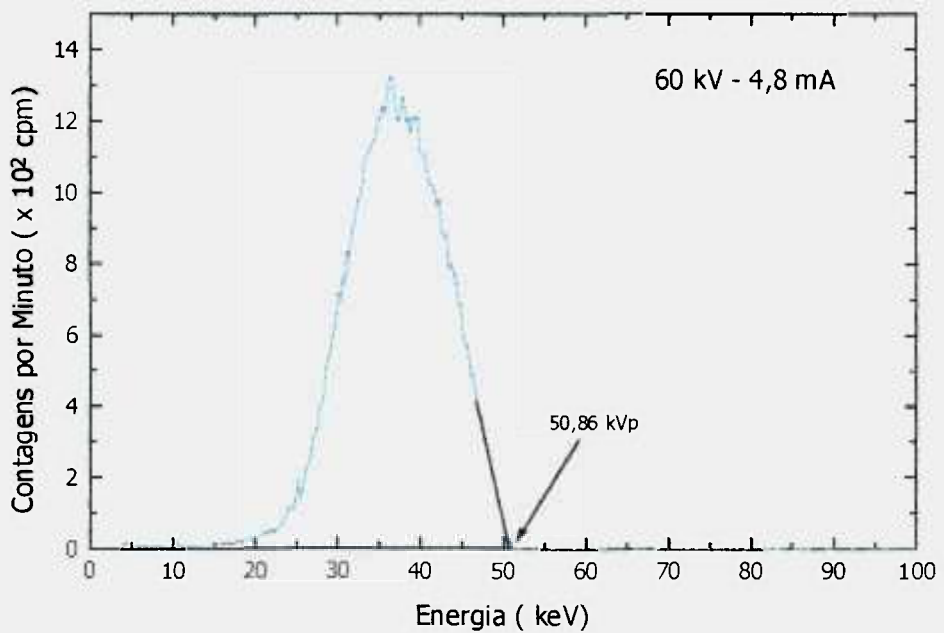
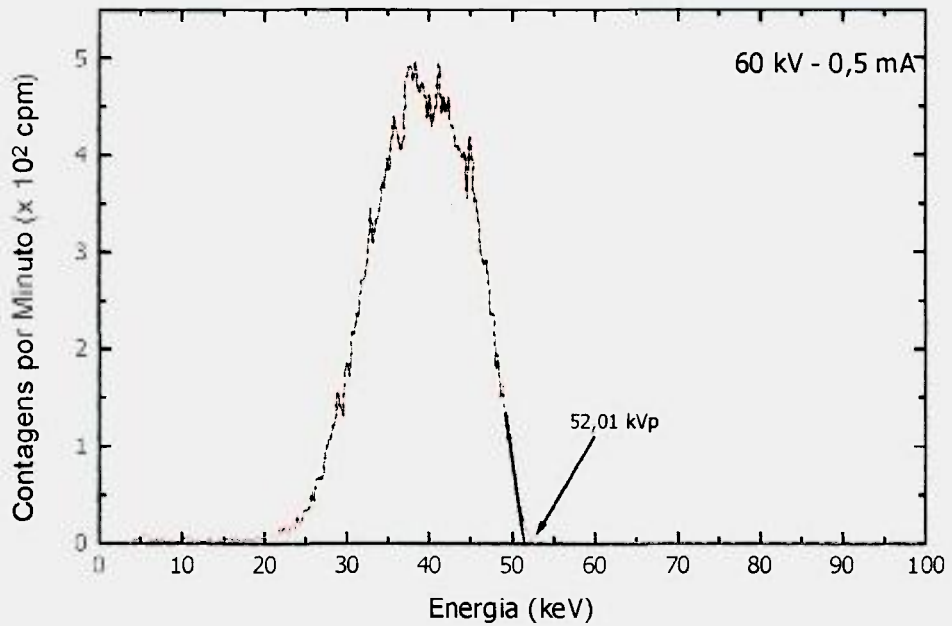


Figura 4.20 : Espectros medidos para a tensão de 60 kVp aplicada ao sistema de radiação X diagnóstico Neo-Diagnomax. Os valores de tensão de pico obtidos foram 52,01 kVp e 50,86 kVp, para correntes de 0,5 e 4,8 mA, respectivamente.

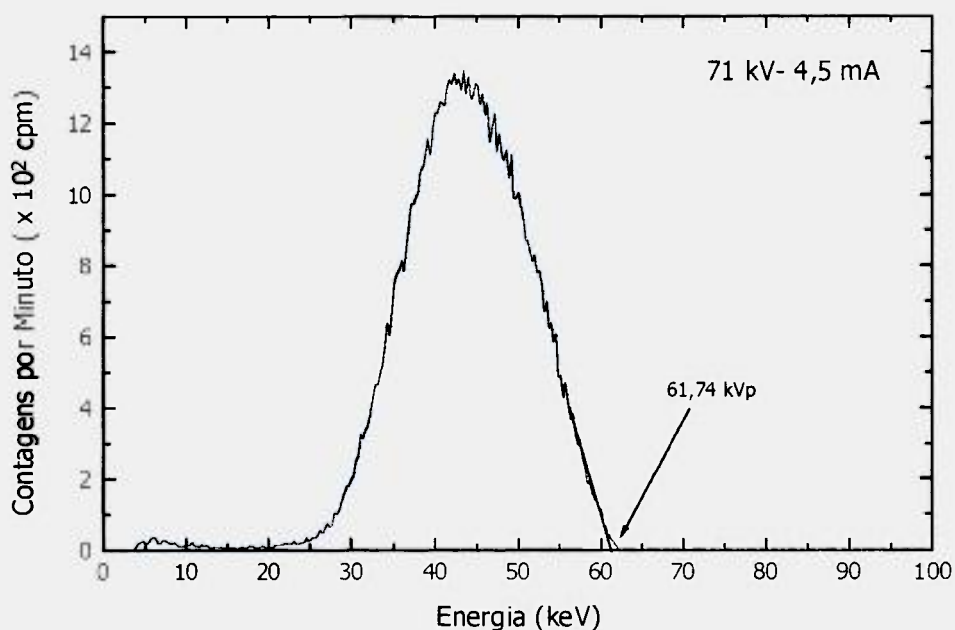
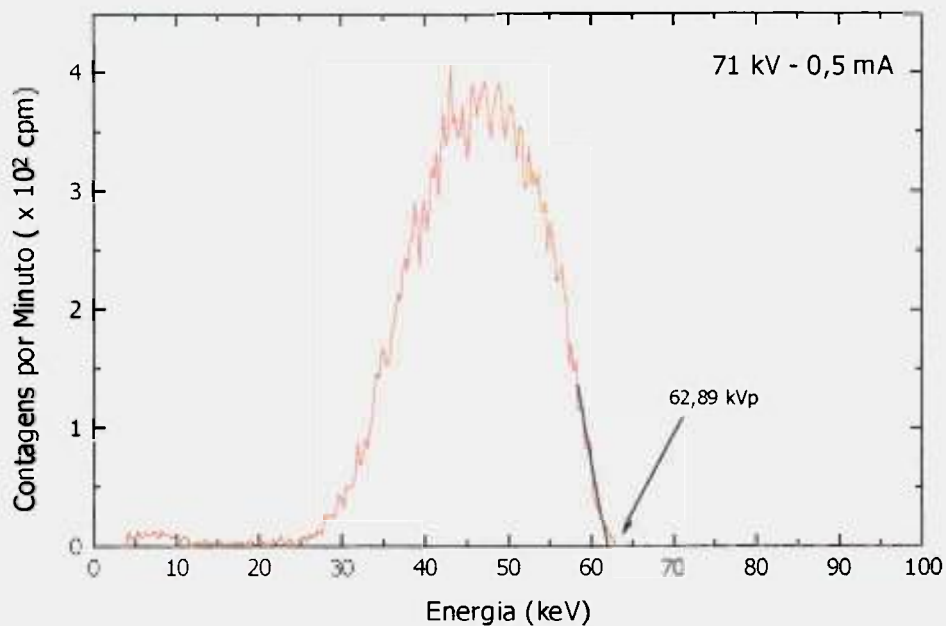


Figura 4.21 : Espectros medidos para a tensão de 71 kVp aplicada ao sistema de radiação X diagnóstico Neo-Diagnomax. Os valores de tensão de pico obtidos foram 62,89 kVp e 61,74 kVp, para correntes de 0,5 e 4,5 mA, respectivamente.

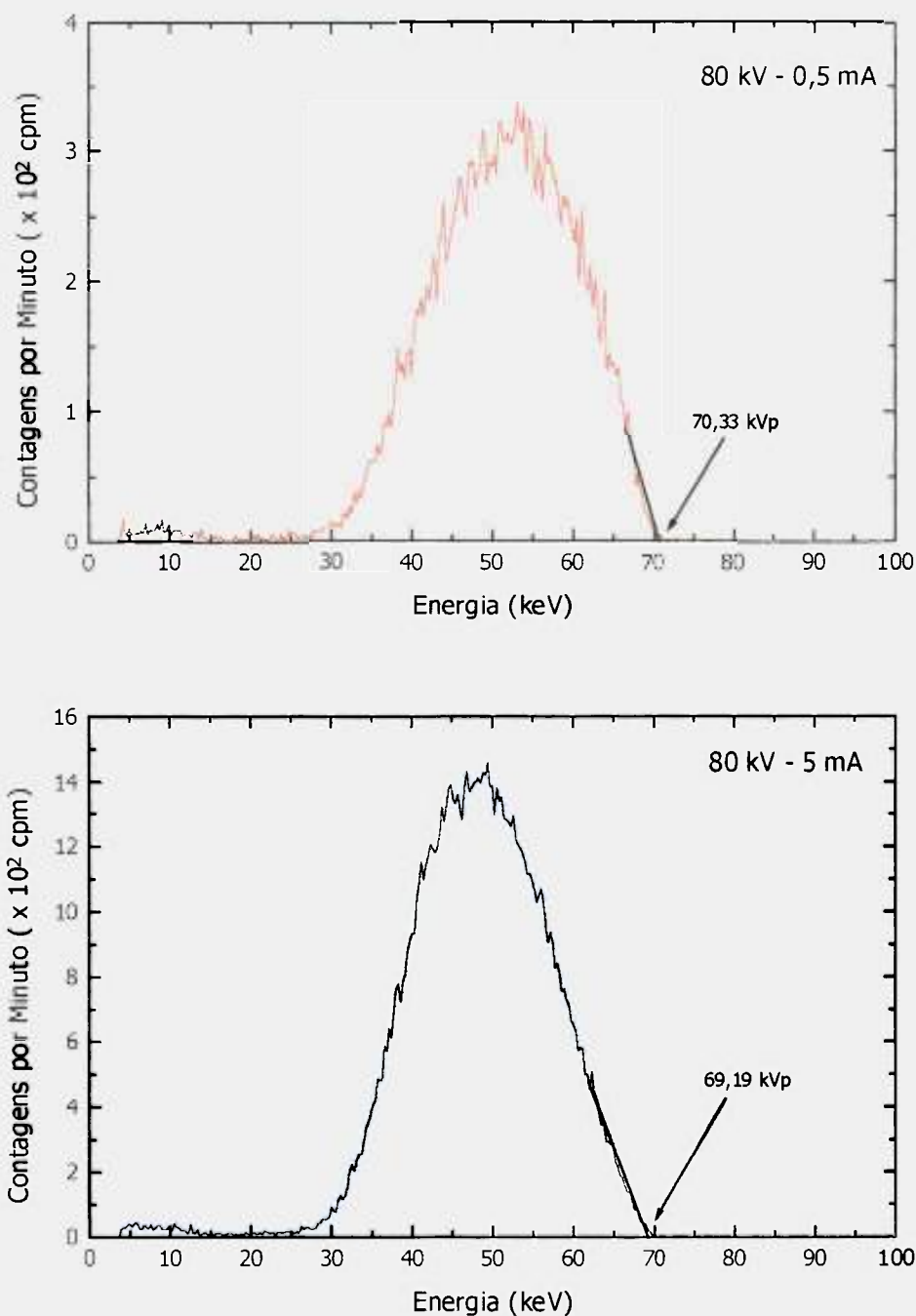


Figura 4.22 : Espectros medidos para a tensão de 80 kVp aplicada ao sistema de radiação X diagnóstico Neo-Diagnomax. Os valores de tensão de pico obtidos foram 70,33 kVp e 69,19 kVp, para correntes de 0,5 e 5 mA, respectivamente.

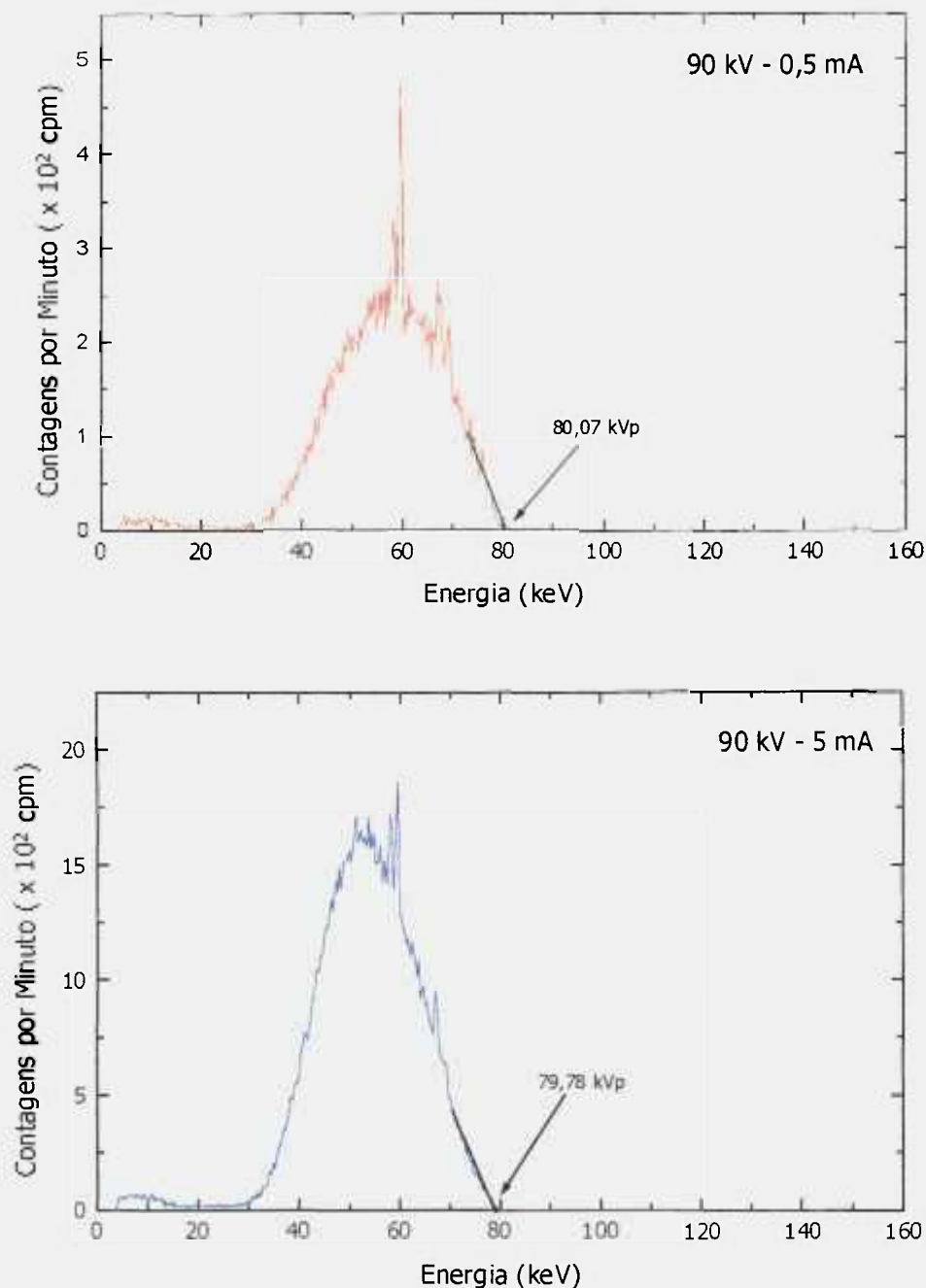


Figura 4.23 : Espectros medidos para a tensão de 90 kVp aplicada ao sistema de radiação X diagnóstico Neo-Diagnomax. Os valores de tensão de pico obtidos foram 80,07 kVp e 79,78 kVp, para correntes de 0,5 e 5 mA, respectivamente.

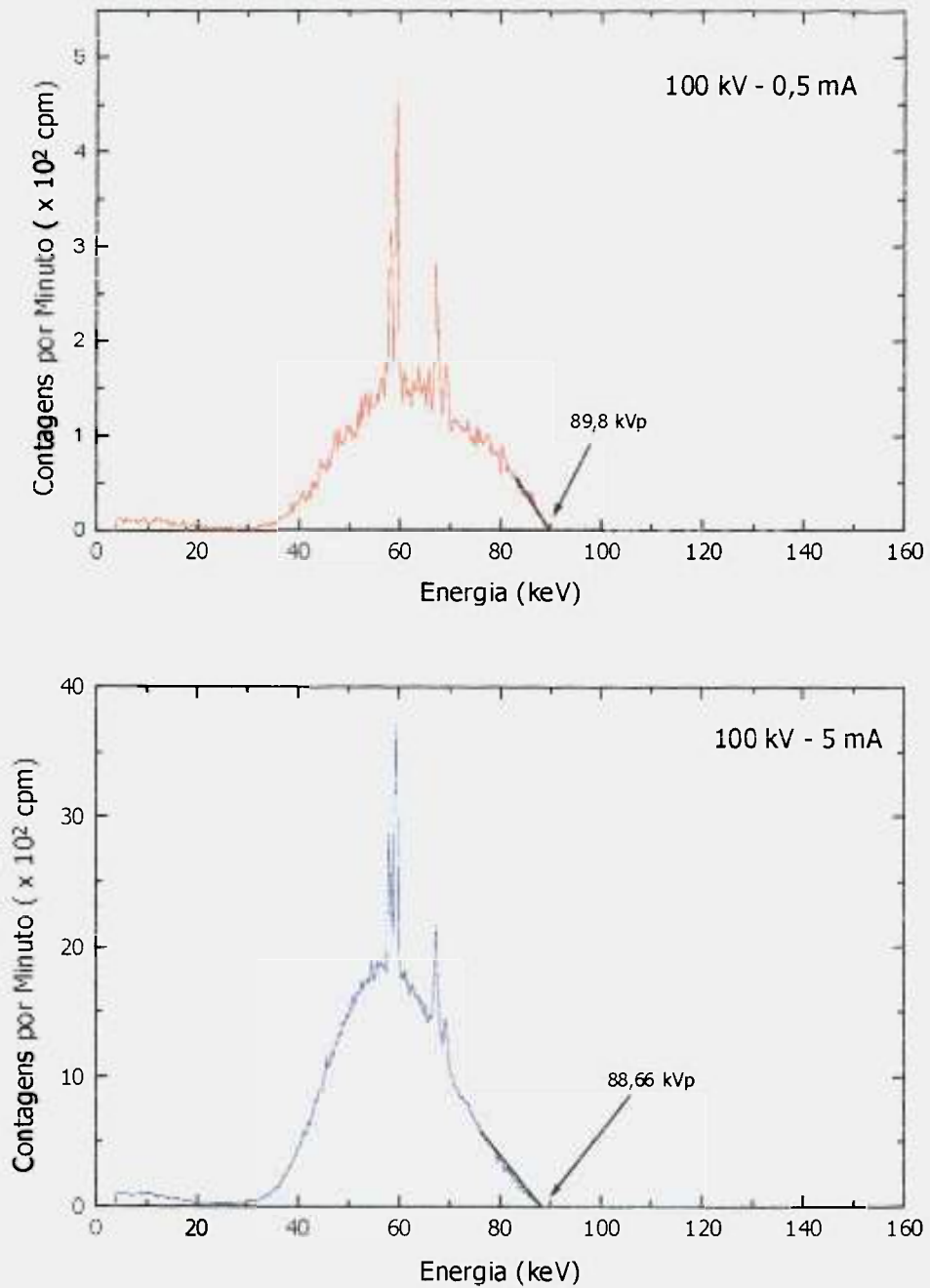


Figura 4.24 : Espectros medidos para a tensão de 100 kVp aplicada ao sistema de radiação X diagnóstico Neo-Diagnomax. Os valores de tensão de pico obtidos foram 89,80 kVp e 88,66 kVp, para correntes de 0,5 e 5 mA, respectivamente.

Para a calibração dos instrumentos utilizados em medidas de controle de qualidade, quanto a tensão de pico aplicada ao tubo, optou-se pela utilização dos espectros obtidos para o valor da corrente de 0,5 mA, devido a uma dificuldade mecânica do painel da máquina de raios X de manter fixo o maior valor de corrente.

4.4.2. Aplicação da Metodologia Implantada

Para a aplicação da metodologia, foram testados três instrumentos que são utilizados em medidas de controle de qualidade em sistemas de radiodiagnóstico, sendo dois medidores não invasivos e um sistema invasivo. As suas características estão relacionadas na Tabela 4.28.

Tabela 4.28 : Principais características dos instrumentos medidores de tensão testados no sistema de radiodiagnóstico.

Instrumento	Tipo
X. Victoreen, NERO 6000M	Não invasivo
Y. Radcal, Dynalizer III	Invasivo
Z. Gammex, RMI 242	Não Invasivo

Os instrumentos não invasivos, X e Z, foram posicionados no centro do feixe de radiação, na distância de calibração definida para a calibração de instrumentos, que é de 50 cm do foco. No caso do instrumento invasivo, instrumento Y, a instalação foi feita de acordo com a Figura 2.8, ou seja entre o gerador e o tubo de raios X.

Os valores de tensão de pico obtidos com os instrumentos comerciais testados neste trabalho estão na Tabela 4.29. Para o instrumento Z ele só apresentou sensibilidade para medidas a partir de 60 kV. Observa-se que o instrumento Y apresentou o melhor comportamento, com uma variação máxima de 2,7 % e a mínima de 0,2 % em relação ao valor determinado pelo espectrômetro. Para os instrumentos não invasivos verificou-se uma variação maior, sendo que o instrumento Z em 90 kV, apresentou uma variação de 10% em relação à medida com o espectrômetro. O desvio padrão da média máximo obtido durante as medidas foi de 1,3%. Estes resultados demonstram a necessidade de calibração deste tipo de instrumento que é utilizado em medidas de controle de qualidade em sistemas de radiodiagnóstico.

Tabela 4.29 : Valores de tensão de pico obtidos com os instrumentos testados no sistema de radiação X, nível radiodiagnóstico, do Laboratório de Calibração do IPEN, utilizando como referência o espectrômetro com o detector de HPGe.

Painel da Máquina	Espectrômetro (kV)	X (kV)	Y (kV)	Z (kV)
50	43,13	39,2	43,0	--
60	52,01	47,4	53,4	--
71	62,89	59,0	62,2	63,5
80	70,33	67,1	69,9	66,1
90	80,07	78,6	80,2	72,9
100	89,80	89,4	91,0	80,6

5. PROPOSTA DE UM SISTEMA DE REFERÊNCIA PARA A CALIBRAÇÃO DE MEDIDORES DE TENSÃO

Serão apresentados neste capítulo os estudos e testes realizados para a composição de um sistema de referência para a calibração de instrumentos utilizados em medidas de controle de qualidade em sistemas de radiodiagnóstico, utilizando-se as câmaras de ionização desenvolvidas no IPEN.

5.1. Esquema de Operação de um Monitor Não Invasivo de Sistemas de Radiodiagnóstico Comercial

Um monitor não invasivo de sistemas de radiodiagnóstico comercial é composto, na maioria dos casos, por dois detectores de estado sólido (diodos), idênticos, com filtração diferente (alumínio ou cobre) posicionada entre eles e o feixe de radiação, como mostra a Figura 5.1. Esta filtração diferente produz uma razão entre as leituras que pode ser utilizada para se calcular o valor da tensão de pico da máquina. A corrente produzida nos diodos é amplificada resultando numa saída de tensão que é amostrada por um microprocessador que pode calcular a tensão de pico aplicada ao tubo.

Além dos diodos, é necessário também o uso de uma câmara de ionização para a medida da exposição, ou do kerma no ar, ou da dose absorvida, e para a determinação da linearidade da corrente em função da taxa de

exposição, ou da taxa de kerma no ar, ou da taxa de dose absorvida. O mais comum destes medidores não invasivos é o NERO™, da Victoreen, EUA*.

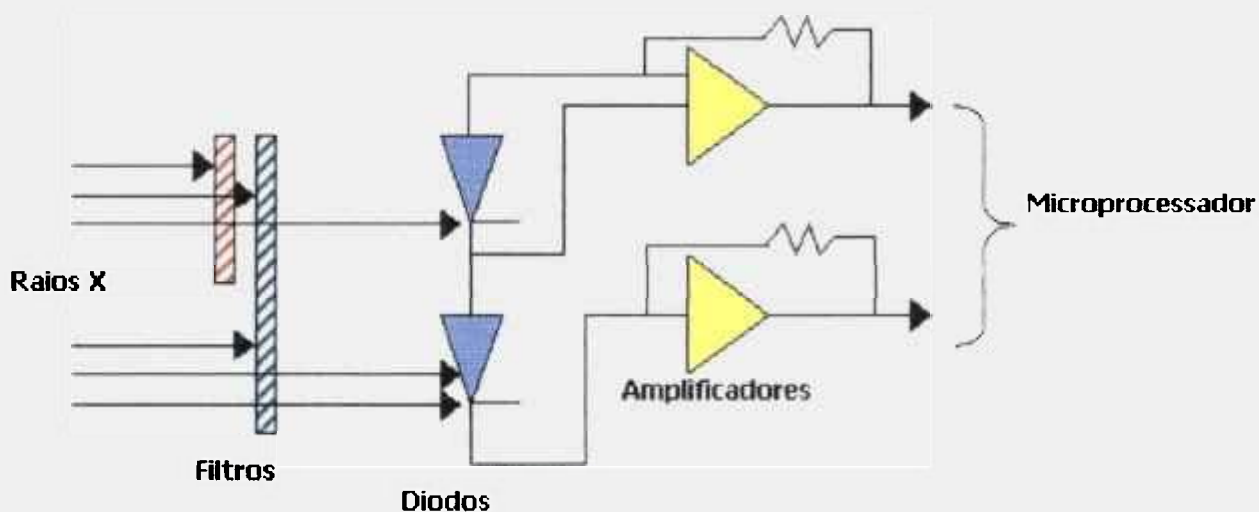


Figura 5.1 : Esquema de um medidor de tensão não invasivo NERO™.

Os filtros são de materiais ou espessuras diferentes.

* INSTRUCTION MANUAL FOR NERO™, MODEL 6000M, Victoreen Incorporation, 1997.

5.2. Sistema de Referência Proposto

A proposta deste trabalho é a utilização de um sistema composto por um conjunto de duas câmaras de ionização de placas paralelas, D(C1) e D(A1), fabricadas no IPEN^(65,66), no mesmo feixe de radiação, de forma que o par de câmaras possa funcionar como um padrão de referência na calibração de medidores de tensão, considerando a diferença de dependência energética entre as duas câmaras de ionização. As características deste sistema serão apresentadas e discutidas neste capítulo.

5.2.1. Principais Características das Câmaras de Ionização Desenvolvidas no IPEN

As câmaras de ionização de placas paralelas, desenvolvidas no IPEN^(65,66) e utilizadas neste trabalho, na sua calibração inicial, demonstraram um bom comportamento, principalmente a câmara com eletrodo coletor de grafite, D(C1), em campos de radiação X de energias baixas e médias, radiação gama de ^{60}Co e ^{137}Cs e radiação beta de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}^{(65)}$. Mostrou-se a viabilidade de utilização deste par de câmaras para dosimetria destes feixes de radiação⁽⁶⁵⁾. Além disso, a diferença marcante entre as dependências energéticas das câmaras, conforme o material do eletrodo coletor, permitiu a formação de um sistema Tandem, constituído pelo par de câmaras D(C1) e D(A1), para a determinação da energia efetiva e da taxa de exposição ou da taxa de kerma no ar, em campos de radiação X desconhecidos^(65,93,94).

O projeto representado na Figura 2.7 mostra as principais características das câmaras de ionização de placas paralelas desenvolvidas. As paredes das câmaras são de Lucite. Como já foi dito anteriormente, a única

diferença entre elas é o material do eletrodo coletor e do anel de guarda, ou seja, a câmara D(A1) possui eletrodo coletor e anel de guarda de alumínio e a câmara D(C1), de grafite. Os eletrodos coletores possuem espessura de 4,8 mm e diâmetro de 16 mm, enquanto que os anéis de guarda possuem espessura de 3 mm e diâmetro de 24 mm. O isolante de Teflon, posicionado entre o anel de guarda e o eletrodo coletor, possui 1 mm de espessura e o seu diâmetro é de 18 mm⁽⁶⁵⁾.

5.2.2. Sistema Tandem

Nos casos em que a determinação da energia efetiva em um dado feixe de radiação não pode ser feita pela medida da camada semi-redutora, pode-se utilizar um método alternativo, baseado na determinação da exposição ou do kerma no ar com a aplicação de dois dosímetros que possuem diferentes dependências energéticas. Este método, denominado "Tandem", consiste em se utilizar a razão entre os valores das respostas ou os fatores de calibração dos dosímetros para se determinar a energia efetiva. A exatidão do método dependerá do grau de dependência energética das respostas dos dosímetros. Quanto mais elas diferirem entre si, maior será a variação da razão entre as respostas em função da energia⁽⁹⁴⁾.

As câmaras de ionização de placas paralelas utilizadas neste trabalho, que possuem eletrodos coletores de materiais diferentes e que fornecem curvas de dependência energética diferentes, possibilitam a aplicação do método Tandem. A Figura 5.2 mostra as curvas de dependência energética de cada uma das câmaras. Pode-se observar comportamentos completamente diferentes do fator de calibração em função da energia efetiva do feixe de radiação incidente, o que constitui a maior vantagem em relação à formação de um sistema Tandem. No caso da câmara D(C1), a variação obtida no fator de calibração foi de apenas 0,28%, como era de se esperar por ser uma câmara de placas paralelas com eletrodo coletor de grafite, enquanto que para a câmara D(A1), foi de 19%.

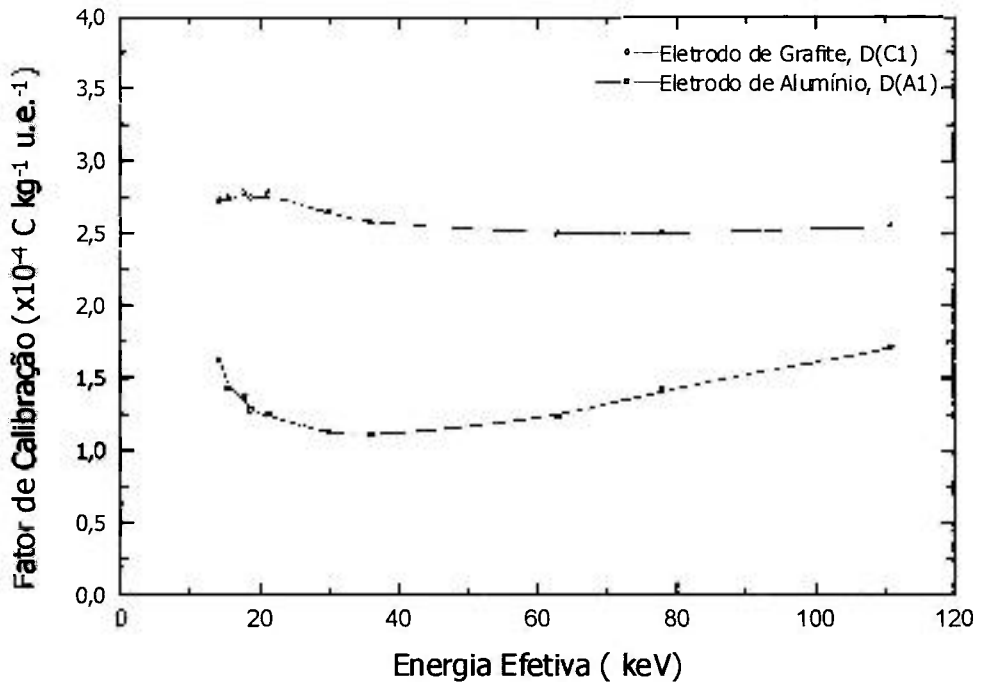


Figura 5.2 : Dependência energética das câmaras de placas paralelas⁽⁶⁵⁾.
u.e. : unidade de escala do eletrômetro.

Tomando-se a razão entre os fatores de calibração das câmaras para cada valor de energia obteve-se a curva Tandem para o sistema, como é mostrado na Figura 5.3. A incerteza associada aos pontos experimentais em todos os casos foi menor que 0,4%.

Este método, extremamente simples, permite portanto a determinação tanto da energia efetiva como da taxa de exposição ou da taxa de kerma no ar de um feixe de radiação X desconhecido, apenas pela medida das respostas das duas câmaras do sistema Tandem.

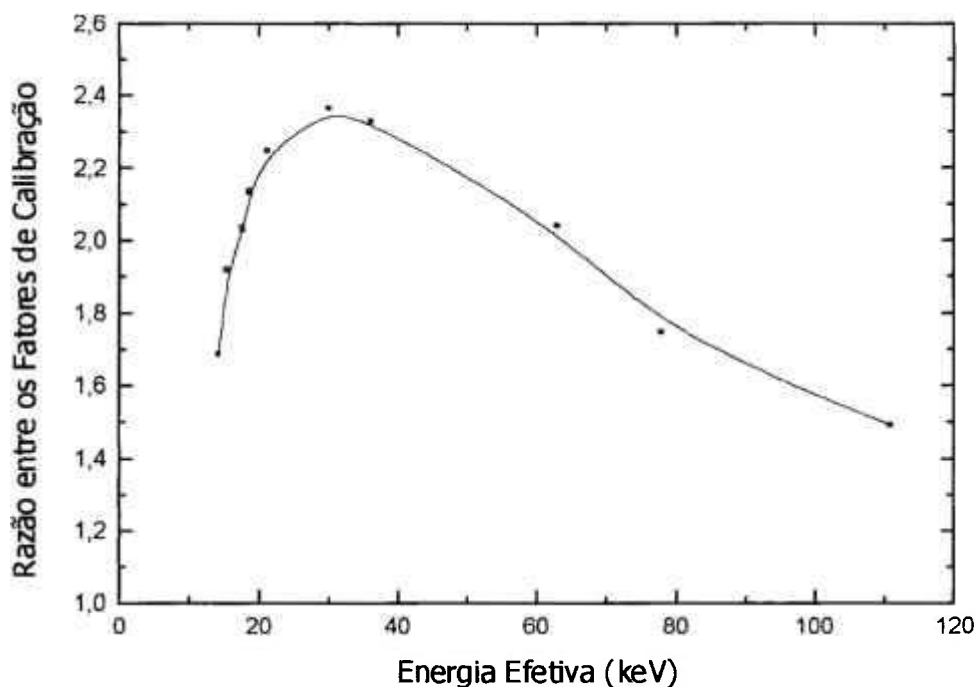


Figura 5.3 : Curva Tandem das câmaras de ionização desenvolvidas no IPEN⁽⁶⁵⁾.

Galhardo⁽⁹⁴⁾ montou e testou vários sistemas Tandem com diferentes tipos de câmaras de ionização, utilizando os feixes de raios X do IPEN e em instituições externas. Dentre os sistemas testados, o que apresentou melhor desempenho foi o composto pelas câmaras de ionização D(A1) e D(C1) desenvolvidas no IPEN, sendo que o maior valor de desvio relativo das medidas foi de apenas 0,51%.

Estes resultados mostram a estabilidade do sistema composto e viabiliza a utilização destas câmaras como um sistema de referência.

5.2.3. Montagem do Sistema de Referência

A utilização de um espectrômetro em um feixe de radiação X é a melhor maneira de se determinar suas características e tem sido considerado um método primário na determinação da tensão de pico aplicada nos sistemas de raios X⁽⁹²⁾. No entanto, em um trabalho rotineiro de calibração, estas medidas nem sempre são fáceis de se obter, devido ao tempo gasto e às condições em que o detector de HPGe deve ser mantido. Por isso um sistema de referência que possa ser utilizado como transferência entre o espectrômetro e o instrumento a ser calibrado, é de extrema importância em um Laboratório de Calibração.

Considerando-se o princípio de funcionamento de um medidor de tensão comercial apresentado no item 5.1, o bom desempenho do conjunto composto pelas câmaras de ionização D(A1) e D(C1) e a necessidade de um sistema de referência para a calibração de medidores de tensão, foi desenvolvido um arranjo para que as câmaras sejam posicionadas juntas no mesmo feixe e as suas respostas relacionadas para a determinação da tensão aplicada ao tubo de radiação X.

A montagem do sistema proposto está ilustrado nas Figuras 5.4 (a) e (b). As duas câmaras foram colocadas em um suporte de Lucite, possibilitando a irradiação simultânea do conjunto no mesmo feixe de radiação. Na Figura 5.4 (c) pode-se observar o arranjo e o posicionamento deste sistema durante a irradiação.

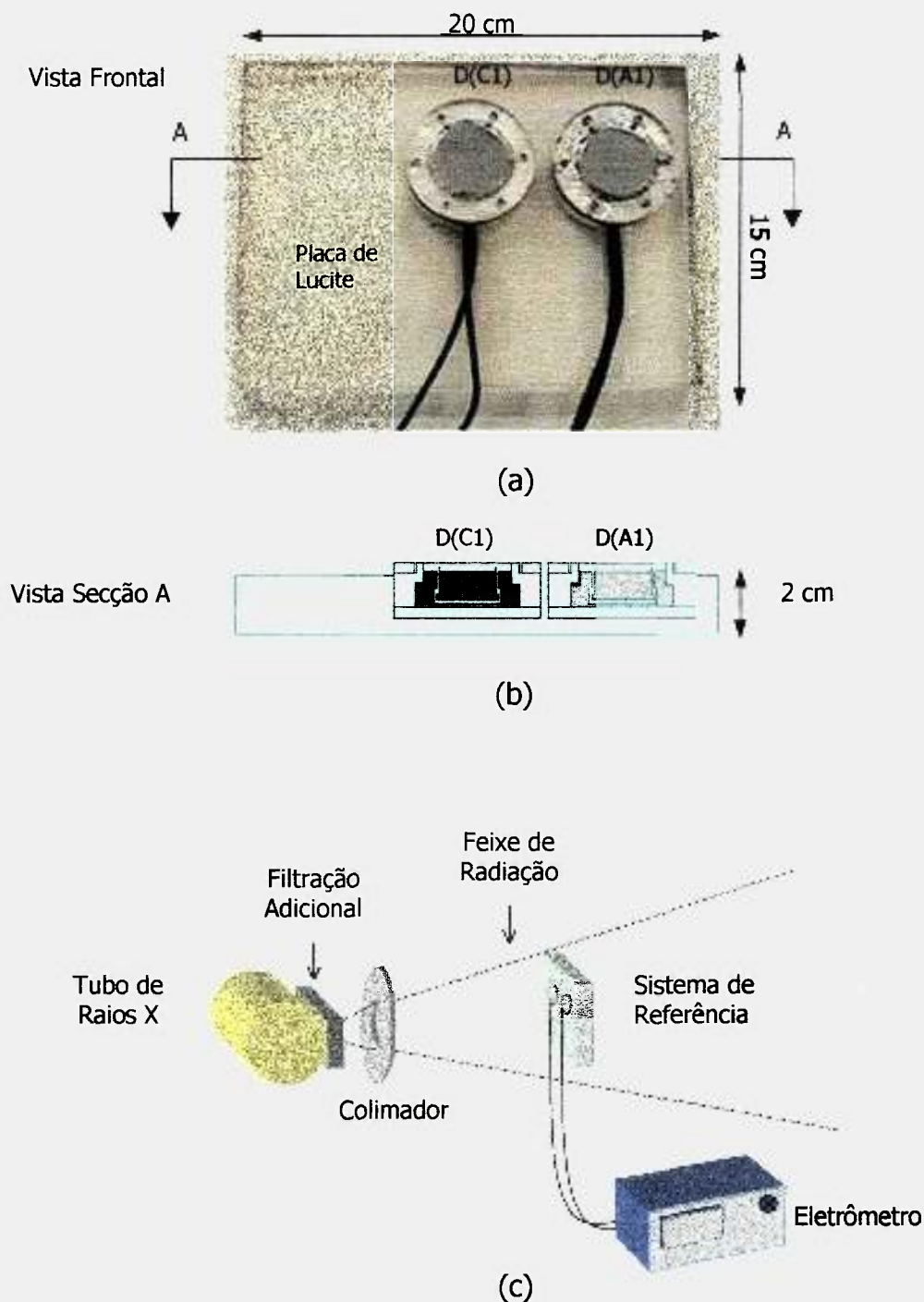


Figura 5.4 : Arranjo do sistema de referência utilizado como transferência na calibração de medidores de tensão de pico no sistema de radiodiagnóstico do Laboratório de Calibração do IPEN, composto pelas câmaras D(C1) e D(A1) em uma placa de Lucite.

(a) Vista frontal do sistema proposto

(b) Vista superior da seção A

(c) Arranjo utilizado para a irradiação do sistema proposto

O sistema foi posicionado no feixe, à distância determinada para a calibração de instrumentos utilizados em dosimetria de sistemas de radiodiagnóstico, 50 cm. Deste modo, foi possível também determinar-se o fator de calibração para as câmaras de ionização em relação à taxa de kerma no ar, para a sua utilização na medida desta grandeza.

As medidas foram realizadas nas qualidades RQR, feixes não atenuados, implantadas para a calibração de câmaras de ionização e também para aqueles valores de tensão determinados com o sistema espectrométrico. Os fatores de calibração das duas câmaras nestas qualidades estão relacionadas na Tabela 5.1. Observa-se, para a câmara D(C1), um comportamento muito próximo ao da câmara de ionização C, utilizada como referência. A variação máxima de sua leitura em relação à câmara C foi de apenas 6%. Já para a câmara D(A1), como era de se esperar, pela sua diferença de dependência energética, apresentou fatores de calibração muito baixos, com uma variação máxima de sua leitura de 60% em relação ao padrão. A incerteza máxima associada a estes fatores foi de 5,5%. Estes resultados confirmam a possibilidade de utilização da câmara D(C1) como um padrão de referência para a calibração de instrumentos neste intervalo estudado.

Tabela 5.1 : Fatores de calibração, N_K , obtidos para as câmaras de ionização D(C1) e D(A1) para as qualidades RQR implantadas no sistema de radiodiagnóstico do IPEN.

\dot{K}_{ar} = Taxa de kerma no ar, determinado com a câmara C
u.e. = unidade de escala do eletrômetro

Q	Tensão do Tubo (kV)	Energia Efetiva (keV)	\dot{K}_{ar} (mGy/min)	N_K (mGy/u.e.)	
				D(C1)	D(A1)
RQR 3	52	32,0	5,06	1,01	0,402
RQR 5	70	39,2	6,59	1,04	0,428
RQR 7	90	46,0	6,92	1,06	0,460

Para a determinação do fator de transferência para a calibração de medidores de tensão, foram realizadas medidas no intervalo de 52 a 90 kV. As medidas obtidas simultaneamente com as duas câmaras, foram relacionadas entre si, resultando em um fator de conversão para o valor da tensão, dado pela razão entre as leituras da câmara D(A1) e a câmara D(C1). O gráfico da Figura 5.5 mostra o comportamento do conjunto (D(C1) e D(A1)) no intervalo estudado. Este comportamento mostrou-se comparável àquele obtido para as câmaras separadamente como um sistema Tandem, apresentando uma incerteza máxima associada às medidas de 1,2%.

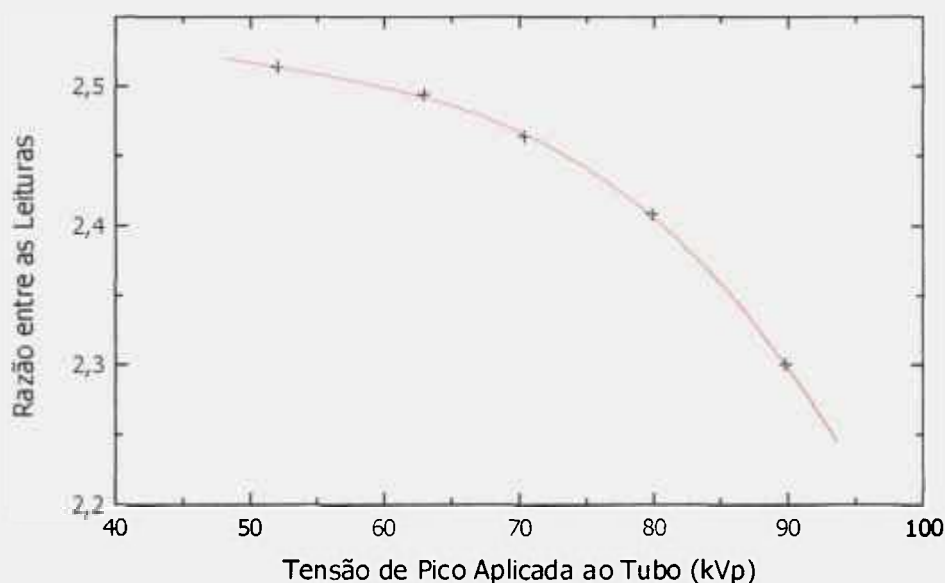


Figura 5.5 : Curva para a obtenção dos valores de tensão de pico em um sistema de radiação X, nível radiodiagnóstico, dada pela razão entre as leituras da câmara D(A1) e a câmara D(C1).

Os fatores de correção obtidos para o intervalo utilizado neste trabalho estão na Tabela 5.2. Utilizando-se estes fatores, ou seja, a razão entre a resposta das duas câmaras, pode-se calibrar instrumentos utilizados em medidas

de controle de qualidade em relação à dose e ao valor da tensão de pico, em apenas um pulso de radiação. É claro que, na prática, várias medidas consecutivas são realizadas para se obter uma média confiável, mas em cada uma delas se obtém as duas grandezas medidas. Além disso, é possível a utilização deste conjunto de câmaras para a verificação da linearidade da resposta em relação à corrente aplicada ao tubo, apenas variando-se a corrente aplicada ao tubo e analisando-se a sua resposta.

Tabela 5.2 : Fatores de correção das leituras do conjunto das câmaras D(C1), D(A1) para os valores reais de tensão de pico (kVp), obtidos com o espectrômetro, no sistema de radiação X, nível radiodiagnóstico.

Tensão de Pico (kVp)	Fator de Correção
52,01	2,51 ± 0,03
62,89	2,49 ± 0,03
70,33	2,42 ± 0,03
79,78	2,40 ± 0,02
89,80	2,30 ± 0,02

6. CONCLUSÕES

Considerando-se a necessidade de calibração e de controle dos instrumentos utilizados em sistemas de radiodiagnóstico, tanto para medidas de radioproteção, como para dosimetria de feixes e controle de qualidade, neste trabalho tentou-se suprir esta falha na cadeia metrológica nacional. As qualidades implantadas para a calibração destes instrumentos ainda não estavam disponíveis em nenhum Laboratório de Calibração do Brasil. A seguir o Laboratório de Calibração do IPEN estará apto a receber tais instrumentos periodicamente para a sua calibração, de acordo com as recomendações das normas nacionais e internacionais.

Os métodos implantados permitirão que os responsáveis por medidas e testes de controle de qualidade em sistemas de radiodiagnóstico possam garantir a utilização dos seus instrumentos por meio da sua calibração nas qualidades adequadas e específicas para radiodiagnóstico, diminuindo assim o erro nas medidas.

No caso dos medidores portáteis utilizados em medidas de radioproteção, será possível, a partir de agora, calibrá-los nas energias mais próximas às da radiação espalhada pelo paciente.

Para as câmaras de ionização utilizadas em dosimetria de feixes, será possível realizar a calibração das mesmas, que até agora ou não estavam sendo realizadas, ou estavam sendo realizadas nas qualidades estabelecidas para radioproteção, levando a incertezas maiores às medidas.

A espectrometria dos sistemas em todas estas qualidades torna muito confiável as características dos feixes de radiação determinadas neste trabalho. As medidas realizadas para a determinação dos valores de tensão de

pico foram utilizadas para a calibração do sistema de referência proposto para a calibração dos instrumentos utilizados no controle de qualidade de sistemas de radiodiagnóstico.

Foi proposto um sistema de referência composto por duas câmaras de ionização desenvolvidas no IPEN, que demonstraram neste trabalho sua viabilidade de uso por meio de diversos testes realizados : estabilidade e repetibilidade, dependência energética, sensibilidade à radiação, utilização como um sistema Tandem e finalmente como um sistema para medidas de tensão de pico e kerma no ar, simultaneamente. Como um sistema de transferência, ele poderá ser recalibrado periodicamente (anualmente), contra o sistema espectrométrico, sem a necessidade de ser encaminhado para outros laboratórios para este serviço. Desta forma estará garantida a rastreabilidade ao sistema.

O sistema proposto poderá também ser composto utilizando-se duas câmaras de ionização comerciais que, comprovadamente, possuam dependências energéticas diferentes. Desta forma poderá ser montado nos próprios serviços de radiodiagnóstico um sistema fácil de monitoração da tensão de pico e do kerma no ar, bastando para isso a realização da calibração de tais câmaras nas qualidades estabelecidas neste trabalho no Laboratório de Calibração do IPEN.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. ***Summary of the ICRP principles for protection of the patient in diagnostic radiology.*** Oxford and New York : Pergamon Press, 1993 (Report of Committee 3 of the ICRP).
2. BUSHONG, S.C. ***Radiologic science for technologists: physics, biology and protection.*** 6th Ed., St. Louis, MO : Mosby-Year Book Inc., 1997.
3. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. ***1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.*** Publication 60. Oxford and New York : Pergamon Press, 1991.
4. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. ***Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.*** Publication 26. Oxford and New York : Pergamon Press, 1977.
5. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION . ***Radiological Protection and Safety in Medicine.*** Publication 73. Oxfordshire, England : Pergamon, 1996.
6. OLSEN, J.B. ; SKRETTING, A. ; WIDMARK, A. Assessment of image quality and total performance in Norwegian mammography laboratories. ***Acta Radiologica***, v.39, p.507-513, 1998.
7. MARTIN, C.J.; SHARP, P.F. ; SUTTON, D.G. Measurement of image quality in diagnostic radiology. ***App. Radiat. Isot.***, v.50, n.1, p. 21-38, 1999.

8. GONZALES, L.; VANO, E.; OLIETE, S.; MANRIQUE, J.; HERNAEZ J.M.; LAHUERTA, J. ; RUIZ, J. Report of an image quality and dose audit according to Directive 97/43 Euratom at spanish private radiodiagnostics facilities. ***Brit. J. Rad.***, v.72, n.854, p. 186-192, 1999.
9. JACOBSON, A. F. Determination of peak X ray tube potential from measurements of peak radiation intensity. ***Radiology***, v.143, p.779-781, 1982.
10. ROTHENBERG, L. N. Quality control in diagnostic radiology. ***International Organization for Medical Physics***, v. 6, n. 1, p. 22-26, 1990.
11. GAUNTT, D.M.; BARNES, G.T. X ray tube potential, filtration, and detector considerations in dual-energy chest radiography. ***Med. Phys.***, v. 21, n.2, p. 203-218, 1994.
12. GARD, M.F. Measurement of X ray tube accelerating potential by differential beam filtration. ***IEEE Transactions on Instrum. and Meas.*** v.45, n.3, p.745-749, 1996.
13. SHRIMPTON, P.C.; JONES, D.G.; WALL. B.F. The influence of tube filtration and potential on patient dose during x-ray examinations. ***Phys. Med. Biol.***, v.33, n.10, p.1205-1212, 1988.
14. MA, C.M.; LI, X.A.; SEUNTJENS, J.P. Study of dosimetry consistency for kilovoltage x-ray beams. ***Med. Phys.***, v.25, n. 12, p.2376-2384, 1998.
15. ZUBKOV, I.P. VLADIMIROV, G.A. IAN-3 measuring instrument for the precision measurement of high voltages in X-ray apparatus. ***Meas. Techniques***,v.41, n.2, p.-180-183, 1998.

16. HAMED, A.A.; ELSHIRBINY, N.; NASSEF, M.H. Study of radiation exposure dependence on the physical parameters of medical diagnostic X-ray machines. *Radiat.Prot.Dosim.*, v. 82, n.4 , p. 277-283, 1999.
17. ORTIZ, P. ; MACCIA, C. IAEA-CEC Coordinated research programme on radiation doses in diagnostic radiology and methods for reduction. *Radiat.Prot. Dosim.*, v.43, n.1/4, p. 69-76, 1992.
18. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Radiation doses in diagnostic radiology and methods for dose reduction*. IAEA, Vienna, 1995 (IAEA-TECDOC-796).
19. DREXLER, G. Diagnostic reference levels in the 1990 and 1996 recommendation of the ICRP. *Radiat.Prot.Dosim.*, v.80, n.1/3, p.7-10, 1998.
20. HERON, L.L.; POLETTI, J. Reference doses for patients in diagnostic radiology. *Radiat.Prot. in Australia*, v.12, n.2, p.45-49, 1994.
21. CROSS, P. Dose measurement in diagnostic radiology. *Australas. Phys. & Eng. Sci. Med.*, v. 18, n.1, p.57, 1995.
22. WRIGHT, D.J.;RAMSDALE, M.L. The use of national and locally set reference dose level in a regional programme for dose reduction in diagnostic radiology. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 80, n. 1/3, p. 103-107, 1998.
23. WALL, B.F.; SHRIMPTON, P.C. The historical development of reference doses in diagnostic radiology. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 80, n. 1/3, p. 15-20, 1998.

24. OESTMANN, J.W. The role and impact of reference doses in diagnostic radiology: problems and perspectives. *Radiat.Prot.Dosim.*, v. 80, n.1/3, p. 21-22, 1998.
25. CONFERENCE OF RADIATION CONTROL PROGRAM DIRECTORS INC./CENTRE FOR DEVICES AND RADIOLOGICAL HEALTH. *Average patient exposure guides-1992*. CRCPD Publication 94, n.4. CRCPD, Frankfurt, 1992.
26. NATIONAL RADIOLOGICAL PROTECTION BOARD. *National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology*. NRPB. Chilton, 1992.
27. SOCIÉTÉ SUISSE DE RADIOBIOLOGIE ET DE PHYSIQUE MÉDICALE. *Contrôles de qualité en radiodiagnostic*. SSRPM, Recommandation no. 5. Berne, 1995.
28. SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA Y DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. *Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico : Aspectos técnicos*. SEFM-SEPR. Madri, 1996.
29. CUNHA, P.; FREIRE, B. Occupational exposure in X-ray diagnosis in Brazil. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 43, n. 1/4, p. 55-58, 1992.
30. SUPERINTENDÊNCIA DE LICENCIAMENTO E CONTROLE, COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Relatório de Atividades da SLC/CNEN**. Rio de Janeiro: 1998.
31. CENTRO DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. *Portaria CVS/EXP-2*. Diário Oficial do Estado, São Paulo, 28 de janeiro de 1994.
32. SECRETARIA DA SAÚDE DO ESTADO DE SÃO PAULO. *Resolução SS 626*. Diário Oficial do Estado, São Paulo, 14 de dezembro de 1994.

33. MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Portaria 2043**. Brasília, Diário Oficial da União, Brasília, 13 de dezembro de 1994.
34. MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Portaria 453. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**. Diário Oficial da União, Brasília, 02 de junho de 1998.
35. COSTA, P. R.; FURNARI, L.; FURQUIM, T. A. C. Programa de garantia de qualidade em radiologia diagnóstica : resultados preliminares. In: I FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE, Novembro 20-24, 1992, Caxambú, MG. **Anais...** Caxambu: 1992. p. 527-530.
36. CORTE, R. E. F., GHILLARDI NETO, T. E NANNI, L. Resultados da aplicação de um programa de controle de qualidade de imagens radiográficas, In: I FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE, Novembro 20-24, 1992, Caxambú, MG. **Anais...** Caxambu: 1992. p.. 531-533.
37. YACOVENCO, A.; INFANTOSI, A.F.C.; TAUHATA, L. Avaliando serviços de radiologia diagnóstica. In : III FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE, Outubro 13-17, 1996, Campos do Jordão, SP. **Anais...** Campos do Jordão: 1996. p. 421-422.
38. DOSIMETRY IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY SEMINAR. Março, 1991, Luxemburgo. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 43, n. 1/4, 1992.
39. ORTIZ, P.; MACCIA, C. IAEA-CEC Coordinated research programme on radiation doses in diagnostic radiology and methods for reduction. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 43, n. 1/4, p. 69-76, 1992.
40. HENSHAW, T. Elementos de un programa de garantia de calidad, Integrated Radiological Services. Reino Unido. In: CURSO SOBRE GARANTIA DE

- CALIDAD Y PROTECTION RADIOLOGICA EN RADIODIAGNOSTICO, Novembro, 1992, Madrid, *Proceedings..Espanha*, 1992.
41. ZOETELIEF, J. A Dutch protocol for quality control in mammography screening : dosimetric aspects. Institute of Applied Radiobiology and Immunology TNO, Netherlands. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 43, n. 1/4, p. 107-110, 1992.
42. BERG, L.V.D.; AARTS, J.C.N.M.; BEENTJES, L.B.; DALEN, A.V.; ELSAKKERS, P.; JULIUS, H.W.; KICKEN, P.J.H.; MEER, F.V.; TEEUWISSE, W.; THIJSSSEN, M.^{ao}; ZOETELIEF, J. Guidelines for quality control of equipment used in diagnostic radiology in the Netherlands. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 80, n. 1/3, p. 95-97, 1998.
43. CURRY III, T.S., DOWDEY, J.E., MURRY JR., R.C. *Christensen's physics of diagnostic radiology*. 4th Ed. Media, PA: Williams & Wilkins, 1990.
44. ELEMENTOS DE RADIOGRAFIA. *Publicação Kodak M1-18*. Eastman Kodak Company, USA., 1980.
45. SOUZA, K.C. *Espectros e qualidades de raios X para uso em radiodiagnóstico e calibração de equipamentos*. Rio de Janeiro : 1996. Dissertação (Mestrado) – Univ. Federal do Rio de Janeiro.
46. KHAN, F.M. *The physics of radiation therapy*. Baltimore, MD : Williams & Wilkins, 1994.
47. DOI, K, PARETZKE, H. *Determination of absorbed dose in a patient from X-rays used in diagnostic radiology*. RC on Dosimetry in Diagnostic Radiology. Draft, May 1996.

48. NICKOLOFF, E.L.; BERMAN, H.L. Factors affecting X-ray spectra. ***Radiographics***, v.13, n.16, p.1337-1348, 1993.
49. MARSHALL, N.W.; FAULKNER, K.; WARREN, H. Measured scattered X-ray spectra for simulated irradiation geometries in diagnostic radiology. ***Med.Phys.***, v. 23, n. 7, p.1271-1276, 1996.
50. FEHRENBACHER, G.; TESFU, K.; PANZER, W.; REGULLA, D. Determination of diagnostic X-rays spectra scattered by a phantom. ***Radiat. Prot. Dosim.***, v. 71, n.4, p. 305-308, 1997.
51. POTIENS, M.P.A.; ROCHA, F.D.G.; CALDAS, L.V.E. Low energy X-ray system spectrometry. In: IV ENCONTRO DE APLICAÇÕES NUCLEARES, Agosto 18-22, 1997, Poços de Caldas, MG. ***Anais...Poços de Caldas***: 1997.
52. ANKERHOLD, U.; BEHRENS, R.; AMBROSI, P. X-ray spectrometry of low energy photons for determining conversion coefficients from air kerma, K_a , to personal dose equivalent, $H_p(10)$, for radiation qualities of the ISO narrow spectrum series. ***Radiat.Prot.Dosim.***, v. 81, n.4, p.247-258, 1999.
53. HUDSON, L.T.; DESLATTES, R.D.; HENINS, A.; CHANTLER, C.T.; KESSLER, E.G.; SCHWEPPE, J.E. Curved crystal spectrometer for energy calibration and spectral characterization of mammographic X-ray sources. ***Med. Phys.***, v. 23, n. 10, p.1659-1670, 1996.
54. TERINI, R.A.; COSTA, P.R.; FURQUIM, T.A.C.; HERDADE, S.B. Measurements of discrete and continuous X-ray spectra with a photodiode at room temperature. ***Appl.Radiat.Isotopes***, v. 50, n. 2, p.343-353, 1999.
55. BIRCH, R.; MARSHALL, M. ***Catalogue of spectral data for diagnostic X-rays***. The Hospital Physicists' Association. London, 1979.

56. SANDBORG, M.; CARLSSON, C.A.; CARLSSON, G.A. Shaping X-ray spectra with filters in X-ray diagnostics. ***Med. & Biol. Eng. & Comput.***, v. 32, n.4, p.384-390, 1994.
57. HELMROT, E.; SANDBORG, M.; ECKERDAL, O.; CARLSSON, G.A. Scientific instrument for a controlled choice of optimal photon energy spectrum: a comparison between calculation methods and laboratory irradiations of comparable hard tissue phantoms. ***Radiat.Prot.Dosim.***, v. 80, n.1/3, p.321-325, 1998.
58. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. ***Fundamental quantities and units for ionizing radiation.*** Publication 60. Bethesda,MD 1998.
59. ATTIX, F. H. ***Introduction to radiological physics and radiation dosimetry.*** New York : John Wiley & Sons, 1986.
60. JACOMINO, V. M. F.; SORDI, G. M. A. A. Calibração de uma máquina de raios-X para radiodiagnóstico. In: ENCONTRO SOBRE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA NA ÁREA DE RAIOS-X DIAGNÓSTICO, julho 12-14, Itaipava, RJ. ***Anais...RJ***, 1984.
61. SANTANA,C. Formação de uma imagem radiográfica.
http://members.xoom.com/Scarpini/form_imagem.html. Rio Grande do Sul, 1996.
62. CAMPOS,C.A.A.L. ***Construção, calibração e testes de uma câmara de ionização para medidas de exposição na região de 40 a 1250 keV.*** Rio de Janeiro : 1982. Dissertação (Mestrado) – Univ. Estadual do Rio de Janeiro.

63. SILVA, I. **Projeto e construção de um câmara de ionização de extrapolação para dosimetria beta.** Belo Horizonte : 1985. Dissertação (Mestrado) – Univ. Federal de Minas Gerais.
64. AUSTERLITZ, C.; SIBATA, C.H.; ALMEIDA, C.E. A graphite transmission ionization chamber. *Med.Phys.*, v.14, p. 1056-1059, 1987.
65. ALBUQUERQUE, M.P.P. **Projeto, construção e calibração de câmaras de ionização de placas paralelas para radiação X.** São Paulo: 1989. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/Univ. de São Paulo.
66. ALBUQUERQUE, M.P.P.; CALDAS, L.V.E. New ionization chambers for beta and X radiations. *Nucl.Instrum.Meth.Phys.Res.*, v. A280, p.310-313, 1989.
67. SOUZA, C.N. **Desenvolvimento de um sistema dosimétrico para feixes de elétrons de energias altas.** São Paulo : 1994. Tese (Doutoramento) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/Univ. de São Paulo.
68. DIAS, S.K. **Desenvolvimento de uma câmara de extrapolação como instrumento de referência para dosimetria de radiação beta.** São Paulo, 1996. Tese (Doutoramento) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/Univ. de São Paulo.
69. BOAG, J.W. Ionization Chambers. In : KASE, K.R.;BJÄRNGARD, B.E.;ATTIX, F.H. **The dosimetry of ionizing radiation**, New York, NY: Academic, v. 2, p.169-243, 1987.
70. MASSEY, J.R. **Manual of dosimetry in radiotherapy.** INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Viena , 1971 (Technical Report Series No. 110).

71. DIAS, S.K.; CALDAS, L.V.E. Development of an extrapolation chamber for the calibration of beta-ray applicators. *IEEE Transactions on Nucl. Sci.*, v.45, n.3, 1998.
72. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Absorbed dose determination in photon and electron beams*, IAEA, Vienna, 1987. (Technical Reports Series No. 277).
73. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *The use of plane parallel ionization chambers in high energy electron and photon beams*, IAEA, Vienna, 1997. (Technical Reports Series No. 381).
74. GHILARDI NETTO, T.; CAMERON, J.R. Garantia e Controle de qualidade em radiodiagnóstico. **Publicação da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto**. Univ. de São Paulo, 1979.
75. SIMON, W.E.; RICHARDS, D. Determination of X-ray tube potential (kV) waveform by a non-invasive evaluation of radiation output (NERO). *Application of Optical Instr. Med. IX*, v. 273, p. 149-152, 1981.
76. BASSEY, C.E.; FLETCHER, J.J. A simple penetrometer. *J.Phys.E.Sci.Instrum.*, v. 22, n.10, p.882-883, 1989.
77. HEING, G; PYCHLAU, P.; SCHULE, E. NOMEX-A universal diagnostic dosimeter, mAs, and kV meter for acceptance test measurements and quality assurance. *Radiat.Prot.Dosim.*, v. 43, n.1/3, p.187-191, 1992.
78. UYS, N.J.; HERBST, C.P.; VANASWEGEN, A.; LOTTER, M.G.; SWEETLOVE, M.A.; DEVILLIERS, J.F.K. A noninvasive method to control the tube current calibration of diagnostic radiology equipment. *Radiat.Prot.Dosim.*, v. 57, n.1/4, p.227-229, 1995.

79. VAN DER LAAN, F. T.; ELBERN, A.W. Medidor não invasivo de kVp, R/M e tempo de exposição. In: III FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE, Outubro 13-17, 1996, Campos do Jordão, SP. **Anais...**Campos do Jordão, 1996, p. 241-242.
80. UNDERWOOD, A.C.; LAW, J.; GOODMAN, D.A.; ROBINSON, A.; RUST, A. Short communication : kilovoltage measurement with rhodium target and filters on mammography X-ray machines. **Brit.J.Rad.**, v.69, n.824, p.769-773, 1996.
81. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Calibration of Radiation Protection Monitoring Instruments**. IAEA, Vienna, 1996. (Review of the Technical Report Series No. 133, Draft)
82. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Calibration of dose meters used in radiotherapy**. IAEA, Vienna, 1994. (Technical Report Series No. 374)
83. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Requisitos de radioproteção e segurança para serviços de radioterapia**. 1990 (CNEN-NE-3.06).
84. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Funcionamento de serviços de radiografia industrial**. 1988 (CNEN-NN-6.04).
85. INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **X and gamma reference radiations for calibrating dosimeters and doserate meters and determining their response as a function of photon energy. Part 3 : Calibration of area and personal dosimeters and the measurement of their response as a function of energy and angle of incidence**. Jun. 1996, Genève (ISO/FDIS 4037-3-1997).

86. INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. ***Dosemeters with ionization chambers as used in radiotherapy.*** 1996, Genève (Draft IEC 731 Revision).
87. INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. ***X and gamma reference radiations for calibrating dosemeters and doserate meters and determining their response as a function of photon energy. Part 1 : Radiation characteristics and production methods.*** Dec. 1996 (ISO 4037-1:1996 (E)).
88. NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENT. ***Structural shielding design and evaluation for medical use of X-rays and gamma-rays of energies up to 10 MeV.*** Report NCRP No. 49, NCRP, Bethesda, MD, 1976.
89. DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG. ***Strahlenqualitäten für Messungen in der radiologischen Technik.*** Deutsche Norm, Nov. 1992, Berlin (DIN 6872, teil 1).
90. INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. ***Medical diagnostic X-ray equipment – radiation conditions for use in the determination of characteristics.*** Sep. 1994, Genève (IEC 1267).
91. INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. ***Medical electrical equipment. Dosemeters with ionization chambers and/or semiconductor detectors as used in X-ray diagnostic imaging.*** Aug. 1995, Genève (Draft IEC).
92. GREEN, S.; PALETHORPE, J.E.; PEACH, D.E.; BRADLEY, D.A. Development of a calibration facility for test instrumentation in diagnostic radiology. ***Radiat. Prot. Dosim.***, v. 67, n.1, p.41-46, 1996.

93. CALDAS, L.V.E. A sequential Tandem system of ionization chambers for effective energy determination of X-radiation fields. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 36, n.1, p.47-50, 1991.
94. GALHARDO, E.P. ***Caracterização de sistemas Tandem de câmaras de ionização comerciais para dosimetria de feixes de raios X (nível radioterapia)***. São Paulo: 1998. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/Univ. de São Paulo.

