



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

**METODOLOGIA DE CONTROLE DE QUALIDADE DE
EQUIPAMENTOS DE RAIOS X (NÍVEL DIAGNÓSTICO)
UTILIZADOS EM CALIBRAÇÃO DE INSTRUMENTOS**

RENATO ASSENCI ROS

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

Orientadora:
Dra. Linda V.E. Caldas

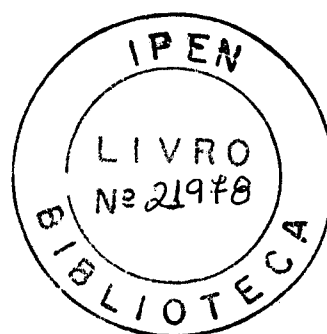
**São Paulo
2000**

AUTARQUIA ASSOCIADA À
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**METODOLOGIA DE CONTROLE DE QUALIDADE DE
EQUIPAMENTOS DE RAIOS X (NÍVEL DIAGNÓSTICO)
UTILIZADOS EM CALIBRAÇÃO DE INSTRUMENTOS**

©

RENATO ASSENCI ROS



**Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do
Grau de Mestre em Ciências na Área
de Tecnologia Nuclear – Aplicações.**

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

SÃO PAULO

2000

***Dedico este trabalho
aos meus pais, irmãos e à Patrícia,
agradecendo pelo constante incentivo
e compreensão.***

AGRADECIMENTOS

Agradeço de forma especial à Dra. Linda V. E. Caldas, pela oportunidade de realização deste trabalho e por sua dedicada orientação e amizade.

Meus sinceros agradecimentos:

- À Dra. Maria da Penha Albuquerque Potiens, pela amizade, auxílio para a utilização dos equipamentos do Laboratório de Calibração e pelas valiosas sugestões para este trabalho.
- Ao Eng. Vítor Vívoló e ao Téc. Marcos Xavier, pela amizade, sugestões e reparo dos equipamentos de raios X e sistemas de monitoração.
- Ao Dr. Cleber Nogueira de Souza, pela amizade, colaboração e incentivo.
- Ao M. Sc. Alessandro Martins da Costa, pela amizade e auxílio em Linux.
- À B. Sc. Aline B. Guerra, pela colaboração e comparação de dados.
- À Srta. Tereza de Marilaque Vasconcelos, pela amizade e apoio.
- A todo o grupo do Laboratório de Calibração de Instrumentos pelo apoio e amizade.
- À Sra. Adriana Calixto de Almeida Lima, pela ajuda na confecção de painéis e impressão deste trabalho.
- À Sra. Regina M. G. Lopes e a todo o Serviço de Radioterapia do Hospital das Clínicas da FMUSP, pela compreensão e apoio.
- Ao M. Sc. Edvaldo P. Galhardo e a todas as pessoas do departamento Nuclear da REM Ind. e Com., pela amizade, apoio e colaboração.
- Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), pela infraestrutura para a realização deste trabalho.
- Ao CNPq, pelo financiamento parcial deste trabalho.
- A todos que direta ou indiretamente colaboraram com a realização deste trabalho.

**METODOLOGIA DE CONTROLE DE QUALIDADE DE
EQUIPAMENTOS DE RAIOS X (NÍVEL DIAGNÓSTICO)
UTILIZADOS EM CALIBRAÇÃO DE INSTRUMENTOS**

Renato Assenci Ros

RESUMO

Foi estabelecida a metodologia de um programa de controle de qualidade para equipamentos de raios X do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN. Os testes foram realizados em dois equipamentos (modos de fluoroscopia e de radioscopia) usando diversas combinações de tensão, corrente e tempo de exposição, para escolha dos parâmetros técnicos adequados para a implantação de qualidades de radiação, recomendadas por normas internacionais. Estas qualidades de radiação são aplicadas para a calibração de detectores de radiação, utilizados em radiodiagnóstico. Os testes foram feitos utilizando-se uma câmara de ionização padrão secundário, um sistema de monitoração invasivo e dois sistemas de monitoração não invasivos. O programa de controle de qualidade estendeu-se aos monitores não invasivos, determinando-se fatores de correção para suas medidas.

**QUALITY CONTROL METHODOLOGY OF THE X RAY
EQUIPMENTS (DIAGNOSTIC LEVEL) USED FOR
INSTRUMENTS CALIBRATIONS**

Renato Assenci Ros

ABSTRACT

A methodology of a quality control program for the X-ray equipments of the Instruments Calibration Laboratory of IPEN was established. Tests were carried out on two X-ray systems (fluoroscopy and radioscopy modes) using different combinations of kilovoltage, current and exposure time, with the aim of choosing the most adequate technical parameters for the establishment of radiation qualities, recommended by international standards. These radiation qualities are suitable for the calibration of radiation detectors, used in diagnostic radiology. The tests were performed using an ionization chamber (secondary standard), an invasive and two non-invasive monitoring systems. The quality control program was extended to the non-invasive systems, providing corrections factors for their measurements.

SUMÁRIO

| | Página |
|---|----------|
| RESUMO | iii |
| ABSTRACT | iv |
| 1. INTRODUÇÃO | 1 |
| 2. FUNDAMENTOS..... | 6 |
| 2.1. Tubo de Raios X | 6 |
| 2.1.1. O Catodo..... | 6 |
| 2.1.2. O Anodo..... | 7 |
| 2.1.2.1. Ângulo do Alvo | 8 |
| 2.1.2.2. Ponto Focal | 9 |
| 2.2. Produção de Raios X | 11 |
| 2.2.1. <i>Bremsstrahlung</i> | 12 |
| 2.2.2. Raios X Característicos | 13 |
| 2.3. Retificação | 14 |
| 2.4. Forma de Onda | 16 |
| 2.4.1. Forma de Onda Monofásica | 16 |
| 2.4.2. Forma de Onda de Potencial Constante..... | 17 |
| 2.4.3. Forma de Onda Trifásica | 18 |
| 2.5. Fatores que Modificam o Espectro de Raios X..... | 19 |
| 2.5.1. Tensão..... | 20 |
| 2.5.2. Corrente..... | 20 |
| 2.5.3. Material do Alvo..... | 21 |
| 2.5.4. Forma de Onda da Tensão | 22 |
| 2.5.5. Filtração | 22 |

| | |
|---|-----------|
| 2.5.6. Distância | 22 |
| 2.6. Qualidade da Radiação..... | 23 |
| 2.6.1. Camada Semi-Redutora..... | 23 |
| 2.6.2. Energia Efetiva | 25 |
| 2.7. Grandezas e Unidades de Medida da Radiação | 26 |
| 2.7.1. Exposição..... | 26 |
| 2.7.2. Kerma | 26 |
| 2.7.3. Dose Absorvida..... | 27 |
| 2.8. Câmaras de Ionização..... | 27 |
| 2.8.1. Câmara de Ionização de Placas Paralelas | 28 |
| 2.8.2. Eletrômetros..... | 29 |
| 2.9. Sistemas de Monitoração..... | 29 |
| 2.10. Programa de Garantia de Qualidade em Radiodiagnóstico | 31 |
| 2.10.1. Qualidade da Imagem Radiográfica..... | 32 |
| 3. MATERIAIS E MÉTODOS..... | 33 |
| 3.1. Equipamentos de Raios X..... | 33 |
| 3.2. Medidas de Espectrometria | 37 |
| 3.3. Sistemas de Monitoração..... | 40 |
| 3.3.1. Monitor Invasivo | 40 |
| 3.3.2. Monitores Não Invasivos | 41 |
| 3.4. Câmaras de Ionização..... | 42 |
| 3.5. Fontes de Controle | 43 |
| 3.6. Sistemas Auxiliares | 44 |
| 3.7. Arranjo Experimental | 44 |
| 4. RESULTADOS E DISCUSSÃO..... | 46 |
| 4.1. Estabilidade das Câmaras de Ionização. | 46 |

| | |
|---|-----------|
| 4.1.1. Teste de Repetibilidade | 47 |
| 4.1.2. Teste de Estabilidade a Longo Prazo | 48 |
| 4.1.3. Teste de Fuga de Corrente | 49 |
| 4.2. Testes Iniciais dos Equipamentos de Raios X | 50 |
| 4.2.1. Variação da Tensão em Função da Corrente | 50 |
| 4.2.2. Variação da Tensão em Função do Tempo de Exposição | 53 |
| 4.2.3. Variação do Kerma no Ar em Função da Corrente | 54 |
| 4.2.4. Variação do Kerma no Ar em Função do Tempo de Exposição | 58 |
| 4.2.5. Alinhamento do Feixe..... | 59 |
| 4.2.6. Forma de Onda | 60 |
| 4.2.7. Radiação de Fuga | 67 |
| 4.3. Controle de Qualidade dos Equipamentos de Raios X..... | 68 |
| 4.3.1. Teste de Exatidão da Tensão..... | 68 |
| 4.3.2. Teste de Exatidão do Tempo de Exposição | 70 |
| 4.3.3. Teste de Exatidão da Corrente..... | 71 |
| 4.3.4. Medida da Camada Semi-Redutora | 73 |
| 4.3.5. Medida de Kerma no Ar..... | 78 |
| 4.4. Controle de Qualidade dos Monitores Invasivos e Não Invasivos..... | 80 |
| 5. CONCLUSÕES..... | 83 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 85 |
| ANEXO 1..... | 94 |
| ANEXO 2..... | 97 |

1. INTRODUÇÃO

O homem está exposto a diversas fontes de radiação ionizante, naturais e artificiais, que contribuem para elevar a dose média da população. Dentre as fontes artificiais, a maior parte destas contribuições provém de sua utilização na medicina, principalmente em radiologia diagnóstica, que é responsável por cerca de 90% das exposições, em países desenvolvidos^(1,2).

A exposição médica abrange toda irradiação intencional de indivíduos sujeitos a exames ou tratamentos que envolvem o uso da radiação, tanto para fins diagnósticos como terapêuticos⁽³⁾. Esta prática somente se justifica se houver um benefício para os indivíduos expostos, suficiente para compensar o detrimento radiológico causado ou que possa causar^(4,5).

A radiologia diagnóstica está em evolução contínua, em resposta ao desenvolvimento tecnológico, permitindo diagnósticos com qualidade cada vez melhor e reduzindo a exposição da população⁽⁶⁾. Portanto, em um exame radiológico correto e adequadamente indicado, pode-se ter certeza de seu benefício, apesar dos efeitos da radiação ionizante.

Para melhorar a qualidade da imagem e reduzir a exposição do paciente, é preciso verificar os parâmetros técnicos dos equipamentos de formação de imagem e dos sistemas de registro de imagem, para cada caso em particular, assim como eliminar toda a radiação que não contribua para a formação da imagem útil^(7,8).

A necessidade de se garantir a qualidade das imagens radiográficas, dos equipamentos e de todos os procedimentos relacionados a este processo é voltada para evitar diagnósticos errados e não conclusivos, que possam levar o

profissional a solicitar uma nova exposição do paciente, acarretando doses desnecessárias e aumento dos custos, devido principalmente à repetição de exames, além do desgaste do equipamento.

Com a expansão da utilização das radiações ionizantes em Medicina e Odontologia e o risco inerente associado ao seu uso, houve a necessidade de se garantir a qualidade dos serviços de radiodiagnóstico prestados à população e de padronizar e detalhar os requisitos de proteção radiológica para o funcionamento dos estabelecimentos que operam com raios X diagnósticos. Para isso, foram estabelecidos diversos regulamentos e normas técnicas, tanto ao nível nacional⁽⁹⁻¹⁴⁾ como no exterior^(1,3-5,15-19).

Em janeiro de 1994, considerando a norma CNEN-NE-3.06⁽⁹⁾, o Centro de Vigilância Sanitária do Estado de São Paulo publicou a Portaria CVS/EXP-2⁽¹⁰⁾ que dispõe sobre plano de radioproteção e teste de radiação de fuga de equipamentos de radiodiagnóstico e de radioterapia para o licenciamento de serviços de saúde que fazem uso de fontes de radiação ionizante. Esta Portaria abrange os serviços de radiodiagnóstico médico e odontológico, serviços de Medicina Nuclear "in vivo" para diagnóstico e serviços de radioterapia.

Em 12 de dezembro de 1994, o Ministério da Saúde publicou a Portaria nº 2043⁽¹¹⁾ que instituiu em âmbito nacional o Sistema de Garantia de Qualidade de equipamentos de raios X, além de outros equipamentos eletromédicos, referenciando as especificações técnicas e requisitos de qualidade contidos em normas técnicas brasileiras (ABNT) ou internacionais (ISO ou IEC).

Dois dias depois, a Secretaria da Saúde do Estado de São Paulo publicou a Resolução SS-625⁽¹²⁾ que dispõe sobre o uso, a posse e o armazenamento de fontes de radiação ionizante, no âmbito do Estado de São Paulo. Esta Norma Técnica estabelece diretrizes de radioproteção, disciplina o uso da radiação ionizante nos serviços de saúde e regulamenta as ações e procedimentos que visem minimizar os riscos decorrentes da exposição à radiação na realização de tratamentos e exames médicos e odontológicos. Além disso, os

serviços de saúde que empregam radiação ionizante devem implantar Programas de Garantia de Qualidade que compreendam a execução do controle de qualidade dos equipamentos e procedimentos, assim como as frequências com que devem ser realizados.

Em junho de 1997, o Centro de Vigilância Sanitária do Estado de São Paulo publicou a Portaria CVS-3⁽¹³⁾ que estabelece os parâmetros mínimos de referência para a implantação de Programas de Garantia de Qualidade em Radiologia Odontológica, que viabilizem a informação diagnóstica com a produção de imagens de alta qualidade e exposição mínima do paciente, dos profissionais e dos indivíduos do público.

Em junho de 1998, a Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde publicou a Portaria n.º. 453⁽¹⁴⁾, que estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico, visando minimizar os riscos e maximizar os benefícios da utilização dos raios X diagnósticos, em âmbito nacional. Esta Portaria estabelece requisitos para o licenciamento e a fiscalização dos serviços que realizam procedimentos radiológicos médicos e odontológicos, parâmetros para o controle de exposições médicas, ocupacionais e do público, decorrentes das práticas com raios X diagnóstico e requisitos específicos para o programa de garantia de qualidade para radiodiagnóstico médico e odontológico. Cabe aos órgãos de Vigilância Sanitária dos Estados e Municípios assegurar a fiscalização do cumprimento desta Norma.

O programa de garantia da qualidade em radiodiagnóstico constitui-se na monitoração sistemática e continuada de equipamentos e procedimentos, com o objetivo de identificar, avaliar e solucionar qualquer item que possa comprometer a qualidade da imagem radiológica, apontando falhas e defeitos, direcionando para a manutenção corretiva. O controle de qualidade é um conjunto de testes de constância e atividades aplicados em radiodiagnóstico para verificar a manutenção das características técnicas e requisitos de desempenho dos equipamentos de raios X, para mantê-los em condições adequadas de

funcionamento e garantir que sejam satisfeitos requisitos pré-estabelecidos de qualidade^(14,20-23).

Em hospitais e serviços de radiologia diagnóstica, o programa de garantia da qualidade dos equipamentos de raios X constitui-se em um conjunto de atividades e técnicas programadas, necessárias à produção de imagens de alta qualidade, que viabilizam a informação diagnóstica com exposição mínima do paciente e do pessoal técnico⁽²⁴⁻³¹⁾. A exposição desnecessária de pessoas, mesmo que reduzida, aumenta a dose coletiva, incrementando a médio e longo prazos a probabilidade de ocorrência de doenças malignas, o que irá onerar sobremaneira os custos do atendimento em Saúde, tanto público quanto privado⁽¹²⁻¹⁴⁾.

Os programas de fiscalização das Vigilâncias Sanitárias e de garantia de qualidade requerem instrumentos adequados para a realização de medidas quantitativas de radiação, como monitores de área, utilizados em levantamentos radiométricos das salas em que estão instalados equipamentos emissores de radiação, e de dosímetros para radiodiagnóstico, utilizados para as medidas de desempenho de aparelhos de raios X e estimativa de dose em paciente⁽³²⁻³⁴⁾.

A confiabilidade de uma medição depende da escolha correta do instrumento de medição e de sua calibração. Com o conhecimento dos riscos de exposições de baixas doses de radiação, aumentou-se a necessidade de medições precisas da dose recebida pelo paciente em exames diagnósticos^(23,34).

De acordo com a Portaria nº 453⁽¹⁴⁾, os instrumentos para medição de níveis de radiação em levantamentos radiométricos e dosimetria de feixe devem ser calibrados a cada 2 anos em laboratórios credenciados, nas qualidades de feixes de raios X diagnósticos.

Em radiologia diagnóstica, a energia dos fótons de raios X varia de 8 a 150 keV, sendo que os instrumentos de medição nesta faixa de energia possuem dependência energética acentuada. Portanto, a calibração destes

instrumentos deve ser feita em feixes padronizados, cujo espectro de energias seja o mais próximo possível do feixe em campo⁽¹⁹⁾.

O objetivo deste trabalho é o estabelecimento e a implantação de um programa de garantia da qualidade para os equipamentos de raios X do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN. Os equipamentos de raios X do laboratório são utilizados para calibração de dosímetros clínicos, monitores portáteis e instrumentos para dosimetria de feixes de radiação X em radiodiagnóstico, não sendo aplicados na formação de imagens diagnósticas. Estes equipamentos devem ser mantidos em condições adequadas de funcionamento para se garantir a qualidade metrológica do serviço de calibração e para implementar uma metodologia de verificação periódica dos parâmetros que influenciam os feixes de raios X, com a utilização dos procedimentos implantados.

Além disso, os testes de controle de qualidade foram aplicados também aos sistemas de monitoração não invasivos utilizados no programa de garantia de qualidade dos equipamentos de raios X, empregando uma metodologia de calibração de instrumentos⁽³⁵⁾. As medições feitas com os monitores não invasivos foram comparadas com medidas de espectrometria do feixe de raios X, com medidas de um sistema de monitoração invasivo e de câmaras de ionização calibradas.

2. FUNDAMENTOS

2.1. Tubo de Raios X

De maneira geral, um tubo de raios X consiste de um eletrodo negativo (catodo) e um eletrodo positivo (anodo), hermeticamente selados em uma ampola de vidro sob alto vácuo. Ao ser aplicada uma alta tensão entre os eletrodos, os elétrons provenientes do catodo são acelerados em direção do anodo e se chocam com o alvo, produzindo raios X e calor. Para evitar superaquecimento, a ampola está envolta em óleo para a dissipação do calor produzido.

2.1.1. O Catodo

O catodo consiste de um ou de vários filamentos de tungstênio, utilizados apenas um de cada vez, por onde passa uma corrente elétrica que provoca seu aquecimento. Quando o catodo está suficientemente aquecido, a cerca de 2000°C, parte dos elétrons pode adquirir energia térmica suficiente para escapar da força de ligação com os átomos, cujo fenômeno é conhecido por efeito termoiônico. A carga positiva resultante no metal do catodo atrai os elétrons em sua direção, formando uma nuvem ao redor do filamento, que por sua vez repele novos elétrons de serem emitidos do catodo, até ser estabelecido um equilíbrio. O tamanho da nuvem eletrônica e o número de elétrons que a formam dependem da temperatura, do tamanho e das propriedades físico-químicas do material do catodo. O catodo possui também um focalizador para cada filamento, que produz um campo elétrico que converge o feixe de elétrons para uma pequena área (ponto focal) e no formato do alvo. Quanto maior o filamento, maior é o ponto focal, diminuindo assim a resolução da imagem⁽³⁶⁻⁴¹⁾.

2.1.2. O Anodo

O anodo consiste de uma haste de cobre, molibdênio ou grafite, que pode ser estacionária ou giratória (Figuras 2.1 e 2.2), na qual é incrustada uma placa fina de tungstênio, em frente ao catodo, formando o alvo.

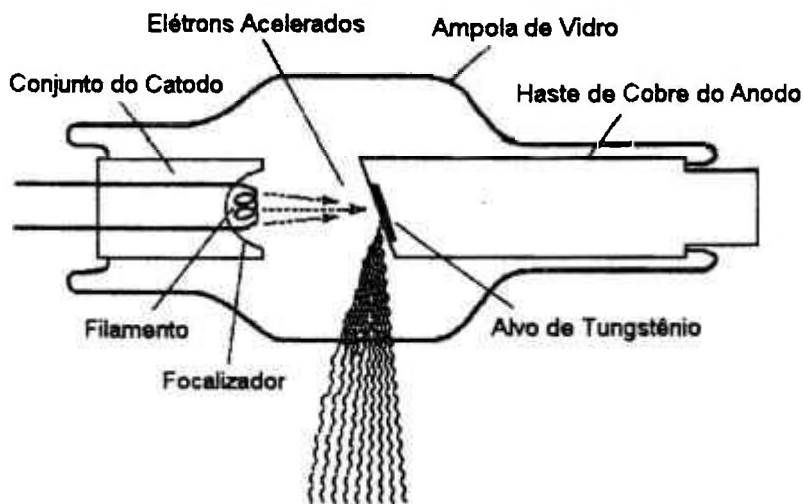


Figura 2.1. Tubo de raios X com anodo estacionário.

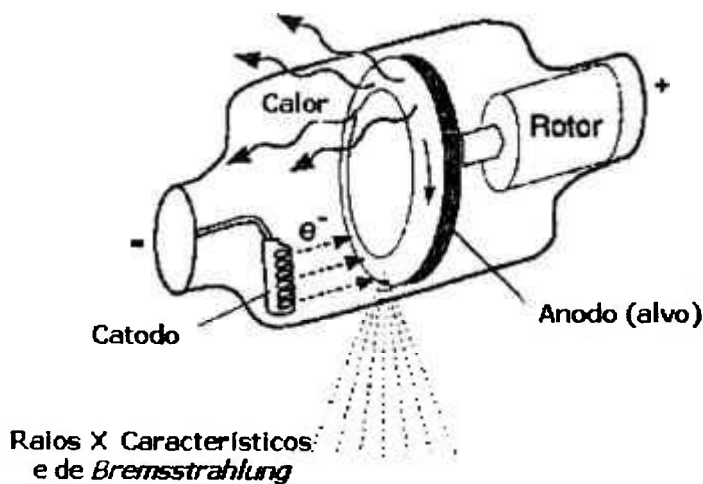


Figura 2.2. Tubo de raios X com anodo giratório.

A escolha do tungstênio baseia-se no critério de que o alvo deve ter um número atômico elevado ($Z = 74$) para melhorar a eficiência da produção de raios X, e um ponto de fusão alto (3380°C), para resistir ao intenso calor produzido pelas colisões dos elétrons no alvo. Uma parte do calor produzido é conduzida rapidamente da placa de tungstênio para o óleo que recobre a ampola pela haste de cobre do anodo, mas a maior parte do calor é transferida ao óleo

por meio de radiação infravermelha de energia baixa. O óleo atua como um condutor térmico e como um isolante elétrico entre a ampola e o tubo de raios X. A transferência de calor do tubo para o ar do ambiente é feita por convecção, em geral com o auxílio de uma ventoinha. Em alguns tubos de raios X, geralmente utilizados em radioterapia, o óleo é refrigerado por um sistema de circulação de água^(36,38).

O material do alvo pode ser composto de uma liga de tungstênio (90%) e rênio (10%), mais resistente a quebras e rachaduras que podem ser causadas pelo rápido aquecimento, ou pode ainda ser de molibdênio ou de ródio, para aplicações em mamografia.

2.1.2.1. Ângulo do Alvo

Quando os elétrons de alta velocidade incidem em um alvo, os raios X produzidos são emitidos em todas as direções e cerca da metade deles são absorvidos no próprio alvo. Do restante, serão úteis apenas aqueles raios X que emergirem pela janela do tubo, formando um cone de radiação primária.

A superfície do anodo de um tubo de raios X diagnóstico não é perpendicular ao fluxo de elétrons do catodo, devendo apresentar uma angulação que varia de 10° a 20° , pois os raios X úteis são emitidos em direção aproximadamente perpendicular ao fluxo de elétrons. A Figura 2.3 mostra a intensidade relativa dos raios X produzidos por elétrons monoenergéticos de 90 keV que se chocam com um alvo com inclinação de 16° , espalhados em diversos ângulos, onde a direção de 0° é perpendicular ao fluxo de elétrons incidentes no alvo. Para esta angulação do alvo e esta energia de elétrons, a intensidade máxima dos raios X é emitida a um ângulo de -5° ⁽³⁸⁾.

Esta dependência angular é um fator importante de escolha do anodo. Um alvo alinhado perpendicularmente ao fluxo de elétrons absorve a maioria dos fótons produzidos por ele. Por outro lado, com um alvo exageradamente angulado, a intensidade de raios X produzidos aumentaria, mas o

ponto focal seria muito largo, diminuindo a resolução da imagem. Nos aparelhos de raios X utilizados em radioterapia, o ângulo do anodo varia ao redor dos 30° , com um ponto focal relativamente grande (5 a 8 mm), pois o objetivo é a produção de raios X e não a obtenção de imagens detalhadas.

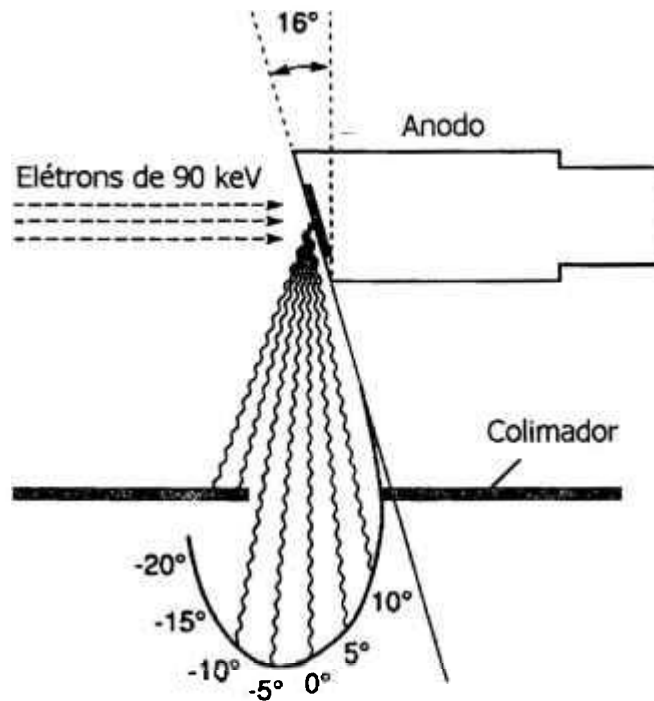


Figura 2.3. Diagrama da intensidade de raios X em função do ângulo de emissão. A direção de 0° é perpendicular ao fluxo de elétrons incidentes no alvo e a intensidade atinge o máximo em -5° , para uma inclinação do alvo de 16° ⁽³⁸⁾.

2.1.2.2. Ponto Focal

O ponto focal é a área do alvo onde ocorrem as colisões dos elétrons emitidos pelo filamento e o local de origem dos raios X produzidos. Quanto menor for o ponto focal, menor será a área de interação dos elétrons, melhorando a resolução e diminuindo a penumbra e distorções da imagem. No entanto, se os elétrons colidem em uma área muito pequena do anodo, a temperatura atinge valores excessivamente altos, podendo causar depressões ou rachaduras, danificando o alvo. Para produzir um ponto focal aparente quadrado na saída do tubo de raios X, os elétrons devem atingir uma área do alvo alta e estreita, como mostra a Figura 2.4.

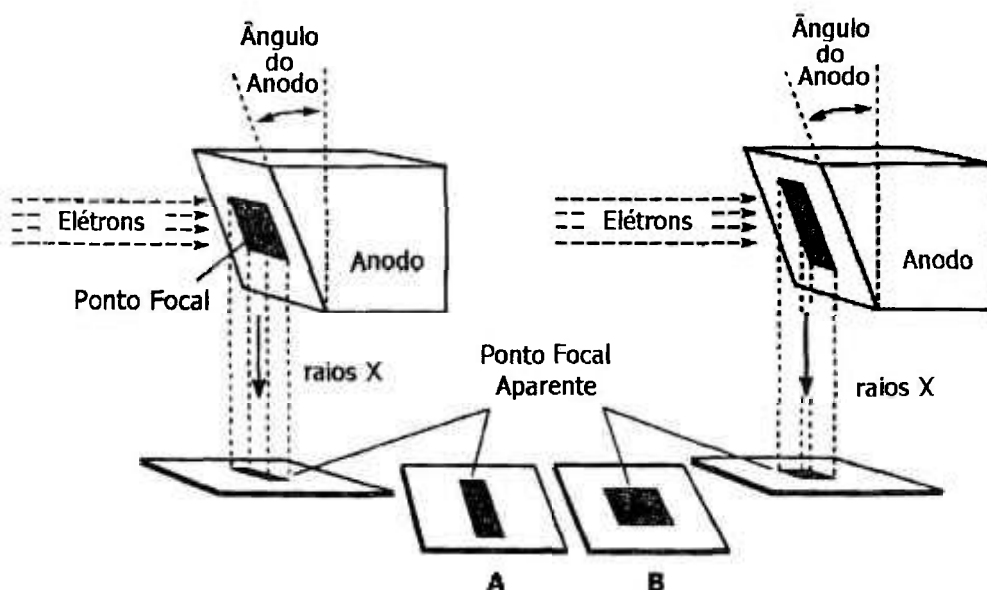
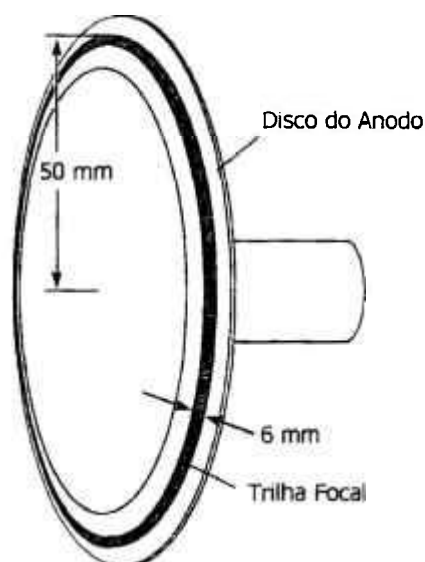


Figura 2.4. Ponto focal aparente. *A.* Se o fluxo de elétrons atinge uma área quadrada no anodo, esta região aparecerá longa e estreita na saída do feixe. *B.* Se os elétrons atingem uma área alta e estreita do alvo, produzem um ponto focal aparente quadrado.

Para um anodo estacionário, apresentado na Figura 2.1, o alvo pode ter uma área de $6 \text{ mm} \times 1,5 \text{ mm} = 9 \text{ mm}^2$. Para um anodo giratório, a área do alvo é cerca de 200 vezes maior, como mostra a Figura 2.5, sem aumento do tamanho do ponto focal aparente. Isto também contribui para reduzir a taxa de aquecimento de um ponto para outro de sua superfície⁽³⁸⁾.



$$\text{Área} = (6 \text{ mm})(2\pi \times 50 \text{ mm}) \approx 1900 \text{ mm}^2$$

Figura 2.5. Área do alvo em um anodo giratório.

2.2. Produção de Raios X

Quando uma alta tensão é aplicada ao tubo de raios X, os elétrons provenientes do catodo são acelerados em direção ao anodo, adquirindo grande energia cinética antes de atingir o alvo. Destes elétrons, poucos transformam toda ou parte de sua energia cinética em raios X, sendo que a grande maioria perde sua energia cinética no aquecimento do anodo.

Uma pequena fração dos raios X produzidos no anodo é utilizada para a formação de imagem, pois cerca da metade é absorvida no próprio anodo e a outra parte não é emitida em direção à janela de saída do feixe, sendo atenuada na blindagem de chumbo ao redor do tubo de raios X. Além disso, os raios X que saem através da janela têm que atravessar o anodo, a ampola de vidro e o óleo isolante que refrigera o tubo, denominados de filtração inerente do tubo, que absorvem os raios X de energia baixa. Esta filtração pode ser aumentada com a adição de placas de alumínio na saída do feixe, constituindo a filtração adicional.

Cerca de 99 % ou mais da energia cinética dos elétrons é convertida em calor, que se não for dissipado rapidamente pode produzir danos irreparáveis no anodo em segundos. Somente 1 % ou menos da energia dos elétrons é transformada em raios X, com energia que varia de valores muito baixos até um valor máximo, que corresponde à energia cinética dos elétrons incidentes⁽³⁸⁾. Este espectro é formado por dois processos distintos: a radiação de freamento (*bremstrahlung*) e os raios X característicos.

A Figura 2.6 mostra o espectro de um feixe de raios X produzido por uma tensão de 100 kV aplicada entre o catodo e o alvo de tungstênio, com filtrações diferentes. A curva A é um espectro teórico que representa somente os raios X de *bremstrahlung*, sem considerar a filtração inerente do tubo de raios X. A curva B é um espectro contínuo de raios X de *bremstrahlung* produzido em um alvo de tungstênio, com emissão de picos de raios X característicos, após a passagem pela filtração inerente do tubo de raios X. A curva C resulta de uma filtração total do feixe (inerente mais adicional) de 2,5 mmAl.

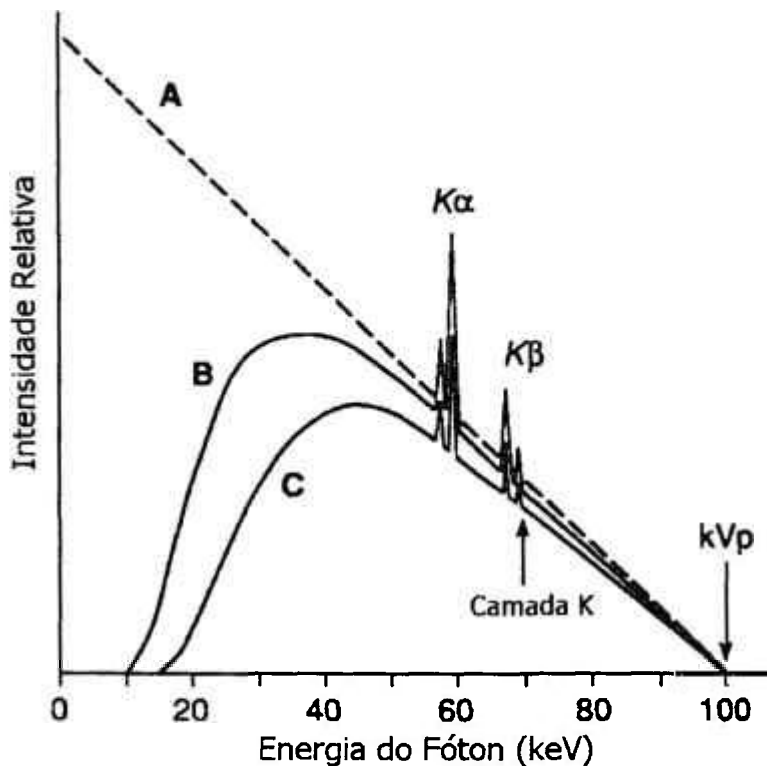


Figura 2.6. Efeitos da filtração do feixe no espectro de raios X. A curva A é hipotética, considerando somente raios X de *bremsstrahlung*. A curva B é o espectro proveniente de um alvo de tungstênio. A curva C resulta quando a filtração total aumenta. As linhas de raios X característicos podem ser vistas nas curvas B e C⁽³⁸⁾.

2.2.1. *Bremsstrahlung*

O processo de emissão de raios X de *bremsstrahlung* (radiação de freamento) é o resultado da interação de um elétron de energia cinética alta com um núcleo do alvo. Quando um elétron acelerado passa próximo do núcleo de um átomo constituinte do alvo, o elétron pode ser desviado de sua trajetória pela ação da força de interação eletromagnética com o núcleo e perder uma parte ou toda sua energia, por meio da criação de fótons de *bremsstrahlung*, como mostra a Figura 2.7. Quanto mais próximo o elétron passar do núcleo, mais fortemente será defletido de sua trajetória inicial, transformando uma grande fração de sua energia cinética (até 100 %) em um fóton de raios X.

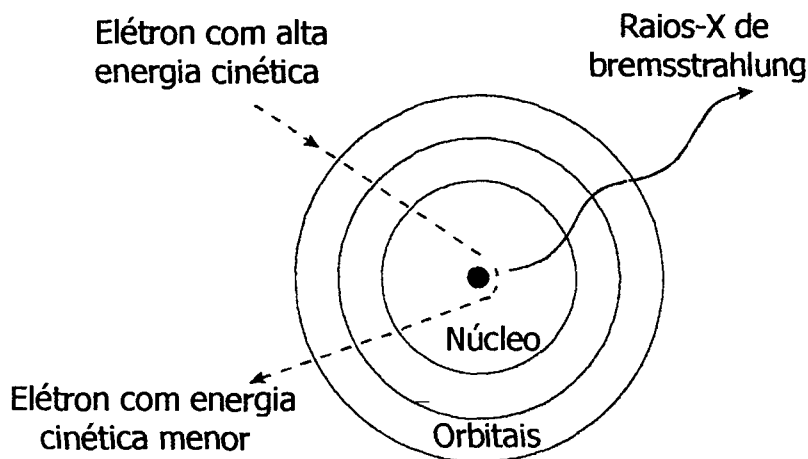


Figura 2.7. Processo de criação de raios X de *bremsstrahlung*.

Como um elétron pode ter uma ou mais interações de *bremsstrahlung* no material e uma interação pode resultar em uma perda parcial ou total de sua energia, o fóton resultante pode ter qualquer energia abaixo da energia inicial do elétron, cujo espectro contínuo de emissão pode ser visto na Figura 2.6.

2.2.2. Raios X Característicos

A produção de raios X característicos ocorre quando um elétron, com energia cinética E_0 , interage com um elétron de uma camada interna de um átomo do alvo, transferindo uma energia ΔE suficiente para superar a energia de ligação do elétron no orbital e para ejetá-lo fora do átomo, que se torna ionizado. A energia necessária para remover um elétron da camada K do átomo de tungstênio é de 69,5 keV, que é a energia de ligação do elétron nesta camada. Para a camada L do tungstênio, a energia de ligação varia de 10 a 12 keV.

Quando a vaga criada pelo elétron ejetado é preenchida com um elétron de uma camada mais externa, a energia correspondente à diferença entre os orbitais é emitida na forma de radiação eletromagnética, e o átomo volta ao seu estado normal, como mostra a Figura 2.8. Estes fótons emitidos são chamados de raios X característicos por apresentarem valores discretos de energia e por serem característicos dos átomos do alvo e dos orbitais envolvidos na transição dos elétrons.

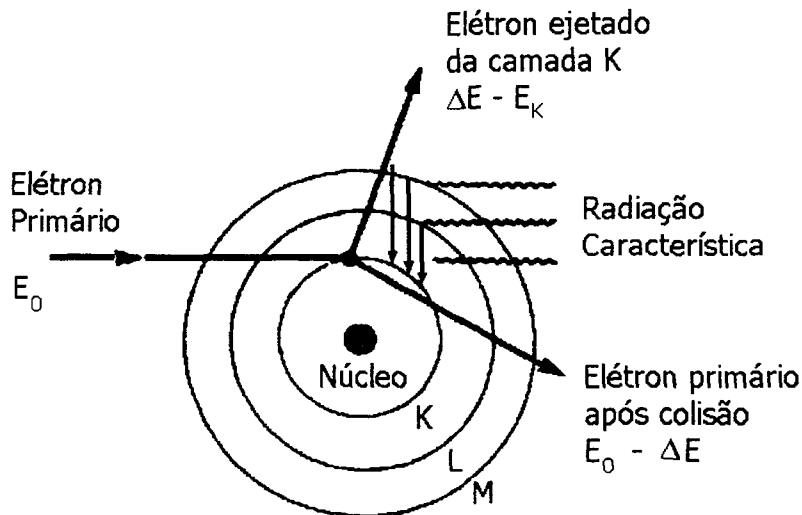


Figura 2.8. Produção de raios X característicos.

Se a transição envolver um elétron que parte da camada L para a camada K, o fóton emitido terá uma energia igual à diferença entre as energias de ligação destas camadas ($h\nu = E_K - E_L$) e a transição é chamada de $K\alpha$. Se for um elétron da camada M que preenche a vaga na camada K, a transição é chamada de $K\beta$.

A contribuição dos raios X característicos no espectro de energia de um feixe de raios X produzido em um alvo de tungstênio pode ser visto na Figura 2.6, com a formação de picos de grande intensidade. Em mamografia, a componente do feixe de raios X de maior efetividade na formação de imagens, que apresentam diferenças de tecido mole, consiste de raios X característicos do molibdênio.

2.3. Retificação

A voltagem de saída de um transformador de alta tensão é de corrente alternada (AC) e muda de polaridade 60 vezes por segundo (60Hz). Se esta voltagem fosse aplicada em um tubo de raios X, o anodo seria positivo, em relação ao catodo, durante apenas metade do tempo da exposição. Durante a outra metade do ciclo de tensão, o catodo seria positivo e tenderia a atrair os elétrons do anodo, que começaria a liberar elétrons por emissão termoiónica

quando aquecido e poderia destruir o filamento. Este problema é resolvido com o uso de retificadores de tensão⁽³⁸⁾.

O retificador de tensão é um dispositivo que conduz a corrente elétrica em apenas um sentido, quando o anodo é positivo em relação ao catodo. Pode ser do tipo diodo a gás ou de estado sólido. Os retificadores mais comumente utilizados são os de meia-onda e de onda completa. O circuito de retificação de meia-onda possui apenas um elemento retificador, que conduz a tensão em apenas metade do ciclo. O circuito de retificação de onda completa consiste de quatro elementos retificadores que invertem a polaridade da tensão alternada durante metade do ciclo, de maneira que o catodo do tubo de raios X receba sempre uma tensão negativa em relação ao anodo⁽⁴¹⁾.

A Figura 2.9 compara a forma de onda de um gerador monofásico sem retificação (A), com retificação de meia onda (B), também chamado de gerador de um pulso por ciclo, e com retificação de onda completa (C) ou dois pulsos. Um potencial aplicado com um gerador de um pulso produz um feixe de raios-X com a metade da intensidade que um gerador de dois pulsos pode produzir, pois seu potencial é zero durante metade do tempo de exposição⁽⁴¹⁾.

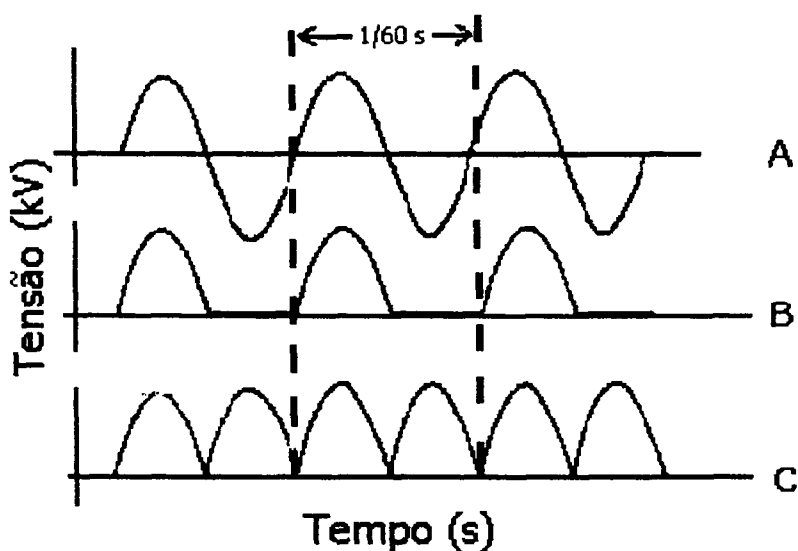


Figura 2.9. Forma de onda da tensão proveniente de um gerador monofásico. A. Tensão alternada. B. Retificação de meia-onda. C. Retificação de onda completa (dois pulsos).

2.4. Forma de Onda

A forma de onda é uma característica que descreve a maneira pela qual a tensão varia com o tempo durante a produção de raios X. São comumente utilizadas diversas formas de onda de tensão, como a monofásica, a trifásica e a de potencial constante.

2.4.1. Forma de Onda Monofásica

No transformador de alta tensão monofásico, a tensão aplicada ao tubo de raios X varia constantemente durante o ciclo, assim como a quantidade e o espectro de energia dos raios X produzidos. Os circuitos retificadores de meia-onda e de onda completa são utilizados nestes transformadores.

Três valores de tensão são associados à forma de onda monofásica, relacionados a um aspecto da produção de raios X. Em qualquer instante de tempo, a tensão possui um valor instantâneo (kVi), que determina a taxa de produção de raios X naquele instante. Durante cada ciclo, a tensão atinge um valor máximo ou de pico (kVp), selecionado pelo operador no painel de comando. A tensão efetiva (kVe) reflete o fato da tensão variar com o tempo e não produzir sempre a mesma energia do valor de pico. Para uma tensão monofásica típica, o valor da tensão efetiva é 70,7% do valor da tensão de pico, como mostra a Figura 2.10⁽⁴¹⁾.

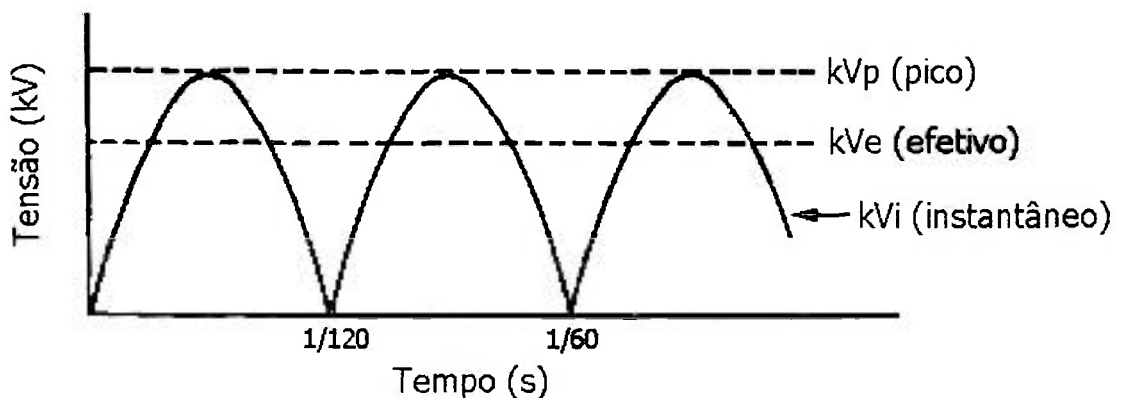


Figura 2.10. Relação entre a tensão de pico, efetiva e seu valor instantâneo para um gerador monofásico.

A maior parte da exposição é produzida durante uma pequena parte do ciclo de voltagem, quando a tensão é próxima do valor de pico, como mostra a Figura 2.11, pois a eficiência da produção de raios X aumenta com o valor da tensão. Os fótons produzidos com uma tensão maior aplicada no tubo possuem energia média maior e são mais penetrantes. Além disso, a corrente varia com o tempo durante o ciclo de tensão, cujo efeito é a produção de raios X em uma série de pulsos, não havendo exposição significativa no período de tempo entre os pulsos. Em geral, o valor da corrente selecionada no painel de comando representa um valor médio durante todo o tempo de exposição.

2.4.2. Forma de Onda de Potencial Constante

Nos geradores de potencial constante, a tensão de pico, a tensão efetiva e a tensão instantânea possuem o mesmo valor. Nestes equipamentos são produzidos mais fótons com energia média ou efetiva maior do que aqueles produzidos nos geradores monofásicos, como mostra a Figura 2.11.

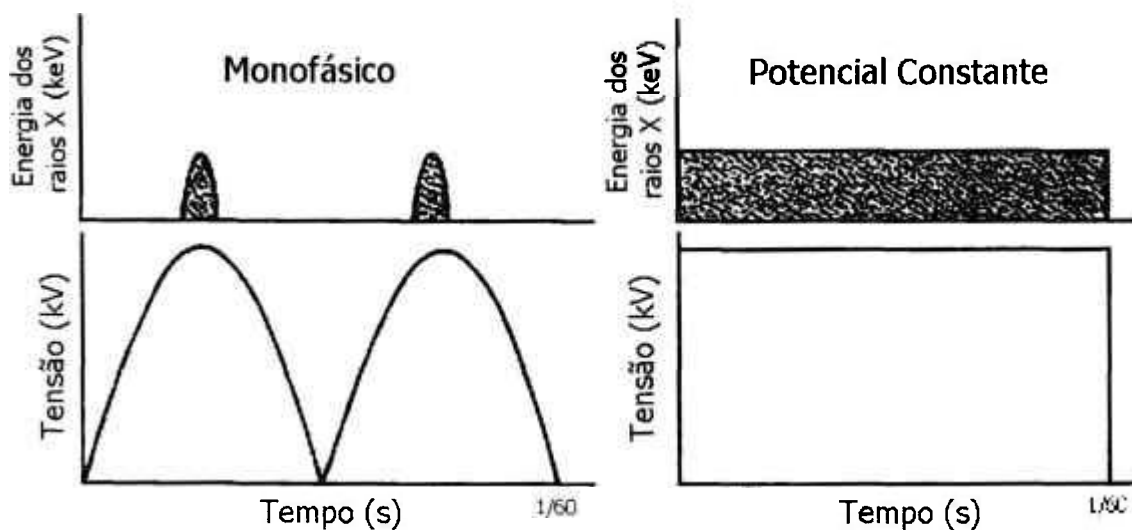


Figura 2.11. Comparação da produção de raios X de geradores monofásicos e de potencial constante.

No gerador de potencial constante, a corrente não apresenta variação durante todo o tempo de exposição, ocorrendo a produção de uma certa quantidade de raios X em um tempo bem menor do que aquele que seria necessário utilizando um gerador monofásico.

2.4.3. Forma de Onda Trifásica

Com os geradores trifásicos, a tensão obtida é relativamente constante e o valor médio da corrente é maior, comparado com um gerador monofásico, aumentando-se a eficiência da produção de raios X. Neste tipo de gerador, a tensão é fornecida por três circuitos que estão fora de fase entre si, com uma defasagem de um terço de ciclo, permitindo que a tensão atinja o valor de pico três vezes durante o ciclo, como mostra a Figura 2.12.

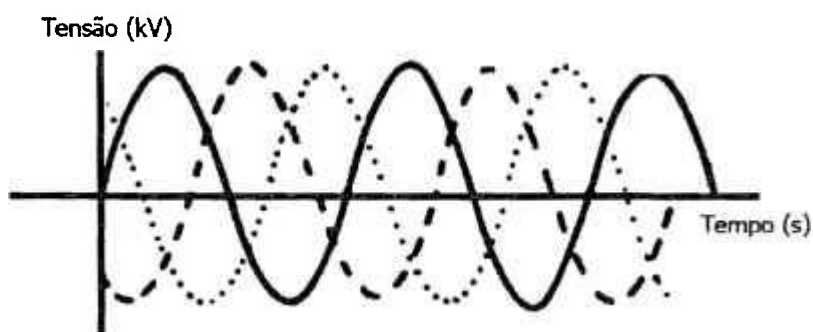


Figura 2.12. Tensão alternada de um gerador trifásico.

O valor instantâneo da tensão permanece próximo do valor de pico durante todo o tempo de exposição, pois quando o valor da tensão começa a diminuir, inicia-se outra fase, elevando-se o valor da tensão. Esta variação periódica da tensão durante o ciclo é chamada de *ripple* e é expressa em percentagem. A ondulação percentual está relacionada com o sistema de retificação do aparelho. Dependendo do retificador utilizado, as formas de onda podem ter seis ou doze pulsos por ciclo, produzindo uma diminuição do *ripple* da tensão.

Na Figura 2.13 compara-se a ondulação percentual de três aparelhos: um monofásico com retificação completa de onda (100%), um trifásico com seis pulsos (13%) e um trifásico com doze pulsos (4%). A maior parte dos equipamentos de raios-X utilizados em radiodiagnóstico possui geradores trifásicos de seis ou doze pulsos.

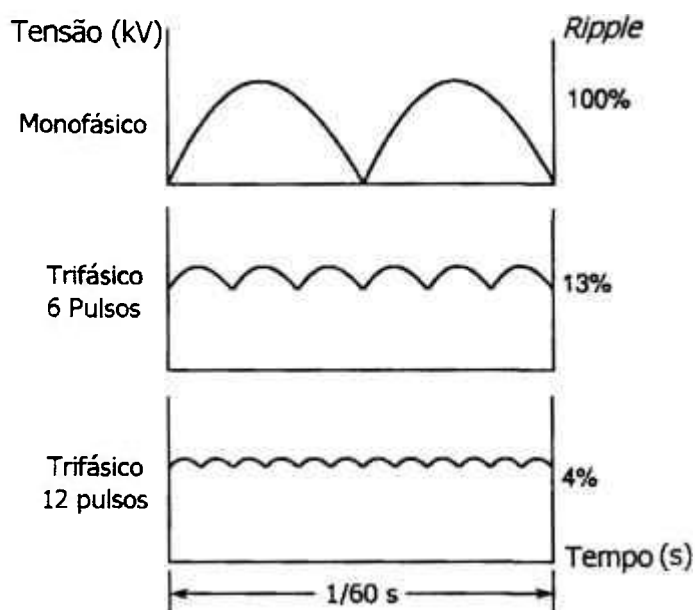


Figura 2.13. Comparação do *ripple* para diferentes geradores de raios X: monofásico com retificação completa de onda, trifásico com seis e com doze pulsos.

2.5. Fatores que Modificam o Espectro de Raios X

O espectro de energia e o número de fótons de um feixe de raios X podem ser modificados por diversos parâmetros de ajuste do equipamento de raios X, que alteram a intensidade e a qualidade do feixe.

A intensidade de um feixe de raios X representa a quantidade de fótons produzidos e emitidos de um tubo de raios X. Está relacionada com a tensão, a corrente e a forma de onda da tensão pelo número de elétrons emitidos em direção ao anodo, com o material do alvo, com a espessura de material atenuador que o feixe atravessa e com a distância percorrida pelo feixe até o ponto de medição⁽³⁶⁻⁴²⁾.

A qualidade do feixe depende de vários fatores: material do alvo do tubo, forma de onda da tensão, filtração do feixe, tensão de pico e camada semi-redutora (CSR), sendo que o material do alvo e a forma de onda da tensão são característicos do equipamento de raios X e não podem ser alterados pelo operador.

2.5.1. Tensão

A energia máxima dos fótons emitidos de um tubo de raios X é igual à energia cinética máxima dos elétrons que se chocam no alvo, determinada pela escolha da tensão de pico (kVp). Portanto, a qualidade do feixe de raios X produzido é diretamente proporcional à tensão de pico escolhida, pois quanto mais energética for a radiação, maior será a CSR necessária para reduzir a intensidade do feixe à metade. A Figura 2.14 compara os espectros de raios X quando a tensão aumenta de 50 para 100 kVp, tornando o feixe mais penetrante, deslocando o pico de intensidade para uma energia maior e com o aparecimento das linhas características do tungstênio. Além disso, a quantidade de radiação produzida, representada pelas áreas sob as curvas dos espectros, aumenta aproximadamente com o quadrado da tensão.

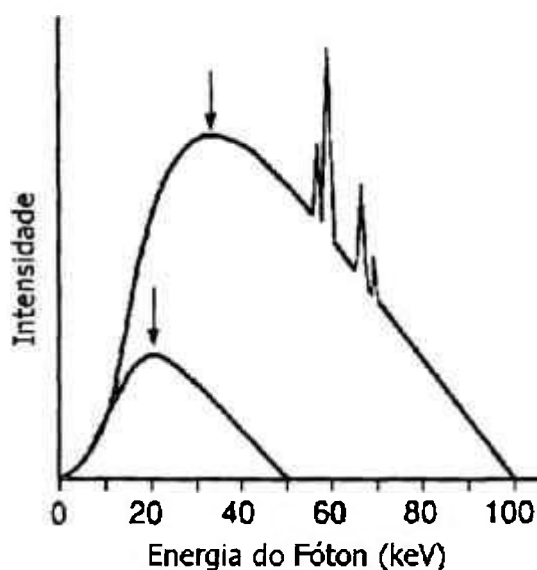


Figura 2.14. Efeitos do potencial aplicado e da corrente no espectro do feixe. Dobrando a tensão, o pico de intensidade é deslocado para energias maiores, começa a produção de raios X característicos e quadruplica a intensidade total do feixe, aproximadamente.

2.5.2. Corrente

A produção de raios X é diretamente proporcional ao número de elétrons emitidos do filamento que colidem no alvo. Quanto maior a corrente no

catodo, maior é a quantidade de elétrons emitidos, aumentando-se a produção de raios X. O aumento da corrente não modifica a qualidade do feixe, embora ocorra uma ligeira variação do *ripple* da tensão com a corrente selecionada. A Figura 2.15 compara os espectros de um feixe de raios X de 100 kV com um determinado valor de corrente com um feixe produzido com o dobro do valor de corrente, produzindo um espectro com o dobro da intensidade do feixe inicial.

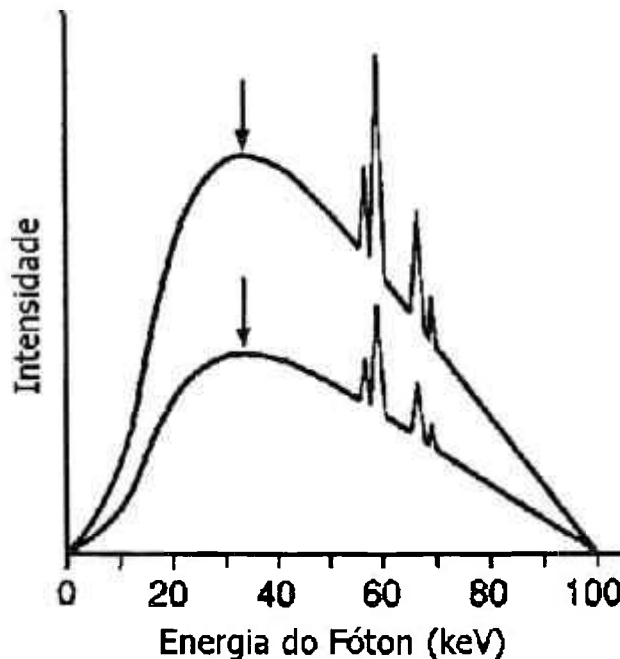


Figura 2.15. Efeitos do potencial aplicado e da corrente no espectro do feixe. Dobrando a corrente, dobra a intensidade total do feixe.

2.5.3. Material do Alvo

Para uma certa tensão e uma certa corrente aplicadas ao tubo de raios X, a quantidade de raios X produzidos é proporcional ao número atômico do material do alvo, embora o pico de intensidade do espectro corresponda sempre à mesma energia, determinado pela tensão escolhida. Os espectros característicos são próprios de cada material. Quanto maior for o número atômico do material do alvo, maior será a energia dos raios X característicos.

2.5.4. Forma de Onda da Tensão

Para uma mesma tensão aplicada, um tubo ligado a um gerador trifásico produzirá uma quantidade maior de raios X do que um tubo ligado a um gerador monofásico, devido ao *ripple* menor da tensão. Além disso, a energia efetiva do feixe produzido em um gerador trifásico é maior, pois a tensão permanece com valores maiores durante toda a exposição. Portanto a qualidade e a intensidade do feixe são proporcionais à forma de onda da tensão.

2.5.5. Filtração

Em um feixe de raios X diagnóstico, os fótons de baixa energia não contribuem para a formação da imagem e aumentam a dose de radiação recebida pelo paciente, que pode ser substancialmente reduzida com o aumento da filtração do feixe⁽⁴³⁻⁴⁵⁾. Aumentando-se a filtração, aumenta-se a energia efetiva do feixe ou sua camada semi-redutora, pois os fótons de energia baixa são removidos e é provocada, também, uma diminuição da intensidade do feixe de raios X. Quanto maior for a heterogeneidade do feixe, maior será a diferença da segunda CSR em relação à primeira CSR, que atenuou fótons de energia menor. A razão entre as duas camadas semi-redutoras é chamada de coeficiente de homogeneidade do feixe.

2.5.6. Distância

O feixe de raios X proveniente do ponto focal do tubo é divergente, sendo que sua intensidade diminui com o inverso do quadrado da distância. Portanto, a distância entre o tubo de raios X e o ponto de medição não influenciam a qualidade do feixe de raios X, mas somente sua intensidade, exceto porém, para feixes de energias baixas que sofrem uma grande atenuação pelo ar, modificando seu espectro.

2.6. Qualidade da Radiação

A qualidade de um feixe de raios-X é a medida do poder de penetração em um material, sendo expressa em termos da camada semi-redutora (CSR) ou de sua energia efetiva. Outras formas de se especificar a qualidade de um feixe é pela determinação do coeficiente de homogeneidade, da energia equivalente efetiva e pela distribuição espectral das energias dos fótons do feixe de raios X.

2.6.1. Camada Semi-Redutora

A camada semi-redutora (CSR) é definida como sendo a espessura necessária de um material absorvedor para atenuar a intensidade de um feixe à metade de seu valor inicial. Nesta definição, a contribuição da radiação espalhada não é considerada, devendo-se utilizar feixes estreitos para a medida da camada semi-redutora^(46,47).

O feixe de raios X, ao atravessar um material, sofre uma atenuação de sua intensidade, pois parte de sua energia inicial é absorvida e/ou espalhada pelo material. Variando-se a espessura de um material absorvedor colocado na saída do feixe de raios X, são obtidas medidas diferentes da intensidade do feixe, cujos valores podem ser representados graficamente para a determinação da CSR. A intensidade (I) de um feixe de raios X, após passar por uma espessura (x) de material absorvedor é dada por:

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

onde: I_0 é a intensidade do feixe incidente;

μ é o coeficiente de atenuação linear do material absorvedor.

A Figura 2.16 mostra uma curva de atenuação típica de um feixe de raios X para a determinação da primeira e da segunda camadas semi-redutoras, quando o feixe tem seu valor inicial de intensidade (I_0) reduzido para 50 e 25%, respectivamente.

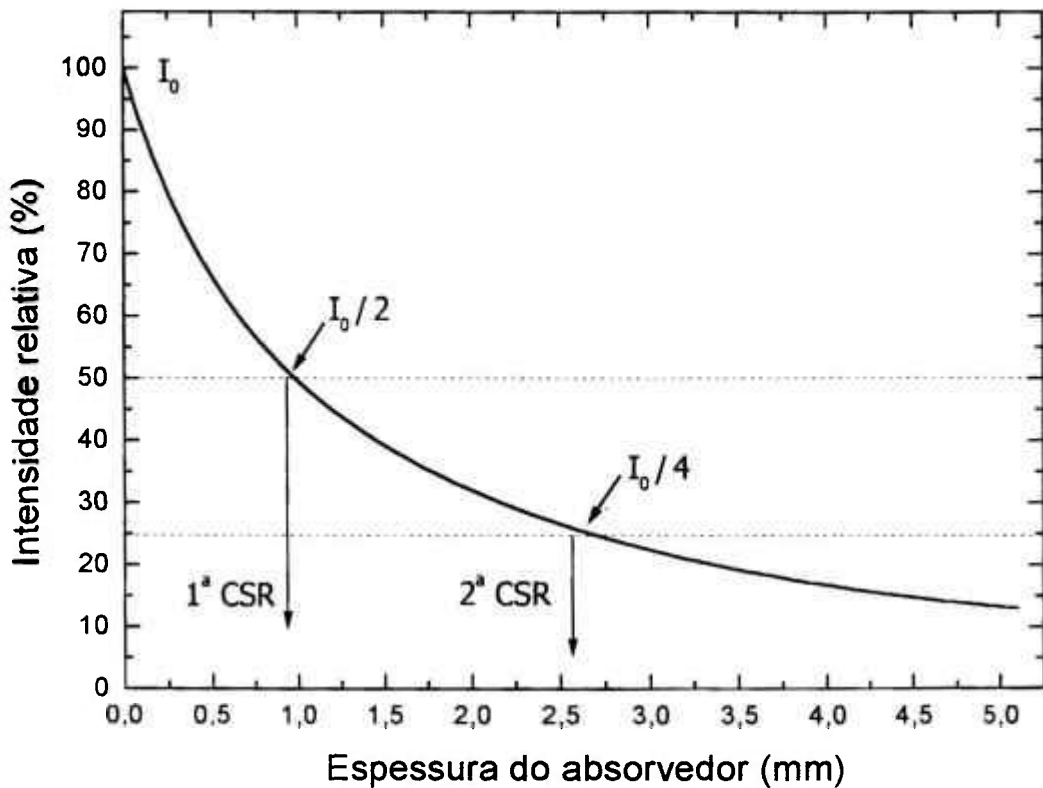


Figura 2.16. Curva de atenuação de um feixe de raios X em um material absorvedor para a determinação das camadas semi-redutoras.

O quociente do valor da primeira pela segunda CSR, denominado de coeficiente de homogeneidade (CH), pode ser utilizado para a verificação das características do feixe de raios X, pois quanto mais próximo o CH se aproximar do valor unitário, mais homogêneo será o feixe de radiação. Para feixes heterogêneos, a 1ª CSR absorve a radiação de menor energia do feixe, sendo que a 2ª CSR tem que absorver a radiação mais penetrante, o que irá aumentar sua espessura e diminuir o valor de CH.

A determinação experimental das camadas semi-redutoras deve ser realizada com uma câmara de ionização que não possua dependência energética e que tenha boa reprodutibilidade de suas medidas.

2.6.2. Energia Efetiva

Os feixes de raios X utilizados em radiologia possuem um espectro heterogêneo de energia, sendo que a taxa de penetração em um material é diferente para cada energia de fóton. Ao se determinar a taxa de atenuação do feixe, pode-se fazer uma comparação entre os espectros do feixe heterogêneo com um feixe monoenergético, obtendo-se uma energia efetiva que seja equivalente entre eles. Portanto, a energia efetiva é definida como sendo a energia de um feixe monoenergético que possui a mesma camada semi-redutora de um feixe heterogêneo^(36,37,41,47).

Com o valor da camada semi-redutora do feixe de raios X, pode-se determinar o coeficiente de atenuação do material absorvedor e, em tabelas padrões de coeficientes de atenuação^(36,37,48), verifica-se a energia efetiva correspondente do feixe de raios X.

A Figura 2.17 mostra a relação entre a energia efetiva dos feixes de raios X em função da camada semi-redutora, dadas em milímetros de cobre (Cu) e de alumínio (Al).

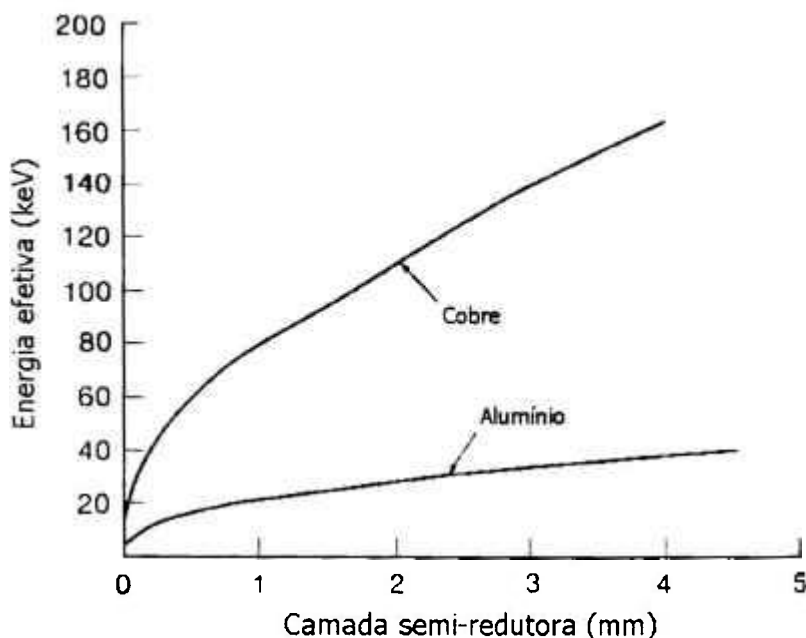


Figura 2.17. Energia efetiva de feixes de raios X em função da camada semi-redutora, em mm de cobre e alumínio⁽³⁶⁾.

2.7. Grandezas e Unidades de Medida da Radiação

2.7.1. Exposição

A exposição (X) representa a ionização produzida no ar por fótons. É definida como 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 ou positivos) liberados por fótons em um volume de ar de massa dm são completamente freados no ar^(37,49).

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

A unidade de exposição no Sistema Internacional é o C/kg, mas a unidade especial é o Roentgen (R), cujo uso não é mais recomendado.

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

A grandeza exposição não é definida para radiações de elétrons, prótons e nêutrons.

2.7.2. Kerma

A grandeza kerma foi introduzida para descrever as interações iniciais de fótons em um meio, sendo definida como o quociente de dE_{tr} por dm , onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas ionizantes carregadas liberadas por fótons em um material de massa dm .

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

A unidade de kerma é o J/kg. O nome especial para a unidade de kerma no Sistema Internacional é o gray (Gy). O kerma no ar pode ser relacionado com a exposição (X) pela relação⁽³⁷⁾:

$$K_{ar} = X \cdot (0,00873 \text{ J/kg.R})$$

2.7.3. Dose Absorvida

A grandeza dose absorvida descreve a quantidade de radiação depositada no material, e é definida para todos os tipos de radiação, incluindo partículas carregadas ou não. A definição de dose absorvida (D) é o quociente de dE por dm , onde dE é a energia média depositada pela radiação ionizante em um material de massa dm ⁽³⁷⁾.

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

A unidade de dose absorvida é o J/kg. O nome especial para a unidade de dose absorvida no Sistema Internacional é o gray (Gy). Sob condições de equilíbrio eletrônico e quando a radiação de *bremsstrahlung* puder ser desprezada, o kerma é igual à dose absorvida.

2.8. Câmaras de Ionização

Muitos dos diferentes tipos de detectores de radiação são baseados nos efeitos produzidos quando uma partícula carregada atravessa um gás. As interações envolvem as ionizações e excitações das moléculas do gás ao longo do caminho da partícula⁽⁵⁴⁾. Foram desenvolvidos diversos tipos de sistemas detectores para medir a quantidade de radiação produzida pelos equipamentos emissores de raios X, devido à sua grande utilização em Medicina. Atualmente, a câmara de ionização é considerada o instrumento mais prático e preciso para medidas de exposição e de dose absorvida, devido à sensibilidade, estabilidade e repetibilidade apresentadas^(35,55).

As câmaras de ionização mais simples apresentam um eletrodo coletor central e a parede da câmara delimita uma cavidade preenchida por um gás. O princípio de funcionamento das câmaras de ionização baseia-se na coleta

de todas os pares de íons criados pela radiação ionizante dentro do gás, por meio da aplicação de um campo elétrico entre os eletrodos^(54,56).

A escolha dos materiais, das dimensões e da forma da cavidade depende da finalidade da medição (exposição, kerma no ar ou dose absorvida), assim como do tipo de radiação a ser medida, sua energia e intensidade. Em geral, as câmaras não são seladas, sendo necessária a aplicação de fatores de correção de suas leituras para as condições ambientais de referência.

Dentre os vários tipos de câmaras de ionização pode-se mencionar algumas: câmaras de ar livre, para medidas da exposição de acordo com sua definição; câmaras cavitárias, para medidas de exposição e de dose absorvida; câmaras de ionização cilíndricas (ou do tipo dedal), de fácil manuseio e transporte, embora apresentem uma grande dependência energética para radiações X de energias baixas; e câmaras de placas paralelas, para medidas de radiação X de energias baixas.

2.8.1. Câmara de Ionização de Placas Paralelas

Neste trabalho foram utilizadas apenas câmaras de ionização de placas paralelas, pois a dosimetria de radiação X gerada a valores baixos de potencial apresenta dificuldades devido à sua absorção considerável pelas paredes da câmara. Este tipo de câmara permite medidas de exposição e de taxas de exposição, podendo ser utilizada como padrão secundário. Pela pequena profundidade da câmara, a taxa de exposição varia pouco com o volume de medida. Comparando a dependência energética dos diferentes tipos de câmaras de ionização, a de placas paralelas apresenta, em geral, uma dependência energética pequena⁽⁵⁷⁻⁶³⁾. As câmaras de ionização de placas paralelas também são recomendadas para a detecção de feixes de elétrons, sendo obrigatórias para feixes de elétrons com energias abaixo de 5 MeV^(64,65). A Figura 2.18 mostra uma câmara de ionização de placas paralelas projetada no IPEN^(55,66).

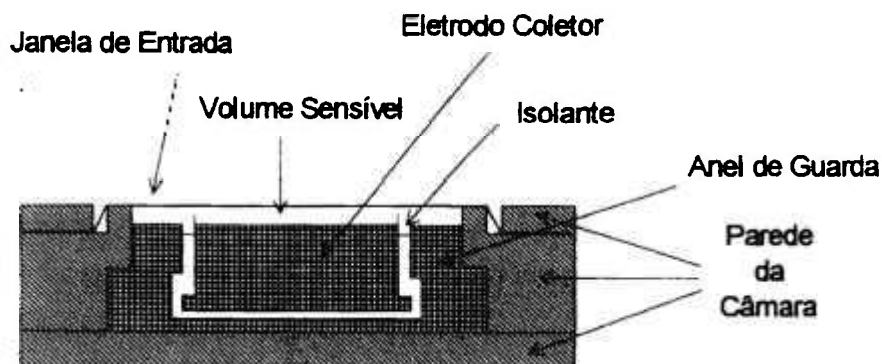


Figura 2.18. Representação esquemática de uma câmara de ionização de placas paralelas projetada no IPEN^(55,66).

2.8.2. Eletrômetros

A carga (ou corrente) gerada em uma câmara de ionização, quando exposta a um feixe de radiação, é extremamente pequena e deve ser medida por um instrumento que possui impedância de entrada alta ($>10^{14} \Omega$), conhecido como eletrômetro. O eletrômetro é um instrumento com um circuito destinado a realizar medidas D.C., como um multímetro sofisticado, podendo obter valores de carga muito baixos, da ordem de 10^{-16} C ^(55,67).

Alguns eletrômetros possibilitam a variação da tensão aplicada à câmara de ionização, assim como a reversão da polaridade, para que se possa determinar a eficiência de coleção de íons e o efeito de polaridade da mesma.

A variação na resposta do eletrômetro devido à fuga de corrente ou à estabilidade a longo prazo não deve exceder a $\pm 0,5\%$ ao ano⁽⁶⁴⁾. O eletrômetro e a câmara de ionização fazem parte de um sistema dosimétrico, chamado de dosímetro clínico, e podem ser calibrados conjuntamente ou por partes.

2.9. Sistemas de Monitoração

A medida correta da tensão de pico aplicada ao tubo é um fator importante para garantir uma imagem de boa qualidade e, conseqüentemente,

um diagnóstico adequado. Além disso, ajustes incorretos do equipamento podem implicar em doses de radiação excessivas no paciente⁽²⁵⁾.

Um medidor de tensão não invasivo é composto, em geral, por dois ou mais detectores de estado sólido (diodos), idênticos, mas com filtros de materiais e/ou espessuras diferentes, posicionados entre os diodos e o feixe de radiação, como mostra a Figura 2.19.

Quando a radiação ionizante incide no detector, cada diodo produz uma corrente elétrica diferente, de acordo com a atenuação do feixe de radiação, provocada pelos filtros. Estas correntes produzidas são amplificadas e enviadas para análise em um microprocessador. A razão entre as leituras de cada diodo é utilizada para o cálculo do valor da tensão de pico do equipamento de raios X. Este valor de tensão medido pelos monitores não invasivos pode ser o valor máximo da tensão ou a média aritmética de todos os valores de pico⁽⁵⁰⁾, devendo ser verificado no manual do instrumento.

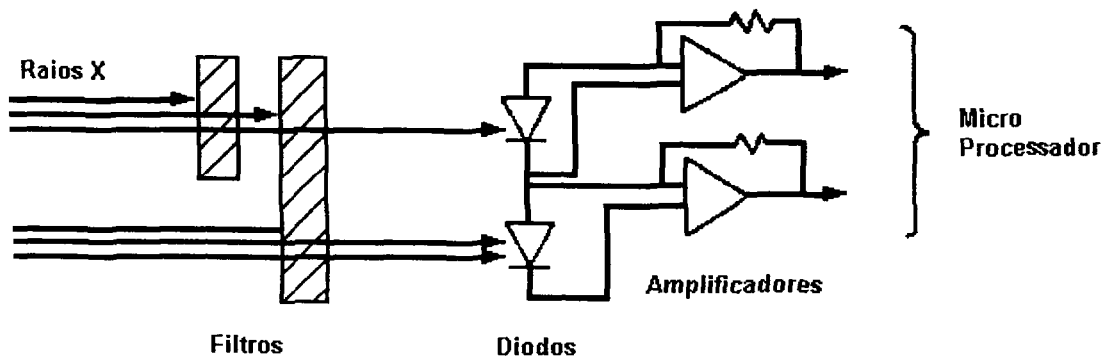


Figura 2.19. Representação esquemática de um medidor de tensão não invasivo.

Além dos diodos, um medidor de tensão não invasivo pode ter uma câmara de ionização para a medida da dose e/ou da taxa de dose, podendo também medir a corrente do tubo de raios X e testar sua linearidade em função da taxa de dose⁽⁵¹⁻⁵³⁾.

2.10. Programa de Garantia de Qualidade em Radiodiagnóstico

O objetivo dos programas de garantia de qualidade em radiologia diagnóstica é estabelecer procedimentos de monitoração periódicos ou contínuos do desempenho das instalações radiológicas, incluindo a processadora de filmes e a sala de revelação de filmes, com a finalidade de se obter a melhor informação diagnóstica possível, com o menor custo e menor dose para o paciente.

Todos os serviços de radiologia devem estabelecer programas de garantia da qualidade, cuja dimensão deve ser determinada pelas necessidades e complexidade de cada serviço. Estes programas de garantia de qualidade devem levar em consideração a qualidade da imagem, o desempenho dos equipamentos de raios X, o estabelecimento de procedimentos para realização de testes de constância, o risco decorrente de exposições à radiação, a minimização da dose no paciente e no trabalhador, a otimização dos custos, a rejeição de filmes, o desgaste dos equipamentos, o licenciamento das instalações e a elaboração de um plano de radioproteção.

Portanto, é necessário não apenas um treinamento em radioproteção de todos os indivíduos envolvidos no manuseio dos equipamentos emissores de radiação, mas também é preciso garantir o perfeito funcionamento desses aparelhos. Estes devem estar calibrados de forma que a dose de radiação recebida pelo paciente possa ser conhecida e mantida sempre a níveis suficientemente baixos, sem exceder os limites de dose recomendados^(9,14). A caracterização de um feixe de raios X em um ponto deve englobar o conhecimento das grandezas físicas associadas a esse feixe e do comportamento do equipamento com as modificações dos parâmetros do feixe.

O conjunto mínimo de parâmetros de controle de qualidade que foi implementado nos equipamentos de raios X, de acordo com o programa de garantia de qualidade em radiologia diagnóstica da Portaria nº 453⁽¹⁴⁾, inclui os seguintes testes bianuais:

- Exatidão do indicador de tensão de pico do tubo;
- Exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição, quando aplicável;
- Camada semi-redutora do feixe de raios X;
- Alinhamento do eixo central do feixe de raios X;
- Linearidade da taxa de kerma no ar com a corrente;
- Reprodutibilidade da taxa de kerma no ar;
- Radiação de fuga do tubo de raios X.

2.10.1. Qualidade da Imagem Radiográfica

A utilização principal da radiação X em aplicações médicas é para a formação de imagens diagnósticas, sendo de extrema importância garantir a qualidade da imagem para um diagnóstico preciso. A radiografia é o registro visível da passagem dos raios X por tecidos do paciente que possuem diferentes densidades ou espessuras, que atenuam diferentemente a intensidade da radiação. Os raios X que emergem do paciente atingem um filme radiográfico, sensível à luz visível e aos raios X, que após ter passado pelo processo de revelação permite o diagnóstico do paciente.

O filme está protegido por um chassi, para que possa ser transportado da sala de exame para a sala de revelação sem que a luz ambiente incida sobre ele. No interior do chassi são colocadas duas placas de écran, material que se torna fluorescente com a incidência de raios X, para a sensibilização do filme com uma exposição de raios X bem menor, reduzindo a dose no paciente.

São muitos os fatores que modificam a qualidade da radiografia, como a tensão, a corrente, o tempo de exposição, o tamanho do ponto focal, o chassi, o écran, o filme radiográfico e o processo de revelação. Neste trabalho não serão abordados estes tópicos da qualidade da imagem obtida, pois os aparelhos de raios X do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN são utilizados exclusivamente para a calibração de equipamentos.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

O Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN possui dois equipamentos de raios X, nível diagnóstico, que foram utilizados para implementação dos testes de controle de qualidade e para a calibração dos sistemas de monitoração não invasivos. Todos os sistemas de monitoração e instrumentos auxiliares utilizados serão relacionados a seguir.

3.1. Equipamentos de Raios X

- I. Equipamento de raios X, modelo Neo-Diagnomax, marca *Medicor Mövek Röntgengyara*, Hungria, monofásico, com retificação de onda completa. O tubo de raios X possui filtração inerente de 0,75 mmAl, e filtração total permanente de 2,5 mmAl, estando de acordo com normas nacionais⁽¹²⁻¹⁴⁾ e internacionais⁽¹⁷⁻¹⁹⁾. Este equipamento pode ser utilizado tanto no modo de radioscopia (feixe pulsado) como no modo de fluoroscopia (feixe contínuo). O tamanho do campo de radiação é limitado por colimadores de chumbo, que possuem aberturas de 0,1, 0,5, 1,0, 1,5 e 2,0 cm de diâmetro, posicionados próximo à janela do tubo.

Modo de radioscopia:

- Tensão de operação: 40 a 100 kVp;
- Tempo de exposição: 0,04 a 5 s;
- Produto corrente pelo tempo de exposição: 12 a 500 mAs.

Modo de fluoroscopia:

- Tensão de operação: 40 a 90 kV;
- Corrente: 0,5 a 5,0 mA.

O equipamento Neo-Diagnomax possui um sistema de monitoração invasivo Dynalyser III acoplado entre o gerador e o tubo de raios X, como mostra a Figura 3.1.

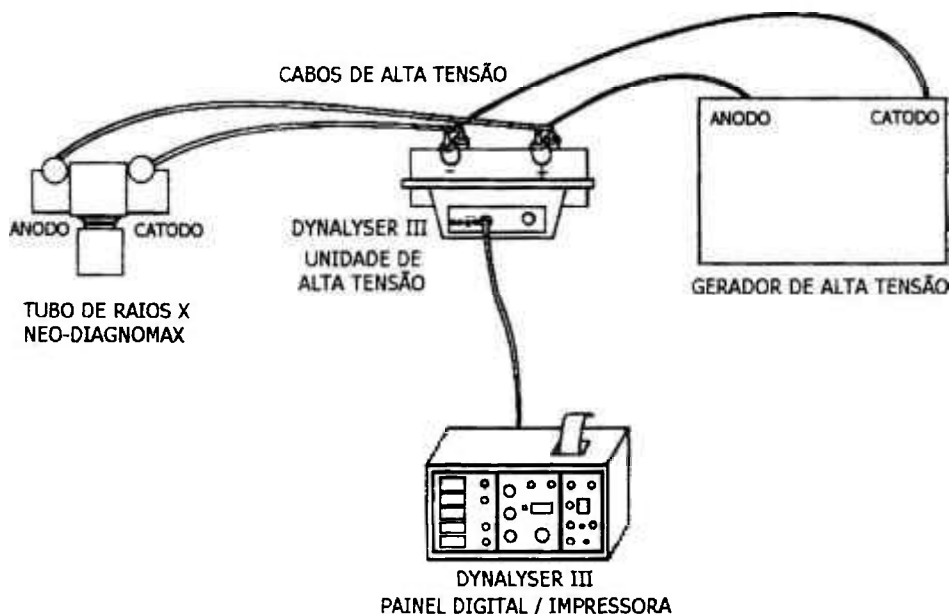


Figura 3.1. Representação esquemática da instalação do sistema de monitoração invasivo Dynalyser III no equipamento de raios X Neo-Diagnomax.

Neste equipamento de raios X foram realizadas medidas de espectrometria do feixe com um detector de germânio hiperpuro, modelo *Intertechnique*, marca *Σurisys Mesures*⁽³⁵⁾, cujos resultados serão apresentados no item 3.2.

Neste trabalho foram verificadas as qualidades de radiação X implantadas no equipamento de raios X Neo-Diagnomax, de acordo com a norma IEC 1267⁽¹⁹⁾. Esta norma estabelece as qualidades de radiação RQR (*Radiation Quality in Radiation Beams*) para medidas de feixes não atenuados e as qualidades de radiação RQA (*Radiation Quality emerging from an Added Filter*), para medidas de feixes atenuados, após atravessarem um material simulador de pacientes (Tabela 3.1). Algumas destas qualidades foram implantadas no equipamento de raios X Neo-Diagnomax, no modo de fluoroscopia⁽³⁵⁾, para a calibração de detectores e câmaras de ionização, cujos valores estão apresentados na Tabela 3.2.

Tabela 3.1. Qualidades de radiação X para medidas de feixes não atenuados (RQR) e feixes atenuados (RQA), recomendadas pela norma IEC 1267⁽¹⁹⁾.

| Qualidade da radiação | Tensão do tubo (kVp) | 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 |

| Qualidade da radiação | Tensão do tubo (kVp) | 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 |

* Além da filtração fixa de 2,5 mmAl

Tabela 3.2. Qualidades de radiação X implantadas no modo de fluoroscopia do equipamento de raios X Neo-Diagnomax, com as respectivas energias efetivas dos feixes⁽³⁵⁾.

| Qualidade da radiação | Tensão do tubo (kVp) | 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 |

II. Equipamento de raios-X, modelo PW 2184/00, marca Philips, Holanda, com gerador monofásico de potencial constante, modelo Geigerflex, marca Rigaku Denki Co., Japão. O sistema de raios X possui filtração inerente de 0,1 mmAl e filtração total de 2,5 mmAl, estando de acordo com as normas nacionais⁽¹²⁻¹⁴⁾ e internacionais⁽¹⁷⁻¹⁹⁾. A tensão de operação varia de 20 a 60 kV e a corrente varia de 2 a 80 mA. Possui um obturador de feixe (*shutter*), modelo 6801, marca *Physikalisch-Technische Werkstätten* (PTW).

Foram implantadas as qualidades de radiação X no equipamento de raios X Rigaku Denki, de acordo com a norma DIN 6872⁽⁶⁸⁾. Esta norma estabelece as qualidades de radiação para feixes de energias baixas (Tabela 3.3), com o objetivo de calibrar medidores de radiação utilizados em dosimetria de feixes. As qualidades implantadas no equipamento de raios X estão apresentadas na Tabela 3.4.

Tabela 3.3. Qualidades de radiação X (DN) recomendadas pela norma DIN 6872⁽⁶⁸⁾.

| Qualidade da radiação | Tensão do tubo (kVp) | 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 |

Tabela 3.4. Qualidades de radiação X implantadas no equipamento de raios X Rigaku Denki, com as respectivas energias efetivas dos feixes⁽³⁵⁾.

| Qualidade da radiação | Tensão do tubo (kVp) | Camada Semi-Redutora (mmAl) |
|-----------------------|----------------------|-----------------------------|
| DN 1 | 30 | 0,947 |
| DN 2 | 40 | 1,84 |
| DN 3 | 50 | 3,61 |

3.2. Medidas de Espectrometria

Foram realizadas medidas de espectrometria dos feixes de raios X dos dois equipamentos de raios X, nível diagnóstico, do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN, por Potiens⁽³⁵⁾, com um sistema espectrométrico com detector plano de germânio hiperpuro, modelo *Intertechnique*, marca *Surisys Mesures*. A espectrometria de um feixe de raios X fornece informações completas sobre a qualidade do feixe e sobre o número e a energia dos fótons presentes neste feixe⁽⁶⁹⁾.

Os valores das energias máximas dos espectros dos feixes de raios X obtidos pela espectrometria foram utilizados para comparação com os valores de tensão de pico medidos com os sistemas de monitoração invasivos e não invasivos. A utilização de um espectrômetro de HPGe (germânio hiper-puro) como referência para a calibração de medidores de tensão é válida^(70,71), pois a calibração do espectrômetro pode ser realizada de forma simples, com a utilização dos picos de emissão de uma fonte padrão de ²⁴¹Am.

Os valores da energia máxima dos feixes dos equipamentos de raios X Neo-Diagnomax e Rigaku Denki obtidos com a espectrometria estão apresentados na Tabela 3.5, nos modos de radioscopia e fluoroscopia, com as respectivas correntes utilizadas.

Os valores de tensão de pico apresentaram uma incerteza inferior a 0,1 kV, exceto para a tensão de 100 kV, do equipamento Neo-Diagnomax no modo de radioscopia, que apresentou uma variação de 1,0 kV, devido à instabilidade do equipamento de raios X. Os espectros obtidos pela espectrometria estão apresentados nas Figuras 3.2 a 3.4. Foram adicionadas diferentes filtrações de alumínio em cada tensão nominal para diminuir o empilhamento de pulsos nos espectros, facilitando a determinação do valor de tensão de pico. A tensão de pico foi obtida por meio da intersecção da reta ajustada no final do espectro com o eixo da energia. As medidas foram realizadas a 200 cm de distância foco-detector.

Tabela 3.5. Resultados das medidas de espectrometria dos equipamentos de raios X Neo-Diagnomax e Rigaku Denki nos modos de radioscopia e de fluoroscopia, para cada tensão nominal.

| Tensão nominal (kVp) | Neo-Diagnomax | | | | | | Rigaku Denki | | |
|----------------------|----------------------|---------------|--------------|-----------------------|---------------|--------------|----------------------|---------------|--------------|
| | Radioscopia- 125 mAs | | | Fluoroscopia - 0,5 mA | | | Fluoroscopia - 10 mA | | |
| | Filtração (mmAl) | Energia (keV) | Variação (%) | Filtração (mmAl) | Energia (keV) | Variação (%) | Filtração (mmAl) | Energia (keV) | Variação (%) |
| 30 | - | - | - | - | - | - | 2 | 31,5 | 4,8 |
| 40 | - | - | - | 4 | 43,1 | 7,2 | 4 | 41,4 | 3,4 |
| 50 | - | - | - | 10 | 52,0 | 3,9 | 6 | 51,8 | 3,5 |
| 60 | 10 | 58,3 | - 2,9 | 16 | 62,9 | 4,6 | - | - | - |
| 71 | 16 | 69,2 | - 2,6 | 21 | 70,3 | - 1,0 | - | - | - |
| 80 | 21 | 78,9 | - 1,4 | 26 | 80,1 | 0,1 | - | - | - |
| 90 | 26 | 89,2 | - 0,9 | 30 | 89,8 | - 0,2 | - | - | - |
| 100 | 30 | 98,1 | - 1,9 | - | - | - | - | - | - |

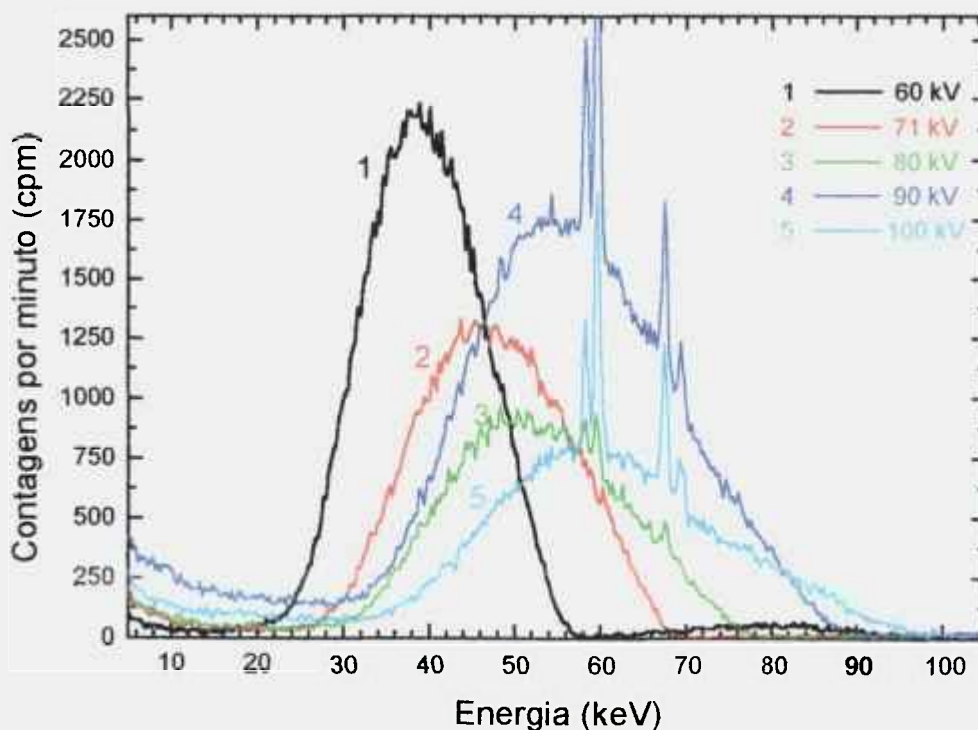


Figura 3.2. Espectros dos feixes de raios X do equipamento Neo-Diagnomax, no modo de radioscopia⁽³⁵⁾.

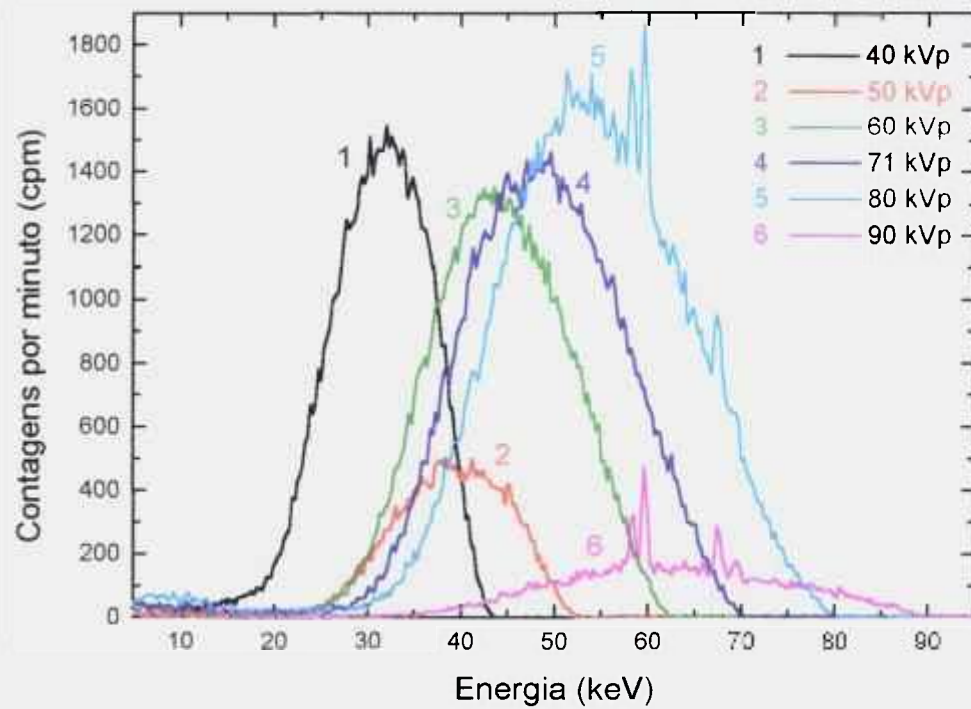


Figura 3.3. Espectros dos feixes de raios X do equipamento Neo-Diagnomax, no modo de fluoroscopia⁽³⁵⁾.

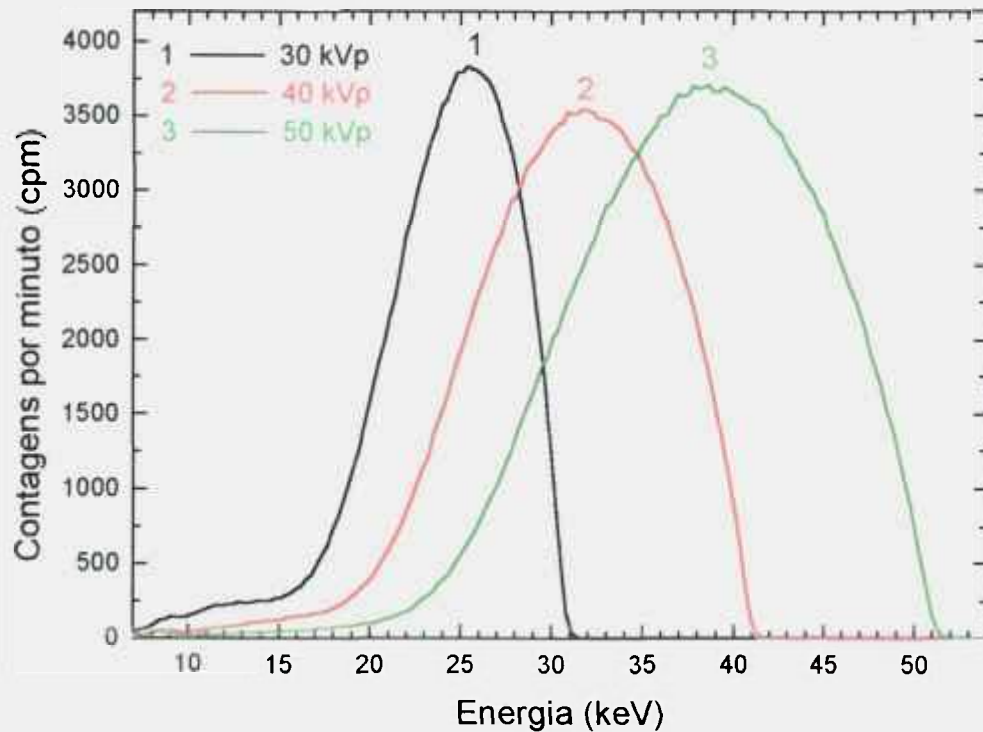


Figura 3.4. Espectros dos feixes de raios X do equipamento Rigaku Denki, no modo de fluoroscopia⁽³⁵⁾.

3.3. Sistemas de Monitoração

3.3.1. Monitor Invasivo

I. Sistema de monitoração invasivo de equipamentos de raios X, modelo Dynalyser III, marca Radcal.

Limites de operação do aparelho:

- Tensão de pico: 20 a 150 kVp;
- Corrente: 0,1 a 9999 mA;
- Tempo de exposição: 0,7 a 9999 ms;
- Exposição: 0,1 a 9999 mR
- Taxa de exposição: 0,1 a 9999 mR/s.

Neste monitor invasivo, a unidade de exposição não está apresentada no Sistema Internacional, mas em unidades antigas (R).

Foram estabelecidos parâmetros de utilização no Dynalyser III para o equipamento de raios X monofásico Neo-Diagnomax:

- *Trigger source:* kVp;
- *Trigger level:* 10 %;
- *kV delay:* 20 ms;
- *Window delay:* off.



A



B

Figura 3.5. Sistema de monitoração invasivo Dynalyser III. A. Painel digital com impressora. B. Unidade de alta tensão.

3.3.2. Monitores Não Invasivos

I. Sistema de monitoração não invasivo, modelo NERO 6000M, marca Victoreen.

Limites de operação do aparelho:

- Tensão de pico: 21 a 155 kVp. Modo de radioscopia e de fluoroscopia: 27 a 155 kVp; Modo de mamografia: 21 a 50 kVp;
- Seletor de filtros para cada faixa de tensão: 21 a 50 kVp (modo de mamografia), 27 a 42 kVp, 35 a 60 kVp, 50 a 85 kVp, 70 a 120 kVp, 100 a 155 kVp;
- Tempo de exposição: 1 a 10000 ms;
- Exposição: 10 a 10000 mR;
- Taxa de exposição: 0,5 a 200 R/min;

Neste monitor não invasivo, a unidade de exposição não está apresentada no Sistema Internacional, mas em unidades antigas (R).



Figura 3.6. Sistema de monitoração não invasivo NERO 6000M.

Este monitor não invasivo possui uma câmara de ionização de placas paralelas com área de $18,9 \text{ cm}^2$ e volume de 36 cm^3 , para medidas de exposição. Possui certificado de calibração do fabricante.

II. Sistema de monitoração não invasivo, modelo RMI 242, marca Gammex.

Limites de operação do aparelho:

- Tensão de pico: 22 a 165 kVp. Modo de radioscopia: 50 a 165 kVp; Modo de fluoroscopia: 50 a 165 kVp; Modo de mamografia: 22 a 60 kVp;
- Tempo de exposição: 1 a 19,999 ms;
- Exposição: 10 a 2500 mR;
- Taxa de exposição: 0,1 a 25 R/min.

A unidade de exposição neste monitor não invasivo também não está apresentada no Sistema Internacional, mas em unidades antigas (R).



Figura 3.7. Sistema de monitoração não invasivo RMI 242.

Este monitor possui uma câmara de ionização de placas paralelas com diâmetro de 7,6 cm, área de 45,6 cm² e volume de 51 cm³. Possui certificado de calibração do fabricante.

3.4. Câmaras de Ionização

- I. Câmara de ionização de placas paralelas, modelo 77334, marca PTW, série 2052, com volume de 1 cm³, acoplada a um eletrômetro PTW, modelo Unidos 10001, série 10474. Possui certificado de calibração rastreado ao Laboratório Primário Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Alemanha, constituindo o sistema padrão secundário do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN. É utilizada para dosimetria de feixes de radiação.

- II. Câmara de ionização de placas paralelas, modelo 10x5-180, marca Radcal, com volume de 180 cm^3 , série 7378, área de 100 cm^2 e dimensões lineares menores que 20 cm, acoplada a um monitor de radiação, modelo 9015, marca Radcal. É utilizada para a medição da radiação de fuga da blindagem do tubo de raios X.

As câmaras de ionização utilizadas neste trabalho não são seladas, devendo ser aplicados fatores de correção, devido às variações de temperatura e pressão ambientais, aos valores de suas medidas.

3.5. Fontes de Controle

- I. Fonte de ^{90}Sr , modelo 8921, série 906, marca Physikalisch-Technische Werkstätten - PTW, Alemanha, com atividade inicial de 33 MBq na data de fabricação (1988) e atividade de 25 MBq durante as medições. O ^{90}Sr decai por emissão de partículas β^- , com energia de 546,2 keV e meia-vida de 28,5 anos. Foi utilizada para o estudo da repetibilidade e estabilidade a longo prazo dos sistemas de monitoração não invasivos NERO 6000M e RMI 242. A fonte foi acoplada aos detectores por meio de suportes de acrílico especiais desenvolvidos no IPEN.
- II. Fonte de controle de ^{14}C , modelo 894, série DK405, da PTW, com atividade inicial de 3,7 MBq (1993) e meia-vida de 5600 anos. A fonte é acoplada à câmara de placas paralelas de 1 cm^3 por meio um suporte próprio da PTW. Em cada utilização da câmara são realizadas 10 medições com a fonte de controle, durante um tempo de exposição de 60 segundos, para a aplicação do valor médio obtido no fator de correção das medidas.

3.6. Sistemas Auxiliares

- I. Termômetro de mercúrio, marca Mercúrio, com intervalo de medida de -10 a 40°C e precisão de $0,1^{\circ}\text{C}$.
- II. Barômetro, modelo Domatic, marca *Veränderlich*, Alemanha, com intervalo de medida de 94 a 104 kPa e precisão de 0,1 kPa.
- III. Cronômetro modelo Cronus, marca Technos, com precisão de 0,01 s.
- IV. Filtros de alumínio, com pureza maior do que 99,9 %, de dimensões de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ e espessuras de 0,51, 1,02 e 2,04 mm.
- V. Filmes radiográficos Kodak X-Omat V, para verificação do alinhamento do feixe e medidas de tamanho de campo.

3.7. Arranjo Experimental

O tubo de raios X está posicionado de modo que o feixe produzido é emitido horizontalmente. As câmaras de ionização e os sistemas de monitoração não invasivos são fixos em suportes colocados sobre uma bancada que se movimenta sobre trilhos. Todas as medições foram feitas a uma distância de 1 metro do ponto focal.

O método de calibração é por substituição, ou seja, a câmara de ionização e os monitores não invasivos são irradiados seqüencialmente, sendo feitas 5 medidas, no mínimo, para minimizar os efeitos das flutuações da rede no rendimento do tubo de raios X. A Figura 3.8 mostra o arranjo experimental utilizado para a realização das medições com a câmara de ionização e com os monitores não invasivos.

Além disso, no equipamento de raios X monofásico Neo-Diagnomax foi instalado um sistema de monitoração invasivo Dynalyser III, que permite um controle de todas as irradiações feitas, cujos valores medidos servem como referência para as medidas dos monitores não invasivos.

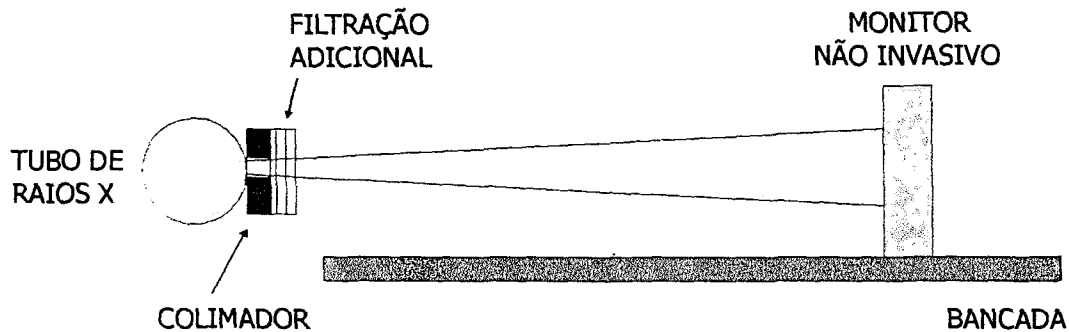


Figura 3.8. Representação esquemática do arranjo experimental utilizado para a realização das medições.

As medidas da radiação de fuga dos equipamentos de raios X foram feitas em vários pontos ao redor do tubo, à distância de um metro do ponto focal, com valores de tensão e corrente máximos para funcionamento em regime contínuo, no modo de fluoroscopia. Para estas medidas utilizou-se uma câmara de ionização com área de 100 cm^2 e dimensões lineares inferiores a 20 cm, de acordo com as recomendações da Portaria nº 453⁽¹⁴⁾.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo serão apresentados os testes de controle de qualidade implantados nos equipamentos de raios X do Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN para verificação periódica dos parâmetros que modificam o feixe e das qualidades dos feixes de raios X implementadas. Para isto foram utilizadas câmaras de ionização calibradas e sistemas de monitoração invasivos e não invasivos.

Também serão apresentados os testes de controle de qualidade dos sistemas de monitoração não invasivos por meio da comparação de medidas de espectrometria do feixe de raios X e de medidas de uma câmara de ionização padrão secundário.

4.1. Estabilidade das Câmaras de Ionização.

Foram realizados testes de repetibilidade, estabilidade a longo prazo e de fuga de corrente com as câmaras de ionização dos sistemas de monitoração não invasivos NERO 6000M e RMI 242, para verificação do desempenho e da estabilidade destes monitores. Estas medidas foram feitas por meio da medida da exposição de uma fonte de controle de ^{90}Sr . Os testes foram realizados ao longo deste trabalho.

Potiens⁽³⁵⁾ realizou os testes de estabilidade da resposta da câmara de ionização de placas paralelas, da PTW, com volume de 1 cm^3 , que constitui um sistema padrão secundário do Laboratório de Calibração de Instrumentos, cujos resultados serão apresentados nos próximos itens. Antes de cada série de medidas, são feitas dez leituras com a fonte de controle de ^{14}C , durante um tempo de 60 segundos. O valor médio obtido é dividido por um valor de referência, de

acordo com seu certificado de calibração, para correção do valor de leitura da câmara. Além disso, esta câmara possui um fator de calibração para cada qualidade de radiação, de 50 a 150 kVp, para correção de sua dependência energética.

Potiens⁽³⁵⁾ determinou a dependência energética da câmara de ionização de placas paralelas, modelo 10x5-180, marca Radcal. A estabilidade desta câmara é objeto de estudo de outra pesquisadora, A. Guerra⁽⁷²⁾, cujos resultados serão apresentados nos próximos itens.

4.1.1. Teste de Repetibilidade

O teste de repetibilidade da resposta de uma câmara de ionização consiste em se realizar dez medidas consecutivas utilizando uma fonte de controle, em condições fixas e reprodutíveis. As medidas foram feitas com uma fonte de ^{90}Sr encaixada em um suporte de acrílico, construído especialmente para cada monitor, de acordo com suas dimensões, para assegurar a reprodutibilidade do posicionamento da fonte. A fonte permanece o mais próximo possível, mas sem encostar, à janela de detecção dos monitores não invasivos, como mostra a Figura 4.1, para o detector NERO 6000M.

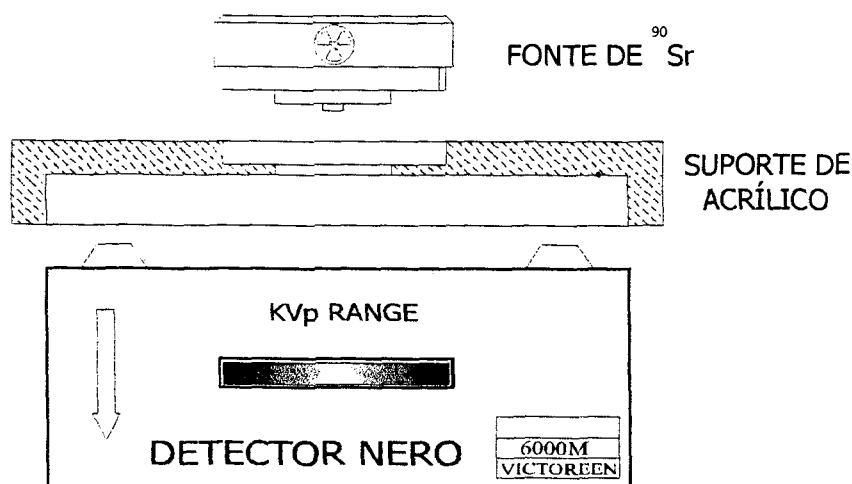


Figura 4.1. Diagrama esquemático do posicionamento da fonte de ^{90}Sr no suporte de acrílico para os testes de estabilidade do detector NERO 6000M.

Para o detector NERO 6000M, o teste de estabilidade foi realizado no modo de dose integrada, sendo que cada medida foi obtida durante um tempo de 5 minutos, medido com um cronômetro. O equipamento RMI 242 não possui sensibilidade para realizar as medidas com a fonte de controle no modo de dose integrada, mas somente no modo de taxa de dose, que possui maior sensibilidade à radiação de baixa intensidade, como em fluoroscopia. Após um intervalo de sete segundos, o monitor apresenta novas medidas de taxa de dose.

A variação máxima da repetibilidade das medidas foi de 0,5 % e 0,9 % para os detectores NERO 6000M e RMI 242, respectivamente. De acordo com normas internacionais^(46,62), o desvio padrão percentual das medidas⁽⁷³⁾ não deve exceder a 0,5 % no caso de instrumentos de campo e 0,3 % para instrumentos de referência. Nota-se que o equipamento NERO 6000M apresentou bons resultados para um instrumento de campo, mas o desvio padrão percentual do monitor RMI 242 superou o limite permitido pelas normas. Esta variação apresentada pelo equipamento RMI 242 pode ter ocorrido pela pequena intensidade da fonte de controle. A maior variação percentual apresentada pela câmara de ionização PTW de 1 cm³ foi de 0,17 %⁽³⁵⁾ e pela câmara Radcal de 180 cm³ foi de 0,10 %⁽⁷²⁾, estando de acordo com o máximo permitido para instrumentos de referência (0,3 %)^(46,62).

4.1.2. Teste de Estabilidade a Longo Prazo

O teste de estabilidade a longo prazo consiste na verificação da estabilidade dos monitores ao longo do tempo, considerando-se o decaimento radioativo da fonte de controle; como valor de referência tomou-se a média dos valores obtidos nos dez primeiros testes de repetibilidade. A variação obtida, como mostra a Figura 4.2, foi de 0,6 % e 0,8 %, para os detectores NERO e RMI, respectivamente, considerando-se ainda o fator de correção da resposta para temperatura e pressão (ϕ):

$$\phi = \left(\frac{T + 273,15}{293,15} \right) \times \frac{101,3}{p}$$

onde p é a pressão atmosférica (kPa) e T é a temperatura ambiente (°C).

O limite de variação aceitável pelas normas internacionais^(46,62) é de 1,0 % para instrumentos de campo e de 0,5 % para instrumentos de referência; os dois medidores apresentaram, portanto, valores aceitáveis para instrumentos de campo.

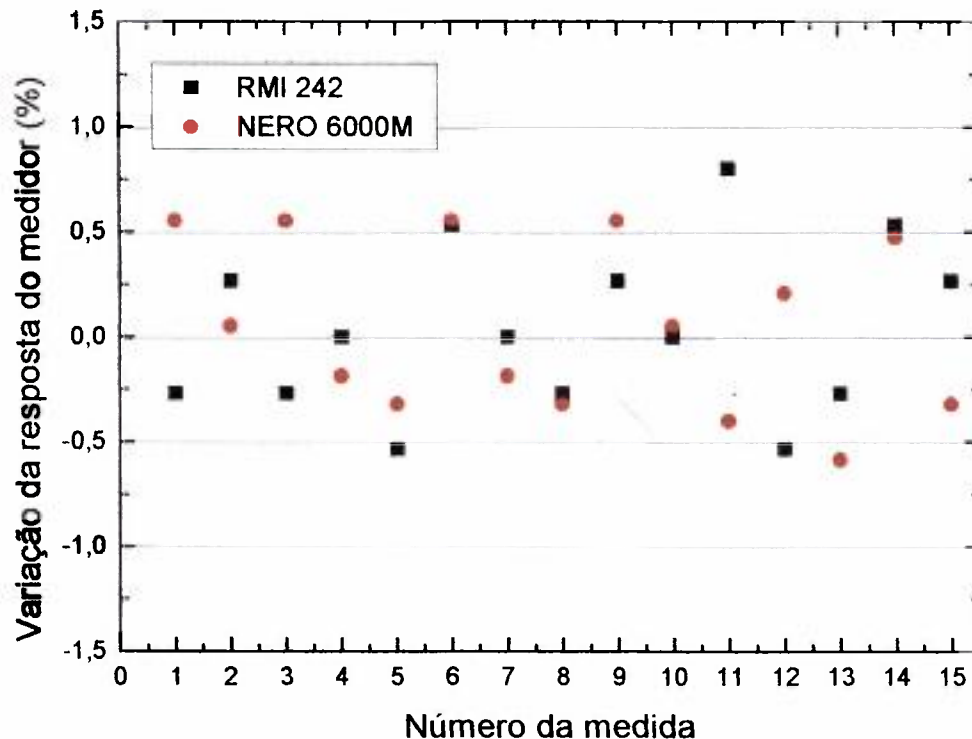


Figura 4.2. Teste de estabilidade a longo prazo dos equipamentos NERO 6000M e RMI 242, utilizando-se uma fonte de ^{90}Sr .

A maior variação percentual da estabilidade a longo prazo apresentada pela câmara de ionização de 1 cm^3 foi de 0,50 %⁽³⁵⁾ e pela câmara Radcal de 180 cm^3 foi de 0,50 %⁽⁷²⁾, estando de acordo com o máximo permitido para instrumentos de referência (0,5 %)^(46,62).

4.1.3. Teste de Fuga de Corrente

A fuga de corrente em um câmara de ionização é definida como sendo um sinal não proveniente do fenômeno de ionização no volume sensível. A fuga de corrente é medida após o monitor ter sido irradiado com uma fonte de controle, para em seguida se retirar a fonte da posição e deixar o monitor sem irradiação por um período de 15 minutos. Após este intervalo de tempo, foi verificado se o monitor apresentou alguma variação da leitura obtida.

Os monitores não invasivos NERO 6000M e RMI 242 apresentaram fugas de corrente de 2,0 % e 0,9 %, respectivamente. De acordo com a norma IEC 731⁽⁶²⁾, a fuga de corrente não pode exceder 1,0 % para instrumentos de campo e 0,5 % para instrumentos de referência. Para o monitor NERO 6000M, a corrente de fuga foi maior que o valor permitido pela norma IEC 731, levando a um aumento da incerteza de suas medidas.

O valor percentual máximo de fuga de corrente apresentada pela câmara de ionização de 1 cm³ foi de 0,1 %⁽³⁵⁾ e pela câmara Radcal de 180 cm³ foi de 0,1 %⁽⁷²⁾, estando de acordo com o máximo permitido para instrumentos de referência (0,5 %)⁽⁶²⁾.

4.2. Testes Iniciais dos Equipamentos de Raios X

Antes de se iniciar as medidas de exatidão dos valores de tensão, corrente, tempo de exposição, camada semi-redutora e taxa de kerma no ar, verificou-se o comportamento do valor da tensão e da taxa de kerma no ar⁽⁷⁴⁾ com a variação da corrente e do tempo de exposição, para dois equipamentos de raios X: Neo-Diagnomax, nos modos de radioscopia e fluoroscopia, e Rigaku Denki, que opera somente no modo fluoroscopia. Foram feitas medidas em toda a faixa de tensão, de corrente e de tempo de exposição destes equipamentos de raios X.

4.2.1. Variação da Tensão em Função da Corrente

O equipamento de raios X Neo-Diagnomax, no modo de radioscopia, possui um seletor de tempo de exposição e um seletor do produto da corrente pelo tempo de exposição (mAs), enquanto que no modo de fluoroscopia possui um seletor de corrente. Foram realizadas medições da tensão em função da variação do produto da corrente com o tempo de exposição, no modo de radioscopia, e em função da corrente, no modo de fluoroscopia. Foram utilizados o monitor invasivo Dynalyser III e os monitores não invasivos NERO 6000M e RMI 242.

A Figura 4.3 apresenta o comportamento da tensão em função da variação do produto da corrente pelo tempo de exposição do equipamento de raios X Neo-Diagnomax, no modo de radioscopia. O tempo de exposição foi mantido fixo em 1 s. Os valores de tensão e do produto da corrente pelo tempo de exposição foram medidos com o monitor invasivo Dynalyser III. A tensão nominal variou de 40 a 100 kVp e os valores nominais do produto da corrente pelo tempo de exposição foram de 20, 32, 50, 80, 125 e 200 mAs.

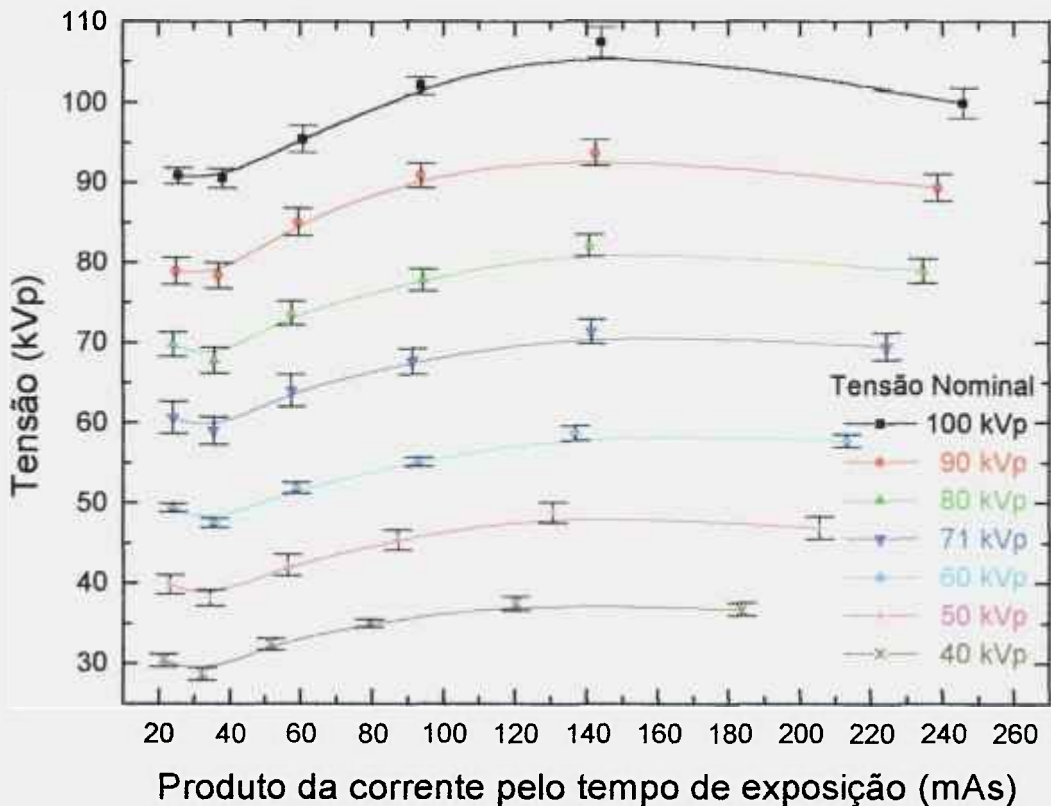


Figura 4.3. Variação da tensão em função do produto da corrente pelo tempo de exposição, para o equipamento Neo-Diagnomax, no modo de radioscopia, medidos pelo sistema de monitoração invasivo Dynalyser III.

Na Figura 4.3 pode-se notar que o valor do produto da corrente pelo tempo de exposição medido pelo Dynalyser III difere do seu valor nominal para cada valor de tensão, apresentando um aumento para valores de tensão maiores. O valor da tensão de pico aumenta com o produto da corrente pelo tempo de exposição, atingindo um valor máximo de tensão em torno de 125 mAs, e voltando a cair com o aumento do mAs. Além disso, para o valor nominal de

32 mAs, o valor da tensão apresenta uma queda, devido ao ajuste eletrônico do equipamento de raios X.

De acordo com a Portaria nº 453⁽¹⁴⁾, o indicador de tensão do tubo pode apresentar um desvio no intervalo de tolerância de $\pm 10\%$ para quaisquer correntes selecionadas. Para valores do produto da corrente pelo tempo de exposição abaixo de 80 mAs, a tensão atinge valores menores que os valores nominais com uma variação acima de 10%, sendo recomendado um ajuste do aparelho de raios X.

O ajuste do valor de cada tensão para cada corrente selecionada em um equipamento de raios X é um procedimento demorado e difícil de fornecer bons resultados, devido à grande quantidade de pontos de ajuste. Para evitar este ajuste, foi estabelecida a utilização do valor nominal do produto da corrente pelo tempo de exposição de 125 mAs, para todas as tensões do equipamento Neo-Diagnomax, no modo de radioscopia.

No modo de fluoroscopia do equipamento de raios X Neo-Diagnomax, o valor nominal de corrente pode variar de 0,5 a 4,0 mA. A variação máxima do valor de tensão foi inferior a 2% para toda a faixa de corrente, estando de acordo com a Portaria nº 453⁽¹⁴⁾. As medidas foram feitas com o sistema de monitoração invasivo Dynalyser III e com os monitores não invasivos NERO 6000M e RMI 242.

Para o equipamento de raios X Rigaku Denki, que só possui o modo de fluoroscopia, a corrente pode variar de 2 a 50 mA. A variação máxima do valor de tensão foi inferior a 2% para toda a faixa de corrente, estando de acordo com a Portaria nº 453⁽¹⁴⁾. As medidas foram feitas com os monitores não invasivos NERO 6000M e RMI 242. Neste trabalho, foi estabelecida a utilização do valor da corrente de 30 mA para todas as tensões do equipamento Rigaku Denki, embora não apresente nenhuma restrição em relação aos demais valores de corrente.

4.2.2. Variação da Tensão em Função do Tempo de Exposição

Para o equipamento de raios X Neo-Diagnomax, no modo de radioscopia, foram feitas medidas em toda a faixa de tensão em função do tempo de exposição, mantendo-se fixo o valor do produto corrente pelo tempo de exposição em 125 mAs.

A Figura 4.4 mostra a variação do valor da tensão em função do tempo de exposição do equipamento de raios X Neo-Diagnomax, no modo de radioscopia, medido com o sistema de monitoração invasivo Dynalyser III para valores nominais de tensão de 40 a 100 kVp e valores nominais de tempo de exposição de 0,63, 1,0, 1,6, 2,5 e 4,0 s.

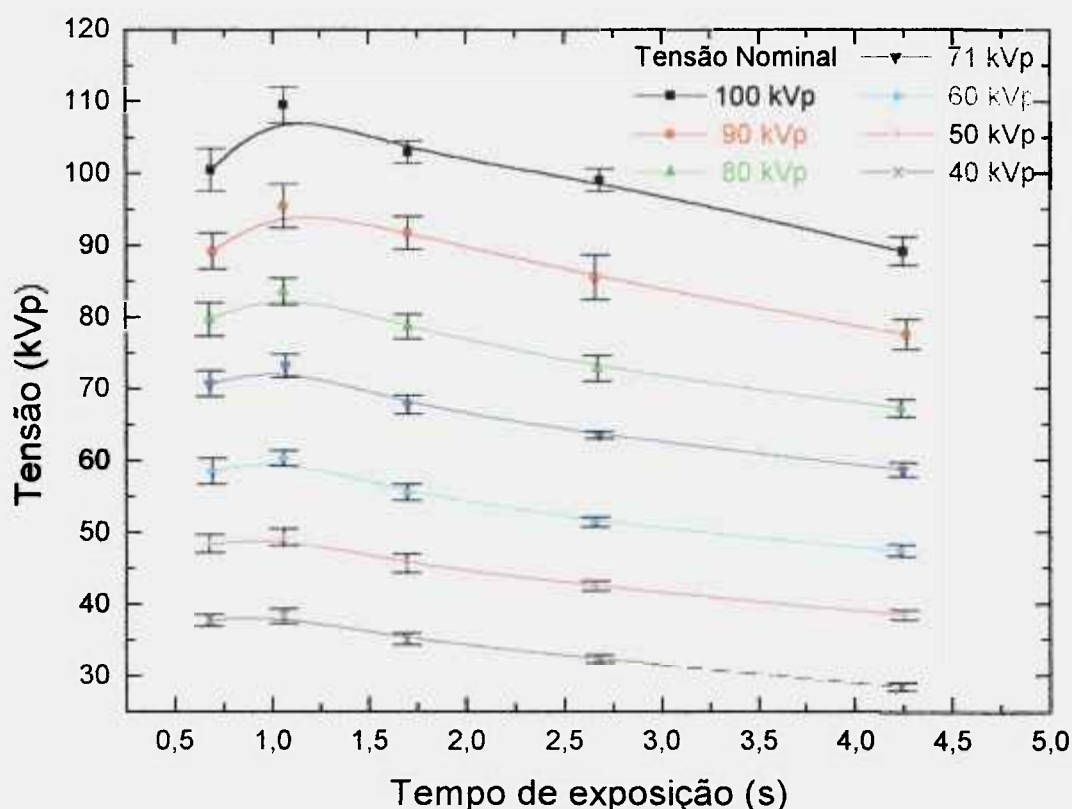


Figura 4.4. Variação da tensão em função do tempo de exposição, para o equipamento Neo-Diagnomax, no modo de radioscopia, medidos com o monitor invasivo Dynalyser III.

Na Figura 4.4, nota-se que o valor da tensão aumenta com o tempo de exposição até atingir um valor máximo para um tempo de exposição em torno

de 1 s, voltando a diminuir com o aumento do tempo de exposição. Para tempos de exposições acima de 2 s, os valores de tensão medidos foram menores que os valores nominais de tensão, apresentando uma variação acima de 10 %. De acordo com a Portaria nº 453⁽¹⁴⁾, o indicador de tensão do tubo pode apresentar um desvio no intervalo de tolerância de $\pm 10\%$ para quaisquer tempos de exposição do tubo de raios X selecionados. Portanto, para evitar ajustes no equipamento de raios X, os parâmetros técnicos estabelecidos como referência para as medidas de controle de qualidade do equipamento de raios X Neo-Diagnomax foram de 125 mAs e 1 s.

Além disso, na Figura 4.4 pode-se notar que os valores de tempo de exposição medidos com o monitor invasivo Dynalyser III são cerca de 10 % maiores que os valores apresentados no painel de comando.

No modo de fluoroscopia, tanto para o equipamento de raios X Neo-Diagnomax como para o Rigaku Denki, a variação da tensão em função do tempo de exposição se manteve inferior a 1%, estando de acordo com a Portaria nº 453.

4.2.3. Variação do Kerma no Ar em Função da Corrente

Deve-se verificar nos equipamentos de raios X se a taxa de kerma no ar (para medidas no modo de fluoroscopia) ou kerma no ar (para medidas no modo de radioscopia) em função da corrente ou produto da corrente pelo tempo de exposição apresenta linearidade, ou seja, se a intensidade do feixe de raios X produzido aumenta proporcionalmente ao aumento do valor da corrente^(14,75). Portanto, verifica-se se o valor da taxa de kerma no ar dividido pelo valor da corrente apresenta um valor constante para toda a faixa de corrente do equipamento de raios X⁽⁷⁶⁾.

Para o equipamento de raios X Neo-Diagnomax foram feitas medidas do kerma no ar em função do produto da corrente pelo tempo de exposição, no modo de radioscopia, e medidas da taxa de kerma no ar em função da corrente, no modo de fluoroscopia. As medidas de kerma no ar ou taxa de kerma no ar

foram realizadas utilizando-se a câmara de ionização de 1 cm^3 . Os valores de corrente e do produto da corrente pelo tempo de exposição foram obtidos pelo equipamento Dynalyser III.

A Figura 4.5 apresenta a relação entre o kerma no ar (K) e o produto da corrente pelo tempo de exposição (mAs) em função da variação do produto da corrente pelo tempo de exposição (mAs), para o equipamento de raios X Neo-Diagnomax, no modo de radioscopia, com tempo de exposição fixo em 1 s. As medições foram realizadas para valores de tensão nominal de 40 a 100 kVp e para valores do produto da corrente pelo tempo de exposição de 20, 32, 50, 80, 125 e 200 mAs.

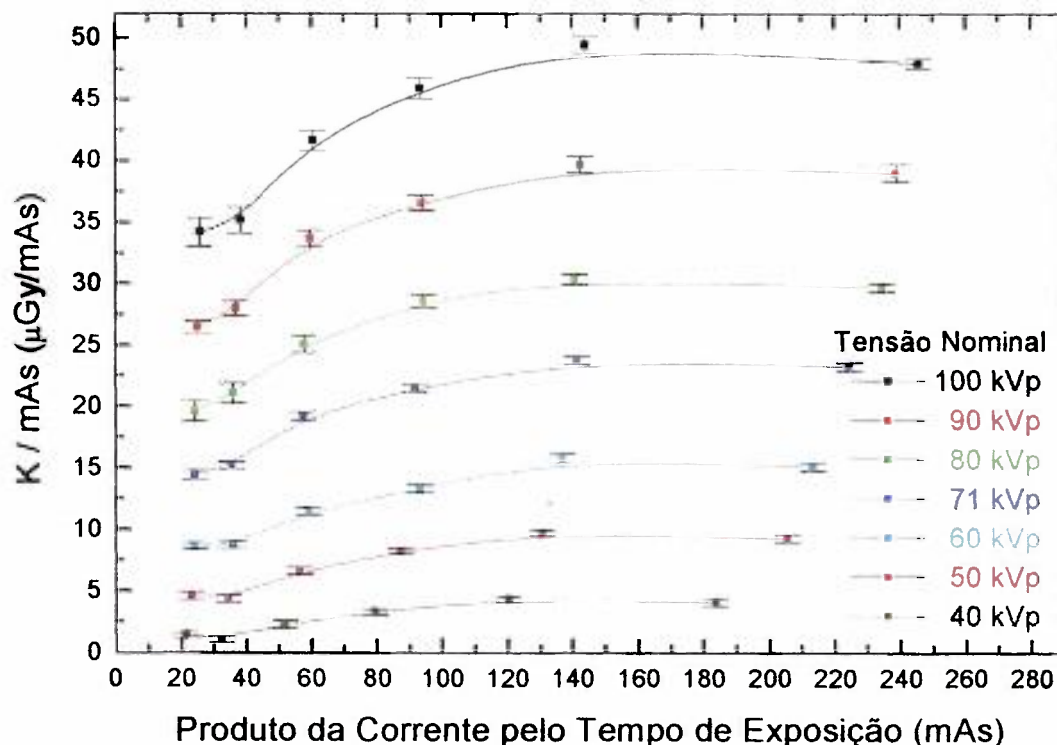


Figura 4.5. Relação entre o kerma no ar e o produto da corrente pelo tempo de exposição (K / mAs) em função do mAs, para o equipamento de raios X Neo-Diagnomax, no modo de radioscopia; medidas feitas com a câmara de ionização de 1 cm^3 e com o monitor invasivo Dynalyser III.

Nota-se na Figura 4.5 que a relação entre o kerma no ar e o produto da corrente pelo tempo de exposição apresenta uma queda para valores nominais do produto da corrente pelo tempo de exposição abaixo de 125 mAs, tendendo a

uma linearidade acima deste valor. Estas curvas, como seria de se esperar, apresentaram o mesmo comportamento das curvas da variação da tensão em função do mAs, apresentadas na Figura 4.3. Portanto, deve-se evitar utilizar este equipamento com valores nominais de produto da corrente pelo tempo de exposição inferiores a 125 mAs.

A Figura 4.6 apresenta a relação entre a taxa de kerma no ar e a corrente em função da variação da corrente, para o equipamento de raios X Neo-Diagnomax, no modo de fluoroscopia. As medidas foram realizadas para os valores nominais de tensão de 40 a 90 kVp e para valores de corrente de 0,5, 1,0, 2,0, 3,0 e 4,0 mA.

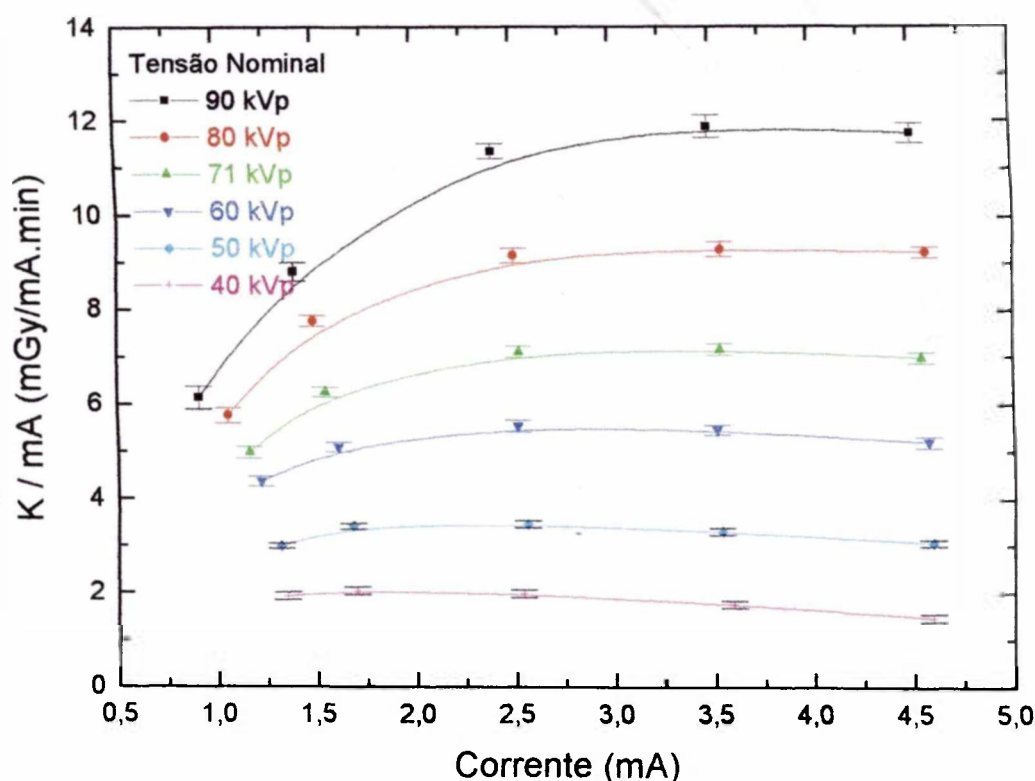


Figura 4.6. Relação entre a taxa de kerma no ar pela corrente (\dot{K}/mA) em função da corrente, para o equipamento de raios X Neo-Diagnomax, no modo de fluoroscopia; medidas feitas com a câmara de ionização de 1 cm^3 e com o monitor invasivo Dynalyser III.

As curvas da Figura 4.6 mostram uma queda no valor da relação entre a taxa de kerma no ar e a corrente para valores nominais de corrente inferiores a 3,0 mA, exceto para as tensões mais baixas. Além disso, os valores de

corrente medidos com o monitor invasivo Dynalyser III mostram que o equipamento de raios X Neo-Diagnomax apresenta um aumento em torno de 0,5 mA em todos os valores de corrente selecionados no painel de comando, no modo de fluoroscopia. Portanto, foi estabelecida a utilização do valor nominal de corrente de 3 mA para todas as tensões do equipamento Neo-Diagnomax, no modo de fluoroscopia.

Para o equipamento de raios X Rigaku Denki foram feitas medidas da taxa de kerma no ar em função da corrente, no modo de fluoroscopia, utilizando-se a câmara de ionização de 1 cm³ e os valores de corrente foram obtidos diretamente do painel de comando do equipamento de raios X, apresentadas na Figura 4.7. As condições técnicas do equipamento não permitem a emissão de raios X para a tensão de 50 kVp com valores de corrente acima de 40 mA.

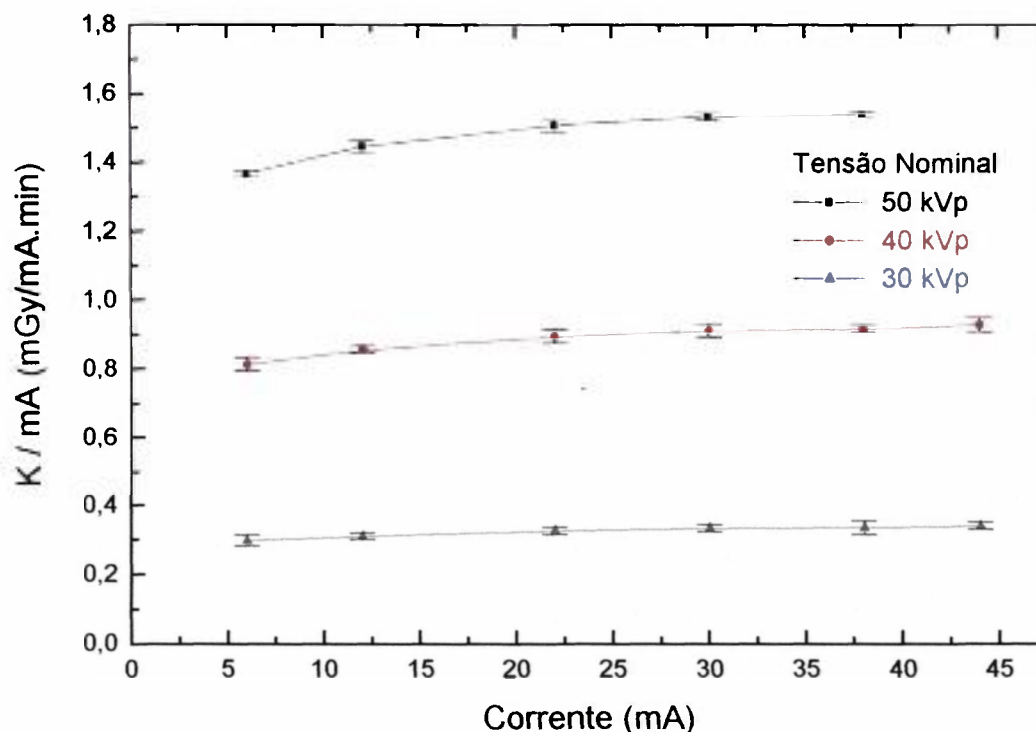


Figura 4.7. Relação entre a taxa de kerma no ar e a corrente (\dot{K} / mA) em função da corrente, para o equipamento de raios X Rigaku Denki, no modo de fluoroscopia; medidas feitas com a câmara de ionização de 1 cm³.

Na Figura 4.7, nota-se que a relação entre a taxa de kerma no ar e a corrente em função da corrente não apresenta flutuações, apenas uma tendência

de crescimento para valores maiores de corrente. A variação máxima da relação entre a taxa de kerma no ar e a corrente em função da corrente foi de 7% para a tensão nominal de 50 kVp.

4.2.4. Variação do Kerma no Ar em Função do Tempo de Exposição

Este teste verifica se as medidas do kerma no ar em função do tempo de exposição apresentam linearidade, mantendo-se fixo o valor da corrente. No modo de radioscopia, o kerma no ar deve ser o mesmo para um valor constante do produto da corrente pelo tempo de exposição, enquanto que, no modo de fluoroscopia, o kerma no ar deve aumentar proporcionalmente com o tempo de exposição, para o mesmo valor de corrente.

Para o equipamento de raios X Neo-Diagnomax, no modo de radioscopia, foram feitas medidas do kerma no ar em função do tempo de exposição mantendo-se fixo o valor de 125 mAs. As medidas de kerma no ar foram feitas utilizando-se a câmara de ionização de 1 cm^3 e os valores de corrente e do produto da corrente pelo tempo de exposição foram medidos com o monitor invasivo Dynalyser III.

A Figura 4.8 apresenta os valores do kerma no ar em função do tempo de exposição, no modo de radioscopia, para valores de tensão de 40 a 100 kVp. Nota-se que os valores de kerma no ar apresentaram uma variação máxima de 5 % até o tempo de exposição de 1,0 s, decrescendo muito para tempos de exposição maiores. De acordo com a Portaria nº 453⁽¹⁴⁾, a máxima variação da reprodutibilidade do kerma no ar deve ser de 10 %. Portanto, não se deve utilizar este equipamento para tempos de exposições maiores que 1,0 s.

No modo de fluoroscopia dos equipamentos de raios X Neo-Diagnomax e Rigaku Denki, o valor do kerma no ar dividido pelo tempo de exposição, para toda a faixa de tempo de exposição dos equipamentos e

mantendo-se valores de corrente de 0,5 e 30 mA, respectivamente, a variação máxima apresentada foi de 2 %, estando de acordo com a Portaria nº 453⁽¹⁴⁾.

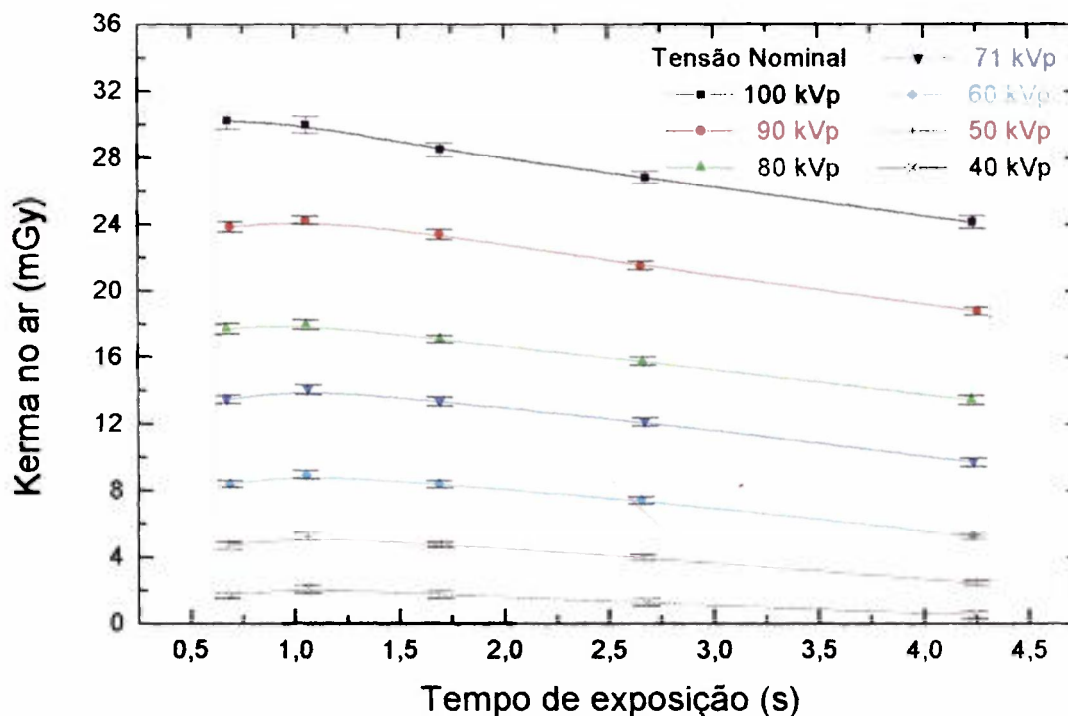


Figura 4.8. Relação do kerma no ar em função do tempo de exposição, para o equipamento de raios X Neo-Diagnomax, no modo de radioscopia, medidos com a câmara de ionização de 1 cm³ e com o monitor invasivo Dynalyser III.

A partir dos resultados das Figuras 4.3, 4.4, 4.5 e 4.8 foram estabelecidos o tempo de exposição de 1 s e o valor do produto da corrente pelo tempo de exposição de 125 mAs, para o modo de radioscopia do equipamento de raios X Neo-Diagnomax, como valores de referência para a calibração de equipamentos.

4.2.5. Alinhamento do Feixe

O alinhamento do feixe de raios X é um item muito importante para o procedimento de calibração de instrumentos, pois estes não podem ser posicionados na região de penumbra do feixe, mas sim na região central. Os equipamentos de raios X não possuem um diafragma regulável com localização luminosa para limitar o campo de radiação. Para selecionar diferentes tamanhos

de campo são utilizados colimadores de chumbo, que possuem aberturas que variam de 1 a 20 mm de diâmetro. Para a realização das medições é utilizada uma ponteira laser para o posicionamento e alinhamento dos monitores e câmaras com a bancada e o tubo de raios X.

Para cada um destes colimadores, verificou-se o alinhamento do feixe com a bancada e o tamanho de campo produzido a 1 m do ponto focal por meio de filmes radiográficos. Foram utilizados filmes X-Omat V, da Kodak, envoltos por uma embalagem impermeável para protegê-los da luz. Foi desenhada a projeção do tamanho do campo incidente na superfície do invólucro do filme. O diâmetro do tamanho de campo foi determinado, por geometria, a partir da distância do ponto focal do tubo ao colimador, da distância do ponto focal ao filme e do diâmetro do colimador, como mostra a Figura 4.9.

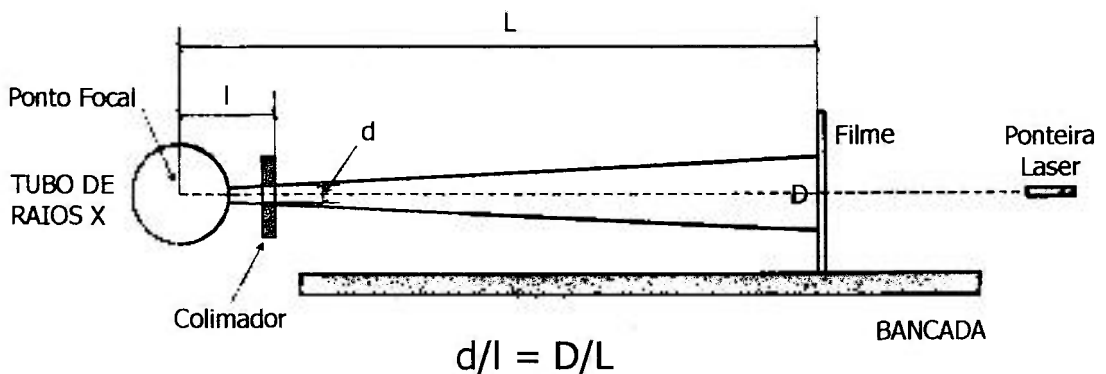


Figura 4.9. Representação esquemática do arranjo experimental para a determinação do alinhamento e do tamanho de campo do feixe para cada colimador.

Os resultados obtidos apresentaram uma variação inferior a 5 mm no diâmetro do feixe, para uma distância do ponto focal ao filme de 1 m. Esta é uma variação muito pequena comparada ao tamanho do campo necessário para a calibração de instrumentos, cujo diâmetro varia de 20 a 50 cm.

4.2.6. Forma de Onda

A forma de onda descreve a variação da tensão em função do tempo de exposição durante a produção de raios X⁽⁷⁷⁾. Foi verificada a forma de onda do

equipamento de raios X Neo-Diagnomax, nos modos de radioscopia e de fluoroscopia, e do equipamento de raios X Rigaku Denki, no modo de fluoroscopia, com o monitor não invasivo NERO 6000M.

A Figura 4.10.A mostra a forma de onda obtida com o monitor não invasivo NERO 6000M para uma tensão nominal de 50 kVp e produto da corrente pelo tempo de exposição de 125 mAs, no modo de radioscopia do equipamento de raios X Neo-Diagnomax. Nota-se que o monitor NERO 6000M não apresenta toda a forma de onda da tensão, mas somente os valores de tensão dentro do intervalo do filtro selecionado, como descrito no item 3.3.2.I. Para a medida da forma de onda para a tensão nominal de 50 kVp, foi selecionada a filtração para medidas de tensão entre 35 e 60 kVp, não havendo, portanto, medidas da forma de onda para tensões abaixo de 35 kVp. A Figura 4.10.B mostra a representação de como seria a forma de onda completa se o monitor NERO 6000M apresentasse todos os valores de tensão.

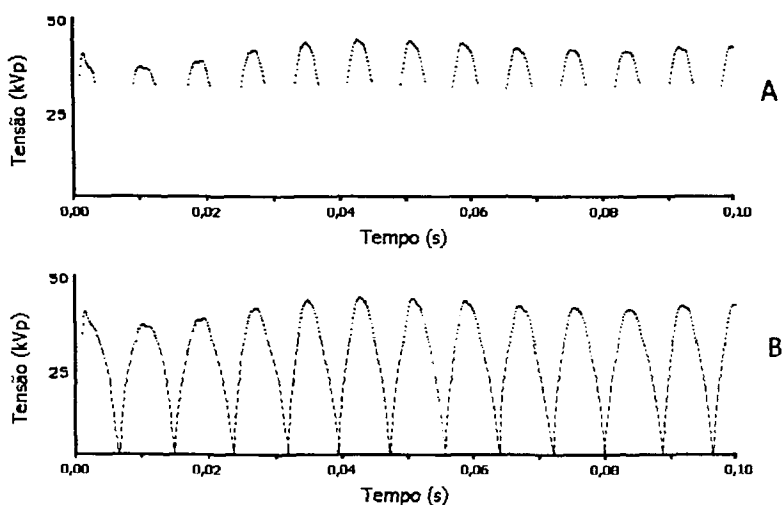


Figura 4.10. Forma de onda para a tensão de 50 kVp do equipamento de raios X Neo-Diagnomax, no modo de radioscopia. A. Medida realizada com o monitor NERO 6000M, utilizando filtração para medidas de tensão de 35 a 60 kVp. B. Representação esquemática da forma de onda completa.

Na Figura 4.10 pode-se constatar que o aparelho de raios X Neo-Diagnomax trata-se de um equipamento monofásico com retificação de onda completa, pois para um tempo de medida de 0,1 s e frequência da rede de 60 Hz (60 oscilações por segundo), deve-se ter 12 picos de tensão para um aparelho de raios X monofásico com retificação de onda completa.

A Figura 4.11 mostra a forma de onda para as outras tensões de pico do equipamento de raios X Neo-Diagnomax no modo de radioscopia. Foram selecionadas diferentes filtrações no monitor NERO 6000M, de acordo com a tensão medida.

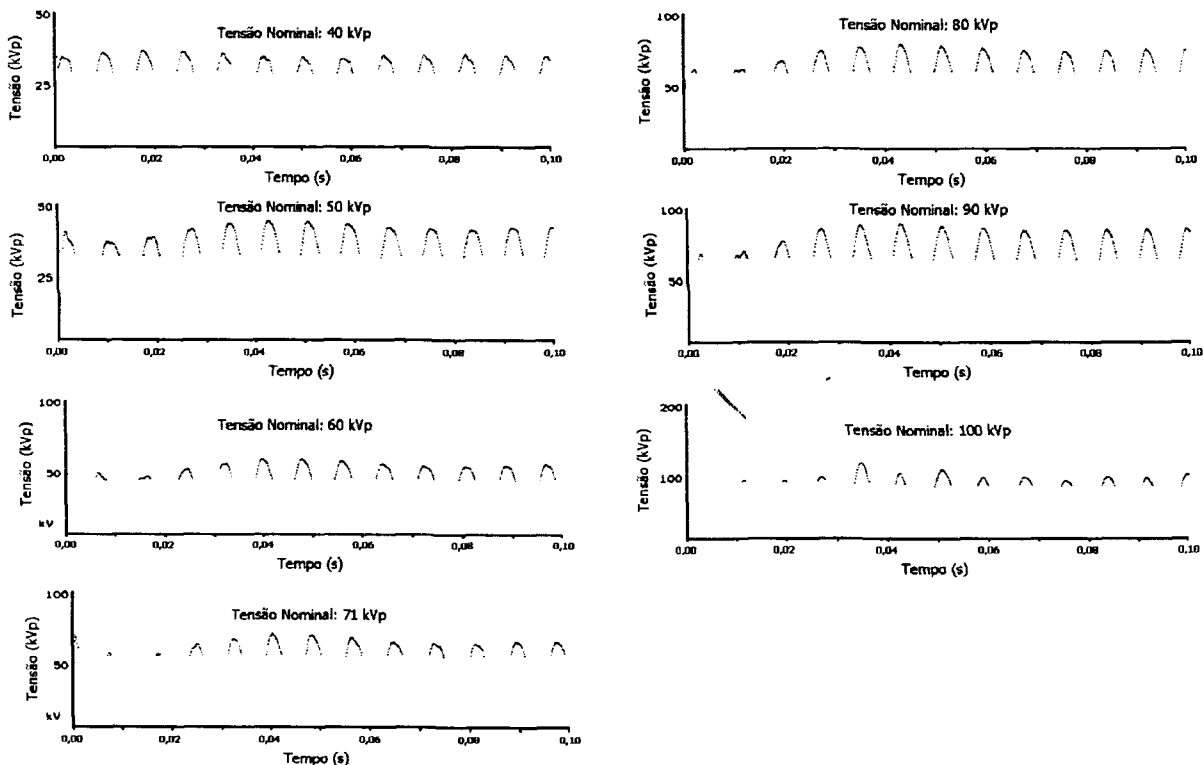


Figura 4.11. Formas de onda para as tensões nominais de 40 a 100 kVp do equipamento de raios X Neo-Diagnomax, no modo de radioscopia; medidas realizadas com o monitor não invasivo NERO 6000M.

Na Figura 4.11 nota-se que o equipamento de raios X Neo-Diagnomax apresenta instabilidade no início da produção de raios X, com picos de tensão de menor intensidade. Por este motivo, nas medidas de tensão com o monitor invasivo Dynalyser III utiliza-se a função "*kV delay*" com valor de 20 ms (item 3.3.1), desconsiderando-se os picos de tensão neste intervalo inicial.

Para o modo de fluoroscopia do equipamento de raios X Neo-Diagnomax, as formas de onda de tensão medidas apresentaram um comportamento diferente daquelas medidas no modo de radioscopia, além de variações para cada valor de corrente utilizado. A Figura 4.12 apresenta a forma de onda medida com o monitor não invasivo NERO 6000M para uma tensão de

80 kVp no equipamento de raios X Neo-Diagnomax, no modo de fluoroscopia, para diferentes valores de corrente.

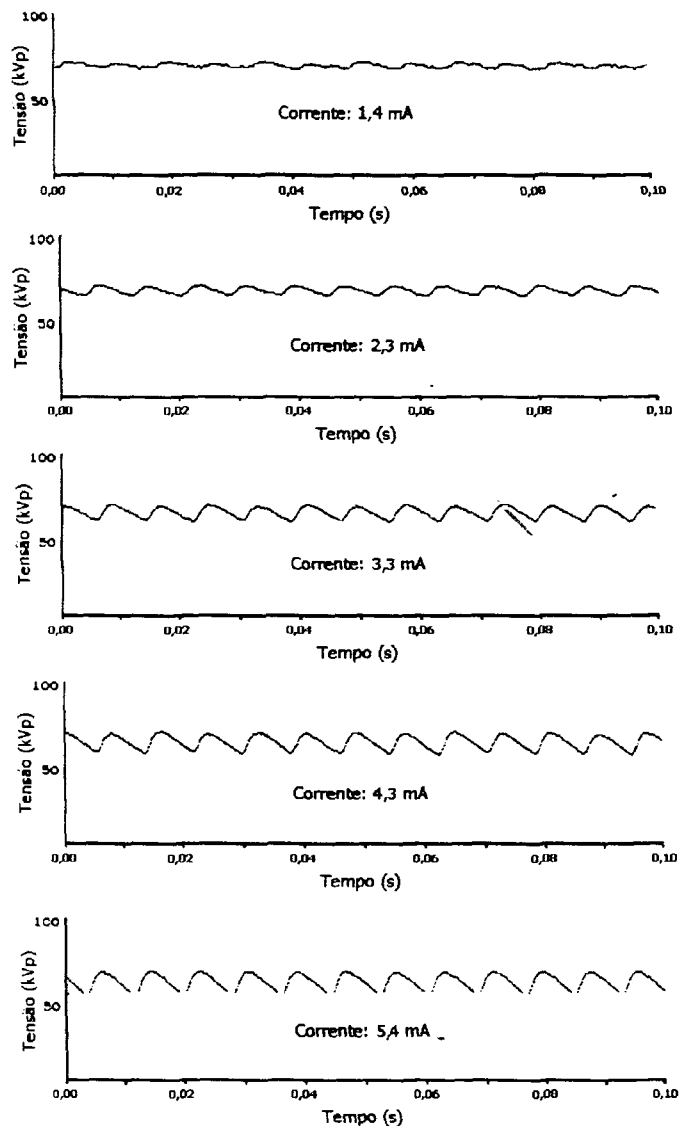


Figura 4.12. Forma de onda para a tensão de 80 kVp do equipamento de raios X Neo-Diagnomax, no modo de fluoroscopia, para diferentes valores de corrente; medidas realizadas com o monitor não invasivo NERO 6000M.

Na Figura 4.12 nota-se que em fluoroscopia, principalmente para os valores menores de corrente, está ocorrendo uma contribuição de carga proveniente de um capacitor, que mantém a tensão próxima do valor de pico durante todo o tempo de exposição. Aumentando-se o valor da corrente, esta carga liberada não é suficiente para manter a tensão em valores próximos aos de pico, e a tensão apresenta uma queda, mas não acentuada como seria de se

esperar de um gerador monofásico. No modo de radioscopia, pela utilização de valores elevados de corrente, este efeito é desprezível.

Este efeito de descarga de corrente é característico de um capacitor, que não está presente no circuito elétrico do equipamento de raios X Neo-Diagnomax. Esta contribuição de capacitância deve-se, provavelmente, à introdução do sistema de monitoração invasivo Dynalyser III no circuito elétrico do equipamento de raios X Neo-Diagnomax.

Para as medidas das formas de onda de todas as tensões, no modo de fluoroscopia, foi utilizado o valor de corrente de 5 mA, para melhor visualização dos picos de tensão. A Figura 4.13 apresenta as formas de onda do equipamento de raios X Neo-Diagnomax, no modo de fluoroscopia, para tensões de 40 a 90 kVp, medidas com o monitor não invasivo NERO 6000M.

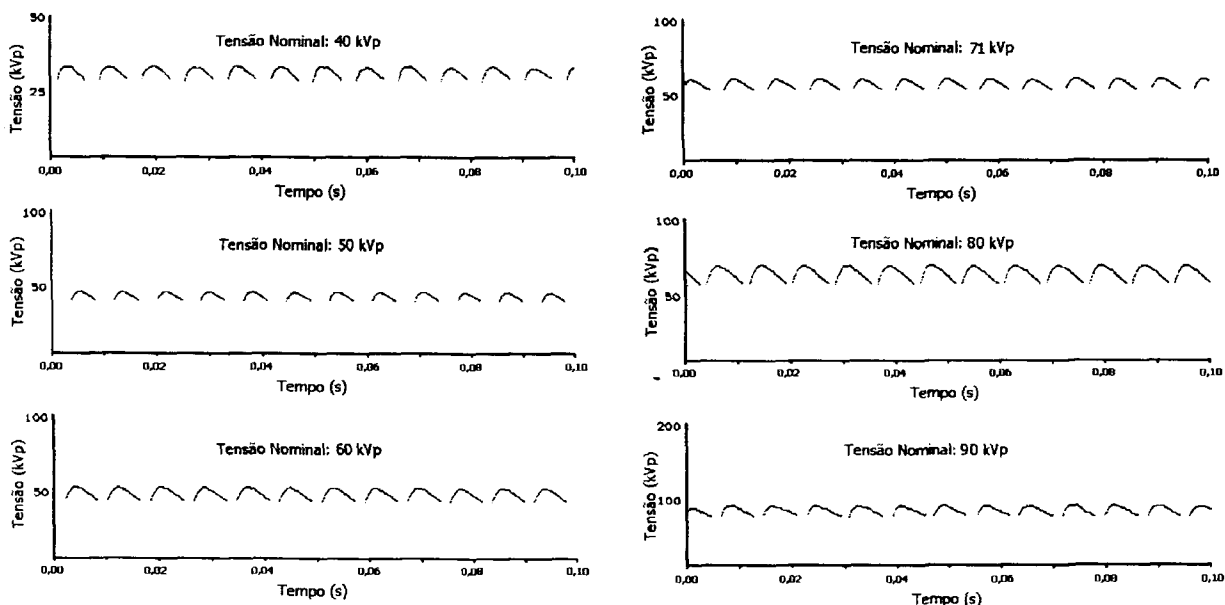


Figura 4.13. Formas de onda para tensões de 40 a 90 kVp do equipamento de raios X Neo-Diagnomax, no modo de fluoroscopia, com corrente de 5 mA; medidas realizadas com o monitor não invasivo NERO 6000M.

Na Figura 4.13 nota-se que a contribuição de cargas do capacitor está presente para todos os valores de tensão, no modo de fluoroscopia. Além disso, não há picos de tensão de menor intensidade no início da produção de raios X, como ocorre em radioscopia.

Para o equipamento de raios X Rigaku Denki, foram feitas medidas das formas de onda para a tensão de pico de 30 kVp, com diferentes valores de corrente, utilizando-se o monitor não invasivo NERO 6000M (Figura 4.14). Este equipamento de raios X possui um capacitor de 0,2 μ F em seu circuito elétrico, que mantém a tensão em valores próximos da tensão de pico.

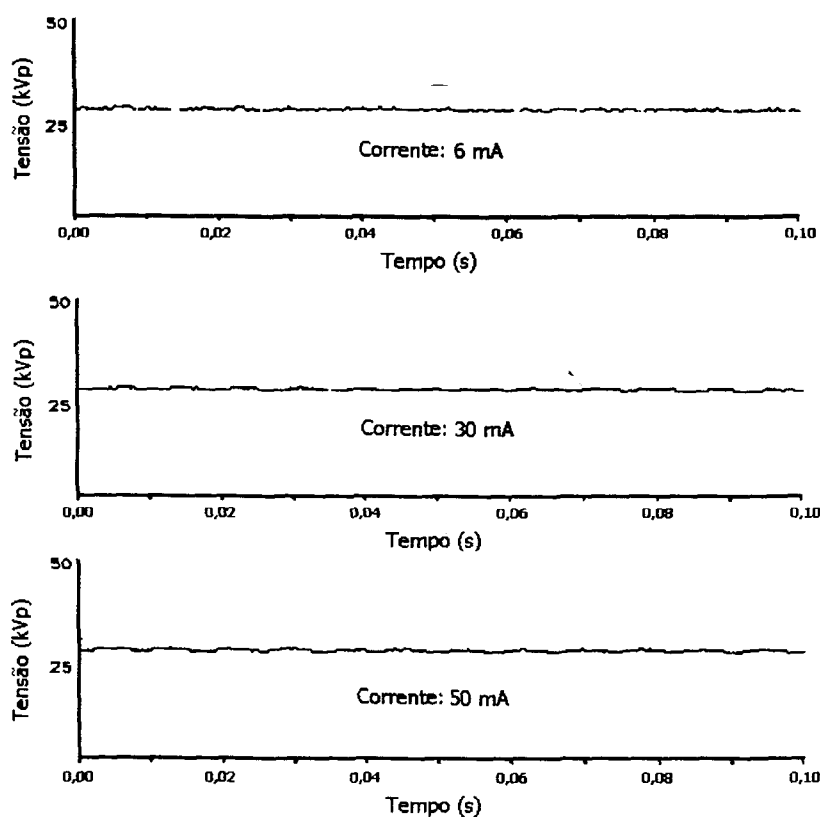


Figura 4.14. Formas de ondas da tensão de 30 kVp do equipamento Rigaku Denki, no modo de fluoroscopia, para correntes de 6, 30 e 50 mA; medidas realizadas com o monitor não invasivo NERO 6000M.

Na Figura 4.14 nota-se que para todas as correntes utilizadas não há queda do valor de tensão, sendo um comportamento característico de um gerador de potencial constante.

A Figura 4.15 mostra as formas de onda das tensões de 30, 40 e 50 kVp do equipamento de raios X Rigaku Denki, no modo de fluoroscopia, para uma corrente de 30 mA. A tensão permanece com valores próximos da tensão de pico durante todo o tempo de exposição, para todas as tensões medidas.

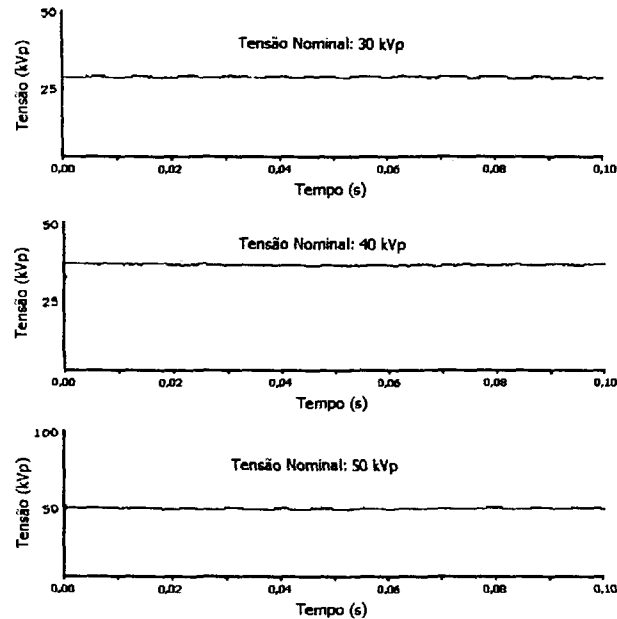


Figura 4.15. Forma de onda para tensões de 30, 40 e 50 kVp do equipamento de raios X Rigaku Denki, no modo de fluoroscopia, com corrente de 30 mA; medidas realizadas com o monitor não invasivo NERO 6000M.

A Figura 4.16 apresenta a intensidade de radiação dos feixes de raios X com uma tensão de 50 kVp, para os equipamentos de raios X Neo-Diagnomax, nos modos de fluoroscopia (1,3 e 5,0 mA) e radioscopia (125 mAs), e Rigaku Denki, no modo de fluoroscopia (30 mA), realizada com o monitor NERO 6000M.

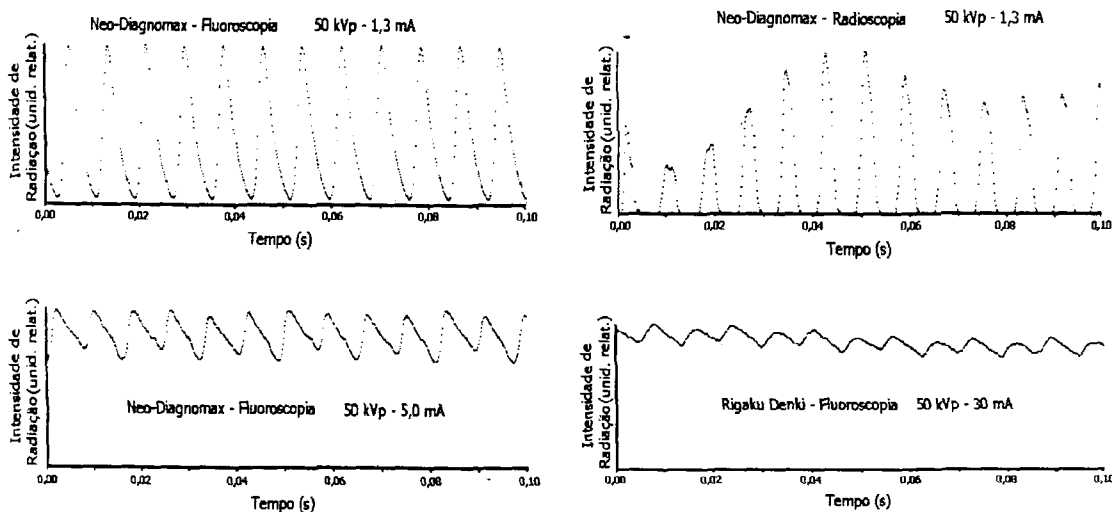


Figura 4.16. Intensidade de radiação para a tensão de 50 kVp, para os equipamentos de raios X Neo Diagnomax, nos modos de fluoroscopia (1,3 e 5,0 mA) e de radioscopia (125 mAs) e Rigaku Denki, no modo de fluoroscopia (30 mA); medidas realizadas com o monitor NERO 6000M.

Nota-se que para o equipamento Neo-Diagnomax, no modo de fluoroscopia, a intensidade de radiação permanece em valores altos, com pequenas quedas, para valores baixos de corrente (1,3 mA), aproximando-se do comportamento apresentado no modo de radioscopia, característico de um gerador monofásico com retificação de onda completa. No modo de radioscopia pode-se notar que a radiação não é produzida de modo constante, apresentando oscilações, principalmente no início da exposição, que são consideradas aceitáveis para este tipo de equipamento de raios X.

Para o equipamento de raios X Rigaku Denki, a intensidade de radiação mantém-se em valores altos durante toda a exposição, embora não seja da mesma maneira apresentada na Figura 2.11, pois é um gerador monofásico. Portanto, este gerador de raios X é monofásico de potencial constante.

4.2.7. Radiação de Fuga

Os equipamentos de raios X devem ter uma blindagem no cabeçote tal que o valor médio da taxa de *kerma* no ar da radiação de fuga ou vazamento do conjunto emissor de radiação X a um metro do ponto focal, em qualquer ponto em torno do envoltório protetor, não ultrapasse 1,0 mGy/h^(12,14).

As medidas foram feitas nos equipamentos de raios X Neo-Diagnomax e Rigaku Denki, no modo de fluoroscopia, com a saída do feixe obstruída. Foi utilizada a câmara de ionização Radcal com área de 100 cm², sem dimensões lineares maiores que 20 cm. A câmara foi posicionada a um metro do ponto focal, em seis pontos diferentes ao redor do tubo de raios X.

Para o equipamento de raios X Neo-Diagnomax, foi utilizado um feixe contínuo com tensão nominal de 90 kV e corrente nominal de 1 mA. O valor máximo da taxa de exposição obtida foi de 0,02 mGy/h. Para o equipamento de raios X Rigaku Denki, foi utilizado um feixe contínuo com tensão nominal de 50 kV e corrente nominal de 30 mA. O valor máximo da taxa de exposição obtida foi de 0,01 mGy/h.

Os valores de radiação de fuga obtidos nos dois equipamentos estão muito abaixo do valor máximo estabelecido pelas normas nacionais^(12,14).

4.3. Controle de Qualidade dos Equipamentos de Raios X

Nesta etapa, foram realizados os testes para a verificação dos valores de tensão, corrente, tempo de exposição, camada semi-redutora e kerma no ar para as qualidades de radiação implantadas nos equipamentos de raios X.

Neste trabalho, foram implantadas as qualidades de radiação RQR e RQA, da norma IEC 1267⁽¹⁹⁾, no modo de radioscopia do equipamento de raios X Neo-Diagnomax, sendo que, no modo de fluoroscopia, estas qualidades foram implantadas por Potiens⁽³⁵⁾, para alguns valores de tensão, como mostra a Tabela 3.2. Para o equipamento Rigaku Denki, as qualidades implantadas⁽³⁵⁾ foram as da norma DIN 6872⁽⁶⁸⁾, pois não está definida na norma IEC 1267 uma qualidade de radiação para a tensão de 30 kV.

4.3.1. Teste de Exatidão da Tensão

No teste de exatidão da tensão pode-se verificar se o valor de tensão de pico selecionado no painel de comando corresponde à energia máxima do feixe de raios X produzido. Foram verificados os valores de tensão de pico para as qualidades de radiação RQR da norma IEC 1267⁽¹⁹⁾, com filtração total do feixe de 2,5 mmAl.

Para o equipamento de raios X Neo-Diagnomax, o valor da tensão de pico foi obtido com o sistema de monitoração invasivo Dynalyser III e comparado com valores da tensão de saída do feixe medidos com os monitores não invasivos NERO 6000M e o RMI 242. No modo de radioscopia, os valores de tensão variaram de 40 a 100 kVp, tendo sido mantidos fixos os parâmetros técnicos de 125 mAs e 1 s para a realização das medições. No modo de fluoroscopia, os valores de tensão variaram de 40 a 90 kVp, com uma corrente nominal de 3 mA.

A Tabela 4.1 apresenta os valores de tensão de pico do equipamento de raios X Neo-Diagnomax, nos modos de radioscopia e fluoroscopia, medidos com os sistemas de monitoração invasivo e não invasivos⁽⁷³⁾. Está apresentado o valor de corrente nominal utilizada e a variação percentual das medidas realizadas com os monitores em relação à tensão nominal de pico do equipamento.

Tabela 4.1. Teste de exatidão do valor da tensão do equipamento de raios X Neo-Diagnomax, nos modos de radioscopia e de fluoroscopia, realizado com os equipamentos Dynalyser III, NERO 6000M e RMI 242.

| Modo | Qualidade | Tensão (kVp) | Dynalyser III | | NERO 6000M | | RMI 242 | |
|-----------------------|-----------|--------------|---------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| | | | Tensão (kVp) | Δ (%) | Tensão (kVp) | Δ (%) | Tensão (kVp) | Δ (%) |
| Radioscopia – 125 mAs | RQR 2 | 40 | 37,8 ± 0,5 | - 5,5 | 36,9 ± 0,5 | - 7,8 | 40,5 ± 0,6 | 1,3 |
| | RQR 3 | 50 | 49,0 ± 0,8 | - 2,0 | 47,3 ± 0,9 | - 5,4 | 50,8 ± 1,0 | 1,6 |
| | RQR 4 | 60 | 59,0 ± 1,1 | -1,7 | 57,7 ± 1,2 | - 3,8 | 59,4 ± 1,2 | - 1,0 |
| | RQR 5 | 70 | 72,1 ± 1,1 | 3,0 | 71,4 ± 1,4 | 2,0 | 72,1 ± 1,8 | 3,0 |
| | RQR 6 | 80 | 82,1 ± 1,2 | 2,6 | 80,9 ± 1,4 | 1,1 | 82,1 ± 0,2 | 2,6 |
| | RQR 7 | 90 | 94,1 ± 1,8 | 4,5 | 92,3 ± 1,7 | 2,5 | 93,1 ± 0,2 | 3,4 |
| | RQR 8 | 100 | 105 ± 3 | 5,0 | 103 ± 4 | 3,0 | 104 ± 3 | 4,0 |
| Fluoroscopia – 3mA | RQR 2 | 40 | 41,8 ± 0,5 | 4,5 | 40,1 ± 0,4 | 0,3 | 42,1 ± 0,5 | 5,2 |
| | RQR 3 | 50 | 50,3 ± 0,4 | 0,6 | 48,7 ± 0,5 | - 2,6 | 49,3 ± 0,7 | - 1,4 |
| | RQR 4 | 60 | 61,8 ± 0,7 | 3,0 | 58,7 ± 0,5 | - 2,2 | 59,5 ± 1,0 | - 0,8 |
| | RQR 5 | 70 | 69,9 ± 0,9 | - 0,1 | 68,0 ± 0,8 | - 2,9 | 69,8 ± 0,6 | - 0,3 |
| | RQR 6 | 80 | 78,8 ± 0,8 | - 1,5 | 77,6 ± 1,1 | - 3,0 | 79,2 ± 0,7 | 1,0 |
| | RQR 7 | 90 | 88,1 ± 1,0 | - 2,1 | 86,9 ± 0,8 | - 3,4 | 88,5 ± 1,2 | - 1,7 |

Nota-se que os valores medidos pelos equipamentos Dynalyser III, NERO 6000M e RMI 242 não apresentaram variação maior que 8 % dos valores nominais de tensão de pico, estabelecidos pelas qualidades de radiação da norma IEC 1267⁽¹⁹⁾. Esta variação apresentada está de acordo com a Portaria nº 453⁽¹⁴⁾, que estabelece uma variação máxima de 10%. A maior variação da tensão de pico medida pelos monitores não invasivos NERO 6000M e RMI 242, em relação às medidas com o monitor invasivo Dynalyser III, foram de 7 %, para ambos os equipamentos.

Para o equipamento de raios X Rigaku Denki foram utilizados somente os equipamentos de monitoração não invasivos NERO 6000M e o RMI 242 para a verificação do valor de tensão. Os valores de tensão foram variados de 30 a 50 kVp, para um valor fixo de corrente de 30 mA. Foi utilizada uma filtração total de 2,5 mmAl para a realização das medidas.

Tabela 4.2. Teste de exatidão do valor da tensão do equipamento de raios X Rigaku Denki, no modo de fluoroscopia, com corrente de 30 mA e filtração total de 2,5 mmAl, realizado com os monitores não invasivos NERO 6000M e RMI 242.

| Tensão (kVp) | NERO 6000M | | RMI 242 | |
|--------------|----------------|--------------|----------------|--------------|
| | Tensão (kVp) | Δ (%) | Tensão (kVp) | Δ (%) |
| 30 | 29,3 \pm 0,4 | - 2,3 | 32,1 \pm 1,6 | 7,0 |
| 40 | 39,4 \pm 0,3 | - 1,5 | 43,2 \pm 2,0 | 8,0 |
| 50 | 49,4 \pm 0,2 | - 1,2 | 53,4 \pm 1,2 | 6,8 |

Comparando as Tabelas 4.1 e 4.2, nota-se que os valores de tensão de pico obtidos com o monitor NERO 6000M estão sempre abaixo dos valores obtidos com o monitor RMI 242, o qual apresenta uma melhor concordância com os valores de tensão de pico medidos pelo monitor invasivo Dynalyser III.

4.3.2. Teste de Exatidão do Tempo de Exposição

No teste de exatidão do tempo de exposição pode-se verificar se o tempo selecionado no painel de comando corresponde ao tempo de disparo do feixe. Este teste foi realizado somente para o equipamento de raios X Neo-Diagnomax, pois o tempo de exposição foi medido no modo de radioscopia. Para o teste de exatidão do tempo de exposição foram utilizados o sistema de monitoração invasivo Dynalyser III e os monitores não invasivos NERO 6000M e RMI 242, mantendo-se fixa a condição técnica de 125 mAs. O tempo de exposição selecionado no painel de comando variou de 0,63 a 4,0 s, para a faixa de tensão

de 40 a 100 kV. A Tabela 4.3 apresenta os valores do tempo de exposição medidos com os equipamentos de monitoração.

Tabela 4.3. Teste de exatidão do tempo de exposição, realizado com os sistemas de monitoração Dynalyser III, NERO 6000M e RMI 242 para o equipamento de raios X Neo-Diagnomax, no modo de radioscopia, para 125 mAs.

| Tempo (s) | DYNALYSER III (s) | NERO 6000M (s) | RMI 242 (s) |
|--------------|----------------------|-------------------|----------------|
| 0,63 | 0,680 | 0,671 | 0,677 |
| 1,0 | 1,06 | 1,05 | 1,06 |
| 1,6 | 1,70 | 1,68 | 1,69 |
| 2,5 | 2,67 | 2,66 | 2,67 |
| 4,0 | 4,25 | 4,23 | 4,24 |

Nota-se que todos os tempos de exposição medidos pelos equipamentos de monitoração apresentam uma variação média de 6 % em relação aos valores nominais do painel. A repetibilidade das medidas apresentou uma variação inferior a 1 % para todos os medidores. Para se evitar um ajuste no painel de comando do equipamento de raios X, os valores de tempo de exposição medidos pelo sistema de monitoração invasivo Dynalyser III serão adotados como referência. Os valores de tempo de exposição medidos com os monitores de tensão não invasivos apresentaram uma concordância com os valores medidos pelo Dynalyser III, com uma variação menor que 1 %.

4.3.3. Teste de Exatidão da Corrente

No teste de exatidão da corrente pode-se verificar se a corrente selecionada no painel de comando corresponde à corrente aplicada ao tubo de raios X. Este teste foi realizado com o monitor invasivo Dynalyser III no equipamento de raios X Neo-Diagnomax, nos modos de radioscopia e fluoroscopia. Como os equipamentos de monitoração não invasivos NERO 6000M e RMI 242 não realizam este teste, não foi possível verificar a exatidão do valor nominal de corrente do equipamento de raios X Rigaku Denki.

Na Tabela 4.4 estão apresentados os valores nominais do produto da corrente pelo tempo de exposição e de corrente medidos pelo sistema de monitoração invasivo Dynalyser III, para os modos de radioscopia e de fluoroscopia do equipamento de raios X Neo-Diagnomax, respectivamente.

Tabela 4.4. Teste de exatidão da corrente, realizado com o sistema de monitoração Dynalyser III para o equipamento de raios X Neo-Diagnomax, nos modos de radioscopia e de fluoroscopia.

| Tensão Nominal (kVp) | Radioscopia - 125 mAs | | Fluoroscopia - 3 mA | |
|----------------------|------------------------|--------------|---------------------|--------------|
| | Corrente x tempo (mAs) | Δ (%) | Corrente (mA) | Δ (%) |
| 40 | 121 \pm 2 | - 3 | 3,60 \pm 0,14 | 20 |
| 50 | 131 \pm 2 | 5 | 3,54 \pm 0,15 | 18 |
| 60 | 137 \pm 2 | 10 | 3,52 \pm 0,17 | 17 |
| 71 | 141 \pm 2 | 13 | 3,54 \pm 0,16 | 18 |
| 80 | 142 \pm 2 | 13 | 3,54 \pm 0,15 | 18 |
| 90 | 147 \pm 3 | 18 | 3,50 \pm 0,16 | 17 |
| 100 | 148 \pm 3 | 18 | - | - |

Para o modo de radioscopia, nota-se que a variação do produto da corrente pelo tempo de exposição aumenta para valores de tensão de pico maiores, atingindo um valor máximo de 18 %, enquanto que no modo de fluoroscopia, a variação permaneceu em torno de 18 % para todos os valores nominais de tensão. Na Figura 4.17 estão apresentados os valores de corrente medidos com o monitor invasivo Dynalyser III, para toda a faixa de corrente do equipamento de raios X Neo-Diagnomax, no modo de fluoroscopia.

Para valores nominais de corrente acima de 2,0 mA, as medidas de corrente do monitor invasivo Dynalyser III estão cerca de 0,5 mA maiores que os valores nominais, para todos os valores de tensão. Para valores nominais de corrente abaixo de 2,0 mA, a corrente medida varia de acordo com a tensão selecionada, apresentado valores maiores para tensões menores. Portanto, o estabelecimento do valor de corrente de 3,0 mA para a realização das medidas no

modo de fluoroscopia evita uma variação do valor da corrente para cada tensão seleccionada e uma grande variação da taxa de kerma no ar para valores baixos de corrente, como mostrou a Figura 4.6.

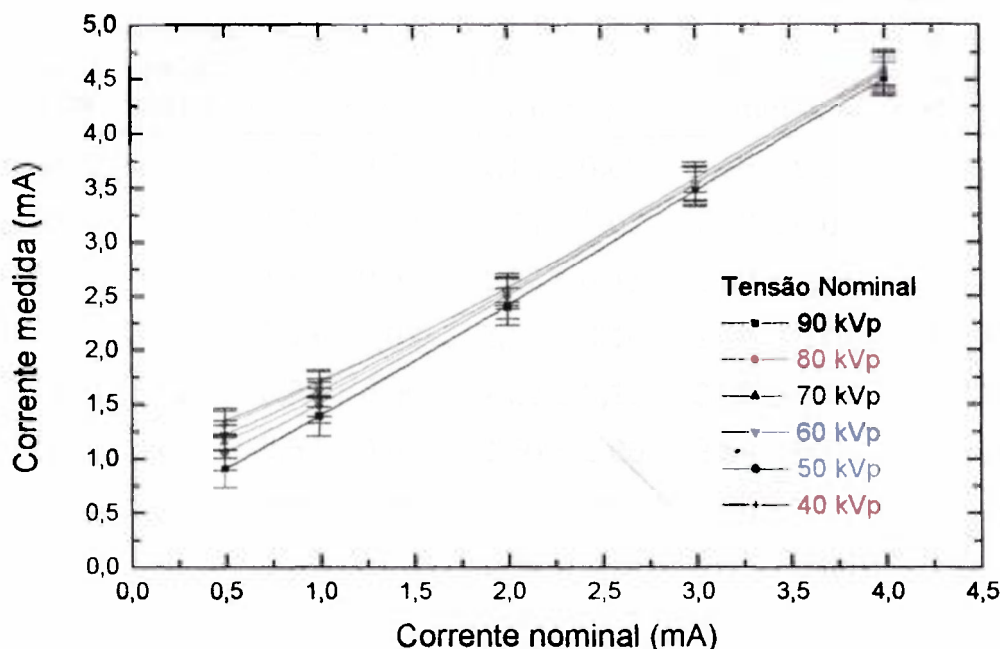


Figura 4.17. Variação da corrente medida com o monitor invasivo Dynalyser III em função da corrente nominal do equipamento de raios X Neo-Diagnomax, no modo de fluoroscopia.

4.3.4. Medida da Camada Semi-Redutora

A camada semi-redutora (CSR) representa a qualidade do feixe de raios X para determinados valores de tensão e filtração. A CSR foi determinada a partir das medidas da intensidade inicial do feixe de raios X e das intensidades do feixe após atravessar filtros adicionais de diferentes espessuras. As medidas foram feitas com feixes estreitos, utilizando o colimador de menor diâmetro (0,1 cm).

A Tabela 4.5 apresenta os valores de CSR obtidos para o equipamento de raios X Neo-Diagnomax, nos modos de radioscopia e fluoroscopia, para as qualidades de radiação RQR, da norma IEC 1267⁽¹⁹⁾. As medidas foram realizadas com a câmara de ionização de 1 cm³ e com os monitores não invasivos NERO 6000M e RMI 242. A energia efetiva do feixe foi calculada a partir dos valores de CSR obtidos com a câmara de 1 cm³.

Tabela 4.5. Medidas das camadas semi-redutoras do equipamento de raios X Neo-Diagnomax nas qualidades de radiação RQR, realizadas com os monitores NERO 6000M e RMI 242 e com a câmara de ionização de 1 cm^3 , cujos valores obtidos foram utilizados para a determinação da energia efetiva.

| Modo | Qualidade | Tensão (kVp) | Câmara de 1 cm^3 (mmAl) | NERO 6000M (mmAl) | RMI 242 (mmAl) | Energia Efetiva (keV) |
|-----------------------|-----------|--------------|-----------------------------------|-------------------|-----------------|-----------------------|
| Radioscopia - 125 mAs | RQR 2 | 40 | $1,17 \pm 0,03$ | $1,12 \pm 0,05$ | $1,16 \pm 0,03$ | 22,1 |
| | RQR 3 | 50 | $1,54 \pm 0,02$ | $1,48 \pm 0,02$ | $1,49 \pm 0,02$ | 25,1 |
| | RQR 4 | 60 | $1,80 \pm 0,03$ | $1,72 \pm 0,11$ | $1,80 \pm 0,01$ | 27,0 |
| | RQR 5 | 70 | $2,14 \pm 0,02$ | $2,06 \pm 0,14$ | $2,10 \pm 0,01$ | 29,3 |
| | RQR 6 | 80 | $2,33 \pm 0,06$ | $2,23 \pm 0,13$ | $2,30 \pm 0,04$ | 30,5 |
| | RQR 7 | 90 | $2,57 \pm 0,05$ | $2,50 \pm 0,06$ | $2,54 \pm 0,05$ | 31,9 |
| | RQR 8 | 100 | $2,84 \pm 0,05$ | $2,71 \pm 0,09$ | $2,80 \pm 0,05$ | 33,4 |
| Fluoroscopia - 3mA | RQR 2 | 40 | $1,48 \pm 0,05$ | $1,44 \pm 0,06$ | $1,49 \pm 0,05$ | 24,6 |
| | RQR 3 | 50 | $1,81 \pm 0,05$ | $1,74 \pm 0,08$ | $1,83 \pm 0,06$ | 27,0 |
| | RQR 4 | 60 | $2,06 \pm 0,05$ | $1,99 \pm 0,07$ | $2,16 \pm 0,09$ | 28,7 |
| | RQR 5 | 70 | $2,32 \pm 0,05$ | $2,28 \pm 0,09$ | $2,31 \pm 0,08$ | 30,4 |
| | RQR 6 | 80 | $2,65 \pm 0,05$ | $2,58 \pm 0,10$ | $2,64 \pm 0,09$ | 32,3 |
| | RQR 7 | 90 | $2,87 \pm 0,05$ | $2,82 \pm 0,10$ | $2,86 \pm 0,12$ | 33,5 |

A Tabela 4.6 mostra os valores das CSR obtidas para o equipamento Rigaku Denki, no modo de fluoroscopia, com filtração total de 2,5 mmAl. A energia efetiva foi calculada a partir dos valores de CSR obtidos com a câmara de 1 cm^3 .

Tabela 4.6. Medidas das camadas semi-redutoras para o equipamento de raios X Rigaku Denki, com corrente de 30 mA e filtração total de 2,5 mmAl, feitas com os monitores NERO 6000M e RMI 242 e com a câmara de ionização de 1 cm^3 , cujos valores obtidos foram utilizados para a determinação da energia efetiva do feixe de raios X.

| Tensão (kVp) | Câmara de 1 cm^3 (mmAl) | NERO 6000M (mmAl) | RMI 242 (mmAl) | Energia Efetiva (keV) |
|--------------|-----------------------------------|-------------------|-----------------|-----------------------|
| 30 | $0,98 \pm 0,02$ | $1,01 \pm 0,03$ | $0,99 \pm 0,02$ | 20,5 |
| 40 | $1,37 \pm 0,02$ | $1,40 \pm 0,02$ | $1,41 \pm 0,04$ | 23,7 |
| 50 | $1,63 \pm 0,04$ | $1,66 \pm 0,04$ | $1,65 \pm 0,04$ | 25,7 |

Os valores das camadas semi-redutoras obtidos com a câmara de ionização de 1 cm^3 e com os monitores não invasivos estão de acordo com os valores mínimos de CSR exigidos pela Portaria nº 453⁽¹⁴⁾, com uma variação máxima de 6 % em relação aos valores desta norma. Embora os valores obtidos das camadas semi-redutoras sejam diferentes daqueles apresentados pelas normas IEC 1267, em radiodiagnóstico é importante manter as filtrações total e adicional de acordo com o recomendado pelas normas, o que não acontece em radioterapia, prevalecendo o valor da camada semi-redutora.

Nota-se que os valores de CSR obtidos com o monitor NERO 6000M são menores que os obtidos pela câmara de ionização de 1 cm^3 e pelo monitor RMI 242. A maior variação do valor da CSR medida pelos monitores não invasivos NERO 6000M e RMI 242, em relação às medidas com a câmara de ionização de 1 cm^3 , foi de 4 e 3 %, respectivamente.

Na Tabela 4.5 pode-se notar que no modo de fluoroscopia do equipamento de raios X Neo-Diagnomax, a camada semi-redutora e a energia efetiva são maiores que as do modo de radioscopia, para a mesma qualidade de radiação, pois a tensão de pico é maior (Tabela 4.1).

A seguir foram determinados os valores da segunda camada semi-redutora, que representa o fato da intensidade do feixe ter sido reduzido para um quarto de seu valor inicial, e dos coeficientes de homogeneidade (CH). As medidas foram realizadas com a câmara de ionização de 1 cm^3 e com os monitores não invasivos NERO 6000M e RMI 242. A Tabela 4.7 apresenta os valores obtidos com o equipamento de raios X Neo-Diagnomax, para as qualidades RQR. A Tabela 4.8 representa os valores obtidos para o equipamento de raios X Rigaku Denki, para uma filtração total do feixe de 2,5 mmAl.

Os valores dos coeficientes de homogeneidade dos equipamentos de raios X Neo-Diagnomax e Rigaku Denki diminuem com o aumento da tensão, representando um aumento da heterogeneidade do feixe de raios X para as tensões mais altas, principalmente para o equipamento de raios X Neo-Diagnomax.

Tabela 4.7. Medidas das segundas camadas semi-redutoras e dos coeficientes de homogeneidade do equipamento de raios X Neo-Diagnomax, realizadas com a câmara de ionização de 1 cm^3 e com os monitores NERO 6000M e RMI 242, nas qualidades de radiação RQR.

| Modo | Qualidade | Tensão (kVp) | Câmara de 1 cm^3 (mmAl) | | NERO 6000M (mmAl) | | RMI 242 (mmAl) | |
|-----------------------|-----------|--------------|-----------------------------------|------|-------------------|------|-----------------|------|
| | | | 2ª CSR | CH | 2ª CSR | CH | 2ª CSR | CH |
| Radioscopia – 125 mAs | RQR 2 | 40 | $1,42 \pm 0,07$ | 0,82 | $1,35 \pm 0,08$ | 0,83 | $1,38 \pm 0,07$ | 0,84 |
| | RQR 3 | 50 | $1,97 \pm 0,13$ | 0,78 | $1,85 \pm 0,09$ | 0,80 | $1,89 \pm 0,08$ | 0,79 |
| | RQR 4 | 60 | $2,34 \pm 0,12$ | 0,77 | $2,20 \pm 0,14$ | 0,78 | $2,30 \pm 0,14$ | 0,78 |
| | RQR 5 | 70 | $2,92 \pm 0,18$ | 0,73 | $2,82 \pm 0,09$ | 0,73 | $2,80 \pm 0,12$ | 0,75 |
| | RQR 6 | 80 | $3,46 \pm 0,16$ | 0,67 | $3,37 \pm 0,16$ | 0,66 | $3,38 \pm 0,17$ | 0,69 |
| | RQR 7 | 90 | $3,86 \pm 0,17$ | 0,69 | $3,80 \pm 0,13$ | 0,66 | $3,75 \pm 0,16$ | 0,68 |
| | RQR 8 | 100 | $4,35 \pm 0,16$ | 0,66 | $4,23 \pm 0,18$ | 0,64 | $4,30 \pm 0,15$ | 0,65 |
| Fluoroscopia – 3 mA | RQR 2 | 40 | $1,73 \pm 0,11$ | 0,86 | $1,65 \pm 0,08$ | 0,84 | $1,71 \pm 0,14$ | 0,87 |
| | RQR 3 | 50 | $2,23 \pm 0,13$ | 0,81 | $2,13 \pm 0,14$ | 0,82 | $2,20 \pm 0,09$ | 0,83 |
| | RQR 4 | 60 | $2,60 \pm 0,12$ | 0,79 | $2,83 \pm 0,15$ | 0,70 | $2,74 \pm 0,13$ | 0,79 |
| | RQR 5 | 70 | $3,41 \pm 0,17$ | 0,68 | $3,26 \pm 0,14$ | 0,73 | $3,37 \pm 0,15$ | 0,69 |
| | RQR 6 | 80 | $4,03 \pm 0,16$ | 0,66 | $4,05 \pm 0,17$ | 0,64 | $3,97 \pm 0,18$ | 0,66 |
| | RQR 7 | 90 | $4,57 \pm 0,18$ | 0,63 | $4,54 \pm 0,20$ | 0,62 | $4,41 \pm 0,22$ | 0,65 |

Tabela 4.8. Medidas das segundas camadas semi-redutoras e dos coeficientes de homogeneidade do equipamento de raios X Rigaku Denki, realizadas com a câmara de ionização de 1 cm^3 e com os monitores NERO 6000M e RMI 242, com corrente de 30 mA e filtração total de 2,5 mmAl.

| Tensão (kVp) | Câmara de 1 cm^3 (mmAl) | | NERO 6000M (mmAl) | | RMI 242 (mmAl) | |
|--------------|-----------------------------------|------|-------------------|------|-----------------|------|
| | 2ª CSR | CH | 2ª CSR | CH | 2ª CSR | CH |
| 30 | $1,07 \pm 0,02$ | 0,93 | $1,10 \pm 0,03$ | 0,92 | $1,05 \pm 0,03$ | 0,94 |
| 40 | $1,60 \pm 0,03$ | 0,86 | $1,63 \pm 0,05$ | 0,86 | $1,66 \pm 0,04$ | 0,85 |
| 50 | $2,17 \pm 0,03$ | 0,75 | $2,18 \pm 0,04$ | 0,76 | $2,24 \pm 0,05$ | 0,74 |

A Tabela 4.9 mostra a primeira e a segunda camada semi-redutora obtidas com a câmara de ionização de 1 cm^3 , para as qualidades de radiação RQA, da norma IEC 1267⁽¹⁹⁾ (Tabela 3.1), para o equipamento de raios X Neo-Diagnomax, nos modos de radioscopia e fluoroscopia. Para o equipamento de raios X Rigaku Denki, no modo de fluoroscopia, a primeira e a segunda CSR foram obtidas para as qualidades da norma DIN 6872⁽⁶⁸⁾ (Tabela 3.3), como mostra a Tabela 4.10. Não foram realizadas medidas das camadas semi-redutoras para estas qualidades de radiação com os monitores não invasivos NERO 6000M e RMI 242 devido à falta de precisão das leituras para feixes muito atenuados.

Os valores de CH apresentados nas Tabelas 4.9 e 4.10 mostram que, apesar do aumento da filtração total do feixe, a heterogeneidade do feixe de raios X sofreu pouca variação.

Tabela 4.9. Medidas da primeira e segunda camada semi-redutoras, coeficientes de homogeneidade e energia efetiva dos feixes do equipamento de raios X Neo-Diagnomax, para as qualidades de radiação RQA, feitas com a câmara de ionização de 1 cm^3 .

| Modo | Qualidade | Tensão (kVp) | Câmara de 1 cm^3 (mmAl) | | | Energia Efetiva (keV) |
|--------------|-----------|--------------|-----------------------------------|----------------|------|-----------------------|
| | | | 1ª CSR | 2ª CSR | CH | |
| Radioscopia | RQA 2 | 40 | $1,7 \pm 0,1$ | $1,8 \pm 0,1$ | 0,90 | 26,3 |
| | RQA 3 | 50 | $3,2 \pm 0,1$ | $3,5 \pm 0,1$ | 0,91 | 35,2 |
| | RQA 4 | 60 | $4,6 \pm 0,1$ | $5,1 \pm 0,2$ | 0,90 | 41,0 |
| | RQA 5 | 70 | $6,0 \pm 0,1$ | $6,8 \pm 0,1$ | 0,88 | 45,7 |
| | RQA 6 | 80 | $7,5 \pm 0,2$ | $8,5 \pm 0,2$ | 0,88 | 51,0 |
| | RQA 7 | 90 | $8,5 \pm 0,2$ | $9,5 \pm 0,3$ | 0,89 | 55,6 |
| | RQA 8 | 100 | $9,8 \pm 0,3$ | $11,0 \pm 0,3$ | 0,89 | 63,6 |
| Fluoroscopia | RQA 2 | 40 | $2,1 \pm 0,1$ | $2,3 \pm 0,1$ | 0,91 | 29,0 |
| | RQA 3 | 50 | $3,4 \pm 0,1$ | $3,7 \pm 0,1$ | 0,92 | 36,1 |
| | RQA 4 | 60 | $5,2 \pm 0,1$ | $5,6 \pm 0,1$ | 0,93 | 43,1 |
| | RQA 5 | 70 | $6,4 \pm 0,2$ | $6,8 \pm 0,1$ | 0,94 | 47,0 |
| | RQA 6 | 80 | $7,8 \pm 0,1$ | $8,4 \pm 0,2$ | 0,93 | 52,3 |
| | RQA 7 | 90 | $9,1 \pm 0,2$ | $9,7 \pm 0,2$ | 0,94 | 58,9 |

Tabela 4.10. Medidas da primeira e segunda camada semi-redutoras e coeficientes de homogeneidade do equipamento de raios X Rigaku Denki, para as qualidades de radiação da norma DIN 6872, realizadas com a câmara de ionização de 1 cm^3 .

| Tensão (kVp) | Qualidade | Câmara de 1 cm^3 (mmAl) | | | Energia Efetiva (keV) |
|--------------|-----------|-----------------------------------|-----------------|------|-----------------------|
| | | 1ª CSR | 2ª CSR | CH | |
| 30 | DN1 | $0,93 \pm 0,02$ | $1,02 \pm 0,02$ | 0,91 | 20,0 |
| 40 | DN2 | $1,80 \pm 0,03$ | $2,03 \pm 0,03$ | 0,89 | 27,0 |
| 50 | DN3 | $3,54 \pm 0,06$ | $3,92 \pm 0,07$ | 0,90 | 36,8 |

Embora o equipamento de raios X Rigaku Denki seja de potencial constante, o valor do coeficiente de homogeneidade apresenta valores próximos daqueles obtidos com o equipamento de raios X Neo-Diagnomax, que são característicos de equipamentos monofásicos.

4.3.5. Medida de Kerma no Ar

A medida do kerma no ar em radiologia diagnóstica é um parâmetro importante para se estimar os riscos biológicos potenciais dos exames e também para se adequar o desempenho do equipamento de raios X⁽⁷⁰⁾. Foram realizadas medidas do kerma no ar para o modo de radioscopia do equipamento de raios X Neo-Diagnomax e medidas da taxa de kerma no ar para o modo de fluoroscopia dos equipamentos Neo-Diagnomax e Rigaku Denki.

As medidas foram feitas com os monitores não invasivos NERO 6000M e RMI 242, que possuem câmaras de ionização de placas paralelas com volumes sensíveis de 36 e 51 cm^3 , respectivamente, e comparadas com as medidas realizadas pela câmara de ionização de 1 cm^3 , que possui fatores de correção para cada energia do feixe de raios X. As medidas no modo de fluoroscopia foram realizadas a uma distância de 50 cm do ponto focal do tubo de raios X, pois as leituras a 100 cm de distância estavam no limite de detecção dos monitores não invasivos, apresentando uma grande incerteza. No modo de radioscopia, as medidas foram realizadas a 100 cm de distância do ponto focal do

tubo. Os valores de kerma no ar e de taxa de kerma no ar para o equipamento de raios X Neo-Diagnomax estão apresentadas na Tabela 4.11. Os valores estão apresentados em mGy, que foram convertidos (item 2.8.1) a partir dos valores medidos em mR pelos monitores invasivos e não invasivos.

Tabela 4.11. Medidas do kerma no ar e da taxa de kerma no ar do equipamento de raios X Neo-Diagnomax, nos modos de radioscopia e fluoroscopia, realizadas com a câmara de ionização de 1 cm³ e com os monitores não invasivos NERO 6000M e RMI 242.

| Modo | Qualidade | Tensão (kVp) | Câmara de 1 cm ³ | NERO 6000M | | RMI 242 | |
|-----------------------|---------------------|--------------|-----------------------------|-------------------------------|-------------------------------|-------------------|-------------------------------|
| | | | Kerma no Ar (mGy) | Kerma no Ar (mGy) | Δ (%) | Kerma no Ar (mGy) | Δ (%) |
| Radioscopia - 125 mAs | RQR 2 | 40 | 0,59 ± 0,02 | 0,62 ± 0,01 | 5,1 | 0,61 ± 0,01 | 3,3 |
| | RQR 3 | 50 | 1,45 ± 0,02 | 1,54 ± 0,03 | 5,8 | 1,50 ± 0,03 | 3,4 |
| | RQR 4 | 60 | 2,48 ± 0,04 | 2,60 ± 0,04 | 4,8 | 2,60 ± 0,05 | 4,8 |
| | RQR 5 | 70 | 3,91 ± 0,03 | 4,12 ± 0,07 | 5,4 | 4,08 ± 0,06 | 4,3 |
| | RQR 6 | 80 | 5,07 ± 0,09 | 5,34 ± 0,06 | 5,3 | 5,30 ± 0,04 | 4,5 |
| | RQR 7 | 90 | 6,81 ± 0,10 | 7,18 ± 0,12 | 5,4 | 7,07 ± 0,07 | 3,8 |
| | RQR 8 | 100 | 8,61 ± 0,12 | 9,03 ± 0,07 | 4,9 | 8,81 ± 0,05 | 2,3 |
| | Fluoroscopia - 3 mA | Qualidade | Tensão (kVp) | Taxa de Kerma no Ar (mGy/min) | Taxa de Kerma no Ar (mGy/min) | Δ (%) | Taxa de Kerma no Ar (mGy/min) |
| RQR 2 | | 40 | 8,5 ± 0,1 | 8,9 ± 0,1 | 4,7 | 8,1 ± 0,1 | - 4,7 |
| RQR 3 | | 50 | 15,9 ± 0,2 | 16,6 ± 0,1 | 4,4 | 15,6 ± 0,1 | - 1,9 |
| RQR 4 | | 60 | 26,5 ± 0,2 | 27,3 ± 0,1 | 3,0 | 26,1 ± 0,1 | - 1,5 |
| RQR 5 | | 70 | 35,3 ± 0,2 | 37,0 ± 0,2 | 4,8 | 34,6 ± 0,2 | - 2,0 |
| RQR 6 | | 80 | 46,7 ± 0,3 | 48,6 ± 0,2 | 4,0 | 45,7 ± 0,5 | - 2,1 |
| RQR 7 | | 90 | 58,6 ± 0,4 | 60,7 ± 0,2 | 3,5 | 56,7 ± 0,3 | - 3,2 |

No modo de radioscopia, o kerma no ar medido pelo monitores não invasivos NERO 6000M e RMI 242 apresentaram variações máximas de 5,8 e 4,8 %, respectivamente, em relação aos valores de referência obtidos com a câmara de ionização de 1 cm³, enquanto que no modo de fluoroscopia, as variações máximas foram de 4,8 e - 4,7 %, respectivamente.

A Tabela 4.12 mostra os valores de taxa de kerma no ar obtidos com a câmara de ionização e os monitores não invasivos para o modo de fluoroscopia do equipamento Rigaku Denki.

Tabela 4.12. Medidas da taxa de kerma no ar do equipamento de raios X Rigaku Denki, no modo de fluoroscopia, realizadas com a câmara de ionização de 1 cm³ e com os monitores não invasivos NERO 6000M e RMI 242.

| Tensão (kVp) | Câmara de 1 cm ³ | NERO 6000M | | RMI 242 | |
|--------------|-------------------------------|-------------------------------|--------------|-------------------------------|--------------|
| | Taxa de Kerma no Ar (mGy/min) | Taxa de Kerma no Ar (mGy/min) | Δ (%) | Taxa de Kerma no Ar (mGy/min) | Δ (%) |
| 30 | 47,9 ± 0,5 | 45,0 ± 0,6 | - 6,0 | 41,3 ± 0,8 | - 14 |
| 40 | 129 ± 1 | 134 ± 1 | 3,9 | 115 ± 2 | - 11 |
| 50 | 230 ± 3 | 232 ± 2 | 0,9 | 206 ± 3 | - 10 |

Neste caso, as variações máximas foram de - 6 e - 14 % para os monitores não invasivos NERO 6000M e RMI 242, respectivamente. De acordo com as variações apresentadas nas Tabelas 4.11 e 4.12 serão necessários fatores de correção nas medidas de kerma no ar realizadas pelos monitores não invasivos, correspondentes às variações percentuais para cada valor de tensão. A determinação de fatores de correção para cada monitor não invasivo requer a medida da taxa de kerma no ar num determinado ponto, 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⁽⁵⁶⁾, como ocorre para a câmara de ionização de 1 cm³.

4.4. Controle de Qualidade dos Monitores Invasivos e Não Invasivos

Utilizando-se como referência os valores de tensão obtidos a partir de medidas de espectrometria, mostradas na Tabela 3.5, pode-se determinar fatores de correção para cada sistema de monitoração e para cada valor de tensão do equipamento de raios X^(70,78,79).

O fator de correção corresponde à razão entre o valor de tensão medido pelo espectrômetro (Tabela 3.5) e o valor de tensão medido em cada equipamento de monitoração (Tabelas 4.1 e 4.2), como mostra a Tabela 4.13.

Tabela 4.13. Fatores de correção de tensão de pico para cada sistema de monitoração em relação aos valores de espectrometria, nos modos de radioscopia e fluoroscopia.

| Equipamentos | Tensão nominal (kVp) | Espectrometria (keV) | Fator de Correção | | | |
|---------------|----------------------|----------------------|-------------------|------------|---------|-------|
| | | | DYNALYSER III | NERO 6000M | RMI 242 | |
| Neo-Diagnomax | Radioscopia | 60 | 58,3 | 0,988 | 1,010 | 0,981 |
| | | 71 | 69,2 | 0,960 | 0,969 | 0,960 |
| | | 80 | 78,9 | 0,961 | 0,975 | 0,961 |
| | | 90 | 89,2 | 0,948 | 0,966 | 0,958 |
| | | 100 | 98,1 | 0,934 | 0,934 | 0,943 |
| | Fluoroscopia | 40 | 43,1 | 1,031 | 1,075 | 1,023 |
| | | 50 | 52,0 | 1,034 | 1,068 | 1,055 |
| | | 60 | 62,9 | 1,018 | 1,072 | 1,057 |
| | | 71 | 70,3 | 1,006 | 1,034 | 1,007 |
| | | 80 | 80,1 | 1,016 | 1,032 | 1,011 |
| | | 90 | 89,8 | 1,019 | 1,033 | 1,015 |
| Rigaku Denki | Fluoroscopia | 30 | 31,5 | - | 1,075 | 0,981 |
| | | 40 | 41,4 | - | 1,051 | 0,958 |
| | | 50 | 51,8 | - | 1,048 | 0,970 |

Os fatores de correção foram adotados para o ajuste dos valores de tensão a serem medidos pelos equipamentos de monitoração não invasivos em outros equipamentos de raios X, garantindo a confiabilidade nas medidas de tensão. A incerteza máxima associada aos fatores de correção foi de 3,9 %.

Pode-se notar que a variação máxima dos fatores de correção em relação aos valores de espectrometria foi de 7,5 %, sendo uma variação menor

que o valor limite da variação máxima da tensão estabelecida por norma⁽¹⁴⁾, que é de 10 %. Isto mostra a necessidade de aplicação destes fatores de correção às medidas com os equipamentos de monitoração não invasivos.

Analisando-se os fatores de correção da tensão de pico, nota-se que seus valores são maiores para valores menores de tensão, caracterizando uma dependência energética destes monitores. Nos modos de radioscopia e fluoroscopia do equipamento de raios X Neo-Diagnomax, o monitor Dynalyser III apresenta uma dependência energética de seu fator de correção de 5,8 e 2,5 %, respectivamente, sendo de 8,1 e 4,2 % para o monitor NERO 6000M e de 4,0 e 4,8 % para o monitor RMI 242. Para o equipamento Rigaku Denki, os monitores NERO 6000M e RMI 242 apresentam dependência energética de 2,6 e 2,4 %, respectivamente.

Para os valores de tempo de exposição medidos pelos sistemas de monitoração (Tabela 4.3) não há necessidade de estabelecer fatores de calibração, pois a variação máxima das medidas realizadas pelos monitores não invasivos em relação às medidas do Dynalyser III foi inferior a 1 %.

Foi verificada a dependência da taxa de kerma no ar medidas com os monitores não invasivos por meio de exposições no modo de radioscopia e fluoroscopia, com correntes de 125 e 3 mA, respectivamente, para o equipamento de raios X Neo-Diagnomax. Além disso, verificou-se a dependência energética dos monitores por meio da variação de tensão de 40 a 100 kV. Para o equipamento de raios X Rigaku Denki, que opera no modo de fluoroscopia, a corrente aplicada foi de 30 mA e a tensão variou de 30 a 50 kVp.

Os valores medidos com a câmara de ionização de 1 cm³ foram corrigidos pela dependência energética da câmara, conforme o certificado de calibração. Não foram feitas medidas de kerma no ar e de taxa de kerma no ar para as qualidades de radiação RQA e DN com os monitores não invasivos NERO 6000M e RMI 242 pela imprecisão das medidas obtidas, devido à intensa filtração do feixe para estas qualidades.

5. CONCLUSÕES

A implantação de uma metodologia de controle de qualidade nos equipamentos de raios X do Laboratório de Calibração estabeleceu uma verificação periódica dos parâmetros que modificam os feixes de raios X, para manutenção das condições adequadas de funcionamento dos equipamentos de raios X utilizados para a calibração de dosímetros clínicos e de monitores portáteis.

O controle de qualidade aplicado aos equipamentos de raios X do Laboratório de Calibração de Instrumentos inclui o seguinte conjunto de testes de constância, de periodicidade anual: exatidão da tensão de pico, exatidão do tempo de exposição, exatidão de corrente, camada semi-redutora e coeficiente de homogeneidade, alinhamento do eixo central dos feixes de raios X, medida da radiação de fuga e variação da taxa de kerma no ar com a corrente e com o tempo de exposição.

Foram estabelecidos os parâmetros técnicos de 125 mAs e 1 s para o modo de radioscopia do equipamento de raios X Neo-Diagnomax e corrente de 3 mA para o modo de fluoroscopia. Para o equipamento de raios X Rigaku Denki foi mantida fixa a corrente em 30 mA para a realização das medidas com os monitores não invasivos NERO 6000M e RMI 242.

Foram estabelecidas as qualidades de radiação RQR e RQA no modo de radioscopia do equipamento de raios X Neo-Diagnomax, após a verificação do comportamento deste equipamento para este modo de operação.

Os valores medidos pelos equipamentos Dynalyser III, NERO 6000M e RMI 242 não apresentaram variação maior que 8 % dos valores nominais de tensão de pico dos equipamentos de raios X Neo-Diagnomax e Rigaku Denki. Os

tempos de exposição do equipamento de raios X Neo-Diagnomax, no modo de radioscopia, medidos pelos equipamentos de monitoração apresentam uma variação média de 6 % em relação aos valores nominais do painel. A variação do produto da corrente pelo tempo de exposição aumenta para valores de tensão de pico maiores, atingindo um valor máximo de 18 %, enquanto que no modo de fluoroscopia, a variação permaneceu em torno de 18 % para todos os valores nominais de tensão. Os valores obtidos das camadas semi-redutoras com a câmara de ionização de 1 cm³ e com os monitores não invasivos estão de acordo com os valores mínimos de CSR exigidos pela Portaria nº 453, com uma variação máxima de 6 %.

A maior variação da tensão de pico medida pelos monitores não invasivos NERO 6000M e RMI 242, em relação às medidas com o monitor invasivo Dynalyser III, foi de 7 %, para os dois equipamentos de raios X. Os valores de tempo de exposição medidos com os monitores de tensão não invasivos apresentaram uma concordância com os valores medidos pelo Dynalyser III, com uma variação menor que 1 %. A maior variação do valor da CSR medida pelos monitores não invasivos NERO 6000M e RMI 242, em relação às medidas com a câmara de ionização de 1 cm³ foi de 4 e 3 %, respectivamente. No modo de radioscopia, o kerma no ar medido pelos monitores não invasivos NERO 6000M e RMI 242 apresentou variações máximas de 5,8 e 4,8 %, respectivamente, em relação aos valores obtidos com a câmara de ionização, enquanto que no modo de fluoroscopia, as variações máximas foram de 4,8 e - 4,7 %, respectivamente.

Os fatores de correção de tensão e de taxa de kerma no ar estabelecidos para os sistemas de monitoração não invasivos permitem a utilização destes monitores na verificação dos parâmetros técnicos em outros equipamentos de raios X, assim como para prestação de serviços de controle de qualidade. Embora os procedimentos implantados para a verificação da estabilidade e calibração destes monitores sejam direcionados para o Laboratório de Calibração de Instrumentos, eles podem e devem ser aplicados nos serviços de radiodiagnóstico de modo a garantir o bom funcionamento destes equipamentos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Summary of the current ICRP principles for protection of the patient in diagnostic radiology.** Oxford and New York: Pergamon Press, 1993 (ICRP Report of Committee 3).
2. FREITAS, L. C.; DREXLER, G. The role of secondary standard dosimetry laboratories in diagnostic radiology. *Radiat. Prot. Dosim.* v. 43, n. 1, p. 99-102, 1992.
3. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.** Publication 26. Oxford and New York: Pergamon Press, 1977 (ICRP 26).
4. ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGIA ATÔMICA. **Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación.** Viena: OIEA, 1997. (Colección Seguridad 115).
5. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **1990. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.** Publication 60. Oxford and New York: Pergamon Press (ICRP 60).
6. 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, p. 103-107, 1998.

7. DREXLER, G.; ERISKAT, H.; SCHIBILLA, H.; HAYBITTLE, J. L.; SECRETAN, L. F. ***Criteria and methods for quality assurance in medical X-ray diagnosis.*** BJR Supplement No. 18. London: The British Institute of Radiology, p. 127-129, 1985.
8. MARTIN, C. J.; SHARP, P. F.; SUTTON, D. G. Measurement of image quality in diagnostic radiology. ***Appl. Radiat. Isot.***, v. 50, n. 1, p. 21-38, 1999.
9. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. ***Requisitos de radioproteção e segurança para serviços de radioterapia.*** 1990 (CNEN-NE-3.06).
10. CENTRO DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. ***Portaria CVS/EXP-2.*** Diário Oficial do Estado. São Paulo: 28 de janeiro de 1994.
11. MINISTÉRIO DA SAÚDE. ***Portaria Nº 2043.*** Diário Oficial da União. Brasília: 12 de dezembro de 1994.
12. SECRETARIA DE ESTADO DA SAÚDE. ***Resolução SS-625. Uso, posse e armazenamento de fontes de radiação ionizante no âmbito do Estado de São Paulo.*** Diário Oficial do Estado. São Paulo: 14 de dezembro de 1994.
13. CENTRO DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. ***Portaria CVS-3. Programas de garantia de qualidade em radiologia odontológica.*** Diário Oficial do Estado. São Paulo: 02 de junho de 1997.
14. MINISTÉRIO DA SAÚDE. ***Portaria Nº 453. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico.*** Diário Oficial da União. Brasília: 02 de junho de 1998.
15. WORLD HEALTH ORGANIZATION. ***Quality assurance in diagnostic radiology.*** Genève: WHO, 1982.
16. HOSPITAL PHYSICISTS' ASSOCIATION. ***Quality assurance measurements in diagnostic radiology.*** London: HPA, 1979. (Conf. Report Series 29).

17. NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. **Quality assurance for diagnostic imaging**. Bethesda, MD.: NCRP, 1988. (NCRP Report 99).
18. COMMISSION OF THE EUROPEAN COMMUNITIES. **Quality criteria for diagnostic radiographic images**. Brussels: CEC, 1996. (EUR 16260).
19. INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical diagnostic X-ray equipment - Radiation conditions for use in the determination of characteristics**. Set. 1994, Genève (IEC 1267).
20. COSTA, P. R. **O cenário brasileiro na garantia da qualidade em radiologia**. Em: II WORKSHOP EM NORMALIZAÇÃO E CERTIFICAÇÃO DE EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS. São Paulo: Nov. 04, 1997.
21. SOUZA, K. C. **Espectros e qualidades de raios X para uso em radiodiagnóstico e calibração de equipamentos**. Rio de Janeiro: 1996. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Rio de Janeiro.
22. ROTHENBERG, L. N. Quality control in diagnostic radiology. **Med. Phys. World**, v. 6, n. 1, p. 22-26, 1990. (Bulletin of the International Organization for Medical Physics).
23. WAGNER, L. K.; FONTENLA, D. P.; KIMME-SMITH, C.; ROTHENBERG, L. N.; SHEPARD, J.; BOONE, J. M. Recommendations on performance characteristics of diagnostic exposure meters: Report of AAPM Diagnostic X-Ray Imaging Task Group No. 6. **Med. Phys.**, v. 19, n. 1, p. 231-241, 1992.
24. 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. Nov. 20-24, 1992, Caxambu, MG. **Anais...** Caxambú: 1992. p. 527-530.
25. GUILARDI 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.

26. BERG, L.; AARTS, J. C. N. M.; BEENTJES, L. B.; DALEN, A.; ELSAKKERS, P.; JULIUS, H. W.; KICHEN, P. J. H.; MEER, F.; TEEUWISSE, W.; THIJSSSEN, M. A. O.; ZOETELIEF, J. Guidelines for quality control of equipment used in diagnostic radiology in the Netherlands. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 80, n. 1, p. 95-97, 1998.
27. GREEN, S.; PALETHORPE, J. E.; PEACH, D. E.; BRADLEY, D. A. Performance assessment of patient dosimetry services and X-ray quality assurance instruments used in diagnostic radiology. *Appl. Radiat. Isot.*, v. 50, p. 137-152, 1999.
28. CORTE, R. E. F.; GUILLARDI NETO, T.; 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. Nov. 20-24, 1992, Caxambu, MG. *Anais...* Caxambú: 1992. p. 531-533.
29. GOLDSTEIN, A. Panoramic radiology quality assessment. *Med. Phys.*, v. 25, n. 6, p. 1028-1032, 1998.
30. SCHANDORF, C.; TETTEH, G. K. Analysis of the status of X-ray diagnosis in Ghana. *Br. J. Radiolog.*, v. 71, p. 1040-1048, 1998.
31. NASSIVERA, E.; NARDIN, L. Quality control programme in mammography: second level quality controls. *Br. J. Radiolog.*, v. 70, p. 612-618, 1997.
32. CARLOS, M. T.; PEIXOTO, J. G. P. Implementação de feixes padronizados de raios X diagnósticos no LNMRI-IRD/CNEN. *A.R.P.*, p. 80-83, 1992.
33. KRAMER, H. M. European intercomparison of diagnostic dosimeters: Calibration of the reference dosimeters. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 43, n. 1, p. 75-79, 1992.
34. DEWERD, L. A.; WAGNER, L. K. Characteristics of radiation detectors for diagnostic radiology. Services and X-ray quality assurance instruments used in diagnostic radiology. *Appl. Radiat. Isot.*, v. 50, p. 125-136, 1999.

35. ALBUQUERQUE, M. P. P. **Metodologia dosimétrica e sistema de referência para radiação X nível diagnóstico**. São Paulo: 1999. Tese (Doutoramento) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/USP.
36. KHAN, F. M. **The physics of radiation therapy**. 2. ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1994.
37. JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM J. R. **The physics of radiology**. 4. ed. Springfield, Illinois: Charles C. Thomas, 1983.
38. WOLBARST, A. B. **Physics of radiology**. Norwalk: Appleton & Lange, 1993.
39. SCAFF, L. A. M. **Física da radioterapia**. São Paulo: Sarvier, 1997.
40. CURRY III, T. S., DOWDEY, J. E., MURRY, R. C. **Christensen's introduction to the physics of diagnostic radiology**. 3 ed. Philadelphia: Lea & Febiger, 1982.
41. SPRAWLS, P. **Principles of radiography for technologists**. Maryland: An Aspen Publication, 1990.
42. NICKOLOFF, E. L.; BERMAN, H. L. Factors affecting X-ray spectra. **Radiogr.**, v. 13, n. 16, p. 1337-1348, 1993.
43. GALLINI, R. E.; BELLETTI, S.; BERNA V.; GIUGNI, U.; PRANDELLI, G. A simple test for X ray tube filtration. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 57, n. 1, p. 253-255, 1995.
44. WALL, B. F.; HART, D. The potential for dose reduction in diagnostic radiology. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 43, n. 1, p. 265-268, 1992.
45. BEHRMAN, R. H.; YASUDA G. Effective dose in diagnostic radiology as a function of x-ray beam filtration for a constant exit dose and constant film density. **Med. Phys.**, v. 25, n. 5, p. 780-790, 1998.

46. INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. ***X and gamma reference radiations for calibrating dosimeters and dose rate meters and determining their response as a function of photon energy. Part 1: Radiation characteristics and production methods.*** Dec. 1996, Genève (ISO 4037-1:1996 (E)).
47. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Calibration of dose meters used in radiotherapy.*** IAEA, Vienna, 1994. (Technical Report Series No. 374).
48. HUBELL, J. H. Photon mass attenuation and energy absorption coefficients from 1 keV to 20 MeV. ***Int. J. Appl. Radiat. Isot.***, v. 133, p. 1269-1290, 1982.
49. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. ***Fundamental quantities and units for ionizing radiation.*** Publication 60. Bethesda, MD, 1998 (ICRU 60).
50. KRAMMER, H. M.; SELBACH, H-J; ILES, W. J. The practical voltage of diagnostic X-ray generators. ***Br. J. Radiolog.***, v. 71, p. 200-209, 1998.
51. HEING, G.; PYCHLAU, P.; SCHÜLE, E. NOMEX - A universal diagnostic dosimeter, mAs, and kV meter for acceptance test measurements and quality assurance. ***Radiat. Prot. Dosim.***, v. 43, n. 1, p. 187-191, 1992.
52. SIMON, W. E.; RICHARDS, D. Determination of X-ray tube potential (kV) waveform by a non-invasive evaluation of radiation output (NERO). ***Appl. Opt. Instr. Med. IX***, v. 273, p. 149-152, 1981.
53. UYS, N. J.; HERBST, C. P.; ASWEGEN, A., LÖTTER, M. G.; SWEETLOVE, M. A.; VILLIERS, J. F. K. A non-invasive method to control the tube current calibration of diagnostic radiology equipment. ***Radiat. Prot. Dosim.***, v. 57, n. 1, p. 227-229, 1995.
54. KNOLL, G. F. ***Radiation Detection and Measurement.*** 2 ed. New York: John Wiley & Sons, Inc., 1989.

55. 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/USP.
56. ATTIX, F. H. ***Introduction to radiological physics and radiation dosimetry.*** New York: John Wiley & Sons, 1986.
57. 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). Universidade Estadual do Rio de Janeiro.
58. WAGNER, L. K.; CERRA, F.; CONWAY, B.; FEWELL, T. R.; OHLHABER, T. R. Energy and rate dependence of diagnostic X-ray exposure meters. ***Med. Phys.***, v. 15, p. 749-753, 1988.
59. DAS, I. J.; AKBER, S. F. Ion recombination and polarity effect of ionization chambers in kilovoltage X-ray exposure measurements. ***Med. Phys.***, v. 25, n. 9, p. 1751-1757, 1998.
60. KOFLER, J. M.; GRAY, J. E.; DALY, T. R. Spatial and temporal response characteristics of ionization chambers used in diagnostic radiology for exposure measurements and quality control. ***Health Phys.***, v. 67, n. 6, p. 661-667, 1994.
61. INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. ***X and gamma reference radiations for calibrating dosimeters and dose rate 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).

62. INTERNATIONAL ELETROTECHNICAL COMMISSION. ***Dosemeters with ionization chambers as used in radiotherapy***. 1996, Genève (Draft IEC 731 Revision).
63. PODGORSK, E. B.; GOSSELIN, M.; EVANS, M. D. C. Superficial and orthovoltage X ray beam dosimetry. ***Med. Phys.***, v. 25, n. 7, p. 1206-1211, 1998.
64. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Absorbed dose determination in photon and electron beams***. IAEA, Vienna, 1987. (Technical Reports Series No. 277).
65. 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).
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. 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/USP.
68. DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG. ***Strahlenqualitäten für Messungen in der radiologischen Technik***. Deutsche Norm, Nov. 1992, Berlin (DIN 6872, Teil 1).
69. 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. Isot.***, v. 50, n. 2, p. 343-353, 1999.
70. 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.

71. SUNDE, P. B.; Specification and selection of dosimetry instrumentation for diagnostic radiology. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 43, n. 1, p. 183-186, 1992.
72. GUERRA, A. B.; CALDAS, L. V. E. Controle de estabilidade em câmaras de ionização. *Rev. Imagem 2000*, 22 (suplemento especial): 1777.
73. BIMP; IEC; IFCC; ISO; IUPAC; IUPAP; OIML. **Guia para expressão da incerteza de medição**. Segunda edição brasileira em língua portuguesa. Rio de Janeiro: ABNT, INMETRO, SBM, 1998.
74. 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.
75. WAGNER, L. K. Studies on the performance of diagnostic ionization air kerma meters in the United States. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 43, n. 1, p. 127-130, 1992.
76. IPEMB (INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY). The IPEMB code of practice for the determination of absorbed dose for X rays below 300 kV generating potential. *Phys. Med. Biol.*, v. 41, p. 2605-2626, 1996.
77. SELBACH, H. J. Requirements for dosimeters used in diagnostic radiology. *Radiat. Prot. Dosim.*, v. 43, n. 1, p. 25-29, 1992.
78. INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical electrical equipment - Dosimeters with ionization chambers and/or semiconductor detectors as used in X-ray diagnostic imaging**. Genève, 1997. (IEC 61674).
79. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Calibration of radiation protection monitoring instruments**. IAEA, Vienna, 1996. (Review of the Technical Reports Series No. 133, Draft).

ANEXO 1

PROCEDIMENTOS PARA UTILIZAÇÃO DOS MONITORES NÃO INVASIVOS NO CONTROLE DE QUALIDADE DOS EQUIPAMENTOS DE RAIOS X

NEO-DIAGNOMAX

Radioscopia - 125 mAs e 1 s
Fluoroscopia - 3 mA

RIGAKU DENKI

Fluoroscopia - 30 mA

DYNALYSER III

RADIOSCOPIA E FLUOROSCOPIA

- Coloque o seletor de tensão em A+C e o seletor de corrente em mA;
- Deixe a função "Trigger Source" em kVp;
- O "kV Delay" deve estar em 20 ms;
- O "Window Delay" deve estar em "off";
- Coloque a função "Procedure" em normal;
- O "Trigger Mode" deve estar em "percent";
- O "Trigger Level" deve estar em 10 % (equipamentos monofásicos);
- Na Unidade de Alta Voltagem, posicione a chave de mA para o modo Rad (1 mV/mA) para medidas em radioscopia e Flu (20 mV/mA) para medidas em fluoroscopia.

NERO 6000M

TESTES DE ESTABILIDADE

- Ligue o NERO 6000M e deixe-o estabilizar por 15 minutos, no mínimo;
- Posicione a fonte de ^{90}Sr (8921-906) no suporte de acrílico próprio do detector do NERO;
- Gire o seletor de filtros do NERO para a posição (CHK);
- Aperte as teclas (F.) para verificar se a sensibilidade do NERO está em Hi;
- Aperte as teclas (F5) para iniciar as medidas de dose acumulada;
- Faça a medida do tempo com um cronômetro;
- O tempo de cada medida é de 5 minutos. Aperte a tecla (NEXT) para reiniciar a medida;
- Faça 10 medidas e calcule o valor médio e o desvio padrão das leituras;
- Corrija o valor obtido pelo fator de correção para temperatura e pressão (ϕ):

$$\phi = \left(\frac{T + 273,15}{293,15} \right) \times \frac{101,3}{p}$$

onde T é a temperatura ambiente (em °C) e p é a pressão atmosférica (kPa).

RADIOSCOPIA

Medidas de Tensão, Tempo de Exposição e Kerma no Ar

1. Aperte as teclas (F.) para selecionar a sensibilidade do NERO em LO;
2. Aperte as teclas (F4) para selecionar a fase em 1ϕ ;
3. Selecione um valor de tensão no painel de comando do aparelho de raios X, mantendo-se fixos os valores de corrente estabelecidos para cada equipamento;
4. Aperte a tecla (SGL) e digite o valor do kVp selecionado (verifique se o filtro do detector do NERO está adequado para a tensão escolhida)(ENT);
5. Digite o valor do mAs (ou aperte a tecla NEXT se o painel apresentar "mA")(ENT);
6. Selecione o tamanho do ponto focal: (S) para pequeno (Neo-Diagnomax) ou aperte a tecla (NEXT) se aparecer (L) no painel (ENT);
7. Espere aparecer (C02) no visor e faça o disparo;
8. Aperte (PRINT)(SGL) para imprimir os resultados;

9. Faça três medidas, não consecutivas, para cada tensão;
10. Multiplique os valores de exposição (R) por 0,00873 para obter leituras em kerma no ar (Gy);
11. Calcule a média e o desvio padrão das medidas de tensão de pico, tempo de exposição e de kerma no ar.

Medidas de Camada Semi-Redutora

- a. Coloque o colimador de menor diâmetro na saída do feixe de raios X;
- b. Repita os itens de 1 a 8;
- c. Adicione um filtro de alumínio com espessura de 0,5 mm próximo à saída do feixe e repita os itens de 4 a 8;
- d. Repita o item c até a intensidade do feixe ser reduzida à metade.

FLUOROSCOPIA

Medidas de Tensão e de Taxa de Kerma no Ar

1. Verificar se a sensibilidade (F.) está em Hi;
2. Verificar se a fase do aparelho (F4) está em 1 ϕ ;
3. Selecione um valor de tensão no painel de comando do aparelho de raios X, mantendo-se fixos os valores de corrente estabelecidos para cada equipamento;
4. Aperte a tecla (FLRO) e digite o kVp selecionado (verificar se o filtro do detector do NERO está adequado para a tensão escolhida)(ENT);
5. Acione a fluoroscopia no equipamento de raios X;
6. Aperte (EXIT) enquanto o feixe estiver sendo disparado e espere aparecer (C03) no painel do NERO antes de interromper o disparo;
7. Aperte (PRINT)(FLRO) para imprimir o resultado;
8. Faça três medidas, não consecutivas, para cada tensão;
9. Multiplique os valores de taxa de exposição (R/min) por 0,00873 para obter leituras em taxa de kerma no ar (Gy/min);
10. Calcule a média e o desvio padrão dos valores de tensão e de taxa de kerma no ar.

Medidas de Camada Semi-Redutora

- a. Coloque o colimador de menor diâmetro na saída do feixe de raios X;
- b. Repita os itens de 1 a 7;
- c. Adicione um filtro de alumínio com espessura de 0,5 mm próximo à saída do feixe e repita os itens de 4 a 7;
- d. Repita o item c até a intensidade do feixe ser reduzida à metade.

RMI 242

TESTES DE ESTABILIDADE

- Conecte a câmara de ionização antes de ligar o monitor;
- Selecione o modo "Remote" na tecla "ION CHAMBER" na parte de trás do medidor;
- Ligue o monitor e deixe-o estabilizar por 15 minutos;
- Uma letra "A" irá aparecer no visor. Aperte a tecla "MODE" até aparecer a letra "C", que corresponde ao modo fluoroscopia;
- Coloque a fonte de ⁹⁰Sr (8921-906) no suporte de acrílico próprio do detector do RMI 242.
- O monitor irá emitir um sinal sonoro durante a exposição, indicando que o detector está fazendo leitura, apresentando o valor da taxa de exposição no visor após intervalos de 7 segundos;
- Faça 10 medidas e calcule o valor médio e o desvio padrão das leituras;
- Corrija o valor obtido pelo fator de correção para temperatura e pressão.

RADIOSCOPIA

Medidas de Tensão, Tempo de Exposição e Kerma no Ar

1. Selecione o modo "Integral" na tecla "ION CHAMBER" na parte de trás do medidor;
2. Ligue o medidor. Uma letra "A" irá aparecer no visor, correspondente ao modo de radiografia;
3. Faça uma exposição para verificar a forma de onda do aparelho ou utilize a tecla kVp selecionando 1P-F (monofásico com retificação de onda inteira) para o equipamento de raios X Neo-Diagnomax ou CP (potencial constante) para o equipamento Rigaku Denki;
4. Selecione o valor da tensão, corrente e tempo de exposição no comando do aparelho de raios X e faça uma exposição. O monitor irá emitir um sinal sonoro no início da exposição e outro quando a análise dos dados estiver concluída;
5. Anote os resultados apresentados no visor do monitor;
6. Multiplique os valores de exposição (R) por 0,00873 para obter leituras em kerma no ar (Gy);
7. Calcule a média e o desvio padrão das medidas de tensão de pico, tempo de exposição e de kerma no ar.

Medidas de Camada Semi-Redutora

- a. Coloque o colimador de menor diâmetro na saída do feixe de raios X;
- b. Repita os itens de 4 a 6;
- c. Adicione um filtro de alumínio com espessura de 0,5 mm próximo à saída do feixe e repita os itens de 4 a 6;
- d. Repita o item c até a intensidade do feixe ser reduzida à metade.

FLUOROSCOPIA

Medidas de Tensão e de Taxa de Kerma no Ar

1. Selecione o modo "Integral" na tecla "ION CHAMBER" na parte de trás do medidor;
2. Ligue o medidor. Aperte a tecla "MODE" até aparecer a letra "C", que corresponde ao modo fluoroscopia;
3. Faça uma exposição para verificar a forma de onda do aparelho ou utilize a tecla kVp selecionando 1P-F (monofásico com retificação de onda inteira) para o equipamento de raios X Neo-Diagnomax ou CP (potencial constante) para o equipamento Rigaku Denki;
4. Selecione o valor da tensão e da corrente no comando do aparelho de raios X e faça uma exposição durante um tempo mínimo de 7 segundos. O monitor irá emitir um sinal sonoro durante a exposição;
5. Anote os resultados apresentados no visor do monitor;
6. Multiplique os valores de taxa de exposição (R/min) por 0,00873 para obter leituras em taxa de kerma no ar (Gy/min);
7. Calcule a média e o desvio padrão das medidas de tensão de pico e da taxa de kerma no ar.

Medidas de Camada Semi-Redutora

- a. Coloque o colimador de menor diâmetro na saída do feixe de raios X;
- b. Repita os itens de 4 a 6;
- c. Adicione um filtro de alumínio com espessura de 0,5 mm próximo à saída do feixe e repita os itens de 4 a 6;
- d. Repita o item c até a intensidade do feixe ser reduzida à metade.

ANEXO 2

FOLHAS DE ENSAIO

Data: ___/___/___

Equipamento de raios X: _____

Instrumento de medição: _____

TESTE DE ESTABILIDADE

$$T = \text{___} \text{ } ^\circ\text{C} \quad P = \text{___} \text{ kPa} \quad \phi = \left(\frac{T + 273,15}{293,15} \right) \times \frac{101,3}{\rho} = \text{___}$$

| | | | | | | | |
|--|--|--|--|--|--|--|--|
| | | | | | | | |
| | | | | | | | |

$$L_M = (\text{___} \pm \text{___}) R ; L_{M\phi} = (\text{___} \pm \text{___}) R$$

Multiplique os valores de exposição (R) por 0,00873 para obter leituras em kerma no ar (Gy)

$$L_{\text{corrigido}} : (\text{___} \pm \text{___}) \text{ Gy}$$

TENSÃO, TEMPO DE EXPOSIÇÃO E KERMA NO AR

Medidas efetuadas a ___ cm de distância

___ mA ___ mAs ___ s

| | | | | | | | |
|--|--|--|--|--|--|--|--|
| Tensão (kVp) | | | | | | | |
| Qualidade | | | | | | | |
| Tensão medida (kVp) | | | | | | | |
| | | | | | | | |
| $T_M \pm \sigma T_M$ | | | | | | | |
| Tempo de exposição (s) | | | | | | | |
| | | | | | | | |
| $t_M \pm \sigma t_M$ | | | | | | | |
| Exposição (mR) | | | | | | | |
| | | | | | | | |
| $X_M \pm \sigma X_M$ | | | | | | | |
| $X_{M\text{corrig}} \pm \sigma X_{M\text{corrig}}$ | | | | | | | |

CAMADA SEMI-REDUTORA

| Tensão (kVp) | | | | | | | | |
|------------------|------|-----------|------|-----------|------|-----------|------|-----------|
| Qualidade | | | | | | | | |
| Espessura (mmAl) | X(i) | X(i)/X(0) | X(i) | X(i)/X(0) | X(i) | X(i)/X(0) | X(i) | X(i)/X(0) |
| 0 | | 1,00 | | 1,00 | | 1,00 | | 1,00 |
| 0,5 | | | | | | | | |
| 1,0 | | | | | | | | |
| 1,5 | | | | | | | | |
| 2,0 | | | | | | | | |
| 2,5 | | | | | | | | |
| 3,0 | | | | | | | | |
| 4,0 | | | | | | | | |
| 5,0 | | | | | | | | |
| CSR | mmAl | | mmAl | | mmAl | | mmAl | |

| Tensão (kVp) | | | | | | | | |
|------------------|------|-----------|------|-----------|------|-----------|------|-----------|
| Qualidade | | | | | | | | |
| Espessura (mmAl) | X(i) | X(i)/X(0) | X(i) | X(i)/X(0) | X(i) | X(i)/X(0) | X(i) | X(i)/X(0) |
| 0 | | 1,00 | | 1,00 | | 1,00 | | 1,00 |
| 0,5 | | | | | | | | |
| 1,0 | | | | | | | | |
| 1,5 | | | | | | | | |
| 2,0 | | | | | | | | |
| 2,5 | | | | | | | | |
| 3,0 | | | | | | | | |
| 4,0 | | | | | | | | |
| 5,0 | | | | | | | | |
| CSR | mmAl | | mmAl | | mmAl | | mmAl | |

onde X(i): intensidade medida;
X(0): intensidade inicial (sem filtração adicional).