



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

Lilian Matsuhashi

**Otimização dos procedimentos de Controle de
Qualidade em Equipamentos Radiográficos
Convencionais do Instituto de Eletrotécnica e
Energia - USP**

Botucatu

2009

Lilian Matsuhashi

Otimização dos procedimentos de Controle de Qualidade em Equipamentos Radiográficos Convencionais do Instituto de Eletrotécnica e Energia - USP

Monografia apresentada ao Instituto de
Biotecnologia da Universidade Estadual
Paulista “Júlio de Mesquita Filho”,
campus de Botucatu, para obtenção do
título de Bacharel em Física Médica.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Tânia Ap. Correia Furquim

Botucatu

2009

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉCNICA DE AQUISIÇÃO E TRATAMENTO
DA INFORMAÇÃO
DIVISÃO DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: SELMA MARIA DE JESUS

Matsuhashi, Lílian.

Otimização de procedimentos de controle de qualidade em equipamentos radiográficos convencionais do Instituto de Eletrotécnica e Energia - USP / Lílian Matsuhashi. - Botucatu [s.n], 2009.

Trabalho de conclusão (bacharelado – Física médica) – Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Botucatu, 2009

Orientadora: Tania Aparecida Correia Furquim

1. Radiografia médica - Qualidade 2. Equipamento 3. Física médica

Palavras-chave: Controle de qualidade em radiodiagnóstico; Física médica; Radiodiagnóstico; Raios X

"Lembrai-vos de que as grandes coisas do homem foram conquistadas do que parecia impossível."

Charles Chaplin

Agradecimientos

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus por ter me dado paciência e a força para que este trabalho fosse realizado.

Aos meus pais, Eduardo Matsushashi e Neusa Thizuko Hakamada Matsushashi, agradeço a oportunidade e a confiança que em mim depositaram. Vocês são maravilhosos, não há como explicar o quão importantes são na minha vida.

Ao meu irmão, Rodnei Matsushashi por fazer parte da minha vida, me compreender e estar presente em todos os momentos.

Aos meus tios e tias: Rosa, Jorge, Maria Cristina, Akira, Roberto, Edson, Claudia, Mario, Isabel e Erli, agradeço todo o amor, carinho, compreensão e respeito.

As minhas primas Tissa e Cássia, responsáveis por muitos momentos felizes e outros nem tanto. Que me fizeram acreditar que eu era capaz, que podemos ir muito além.

A outros primos e primas: Lis Yara, Nairon, Eric, Henrique, Yuzo, Kimie e Fabi, por estarem presentes na minha vida.

Aos meus amigos de São Paulo, Patrícia, Camila, Rosi, Juliana, Tovani e Giovanni, que mesmo longe estiveram sempre me apoiando nessa jornada.

Aos meus amigos da II Turma de Física Médica, em especial: Amanda Bravim, Ernesto Lima, Kátia Tanimoto, Mariana Akemi Ide, Mariana Cechinato, pelas reuniões, alegrias, almoços, jantares, noites de estudos e todos os momentos especiais que me proporcionaram

Aos funcionários do Instituto de Eletrotécnica e Energia da USP que colaboram na realização desse trabalho. Obrigada pela compreensão e colaboração.

À minha orientadora, Prof^a. Dr^a. Tânia Aparecida Correia, por todos os conhecimentos transmitidos, pelas oportunidades dadas e pela paciência. Obrigada pela confiança em mim depositada. Tudo que foi vivenciado será essencial no novo caminho que irei trilhar.

Agradeço a todos que fazem e fizeram parte da minha vida até este momento para que um sonho se tornasse realidade.

RESUMO

A radiografia é atualmente um importante método de diagnóstico médico, odontológico e veterinário. A imagem nesse tipo de exame é obtida com o uso de um feixe de raios X, onde são possivelmente visualizadas estruturas de interesse pelo radiologista. Nem sempre é possível adquirir as imagens desejadas devido a vários fatores como as limitações dos equipamentos. A Portaria 453/98, a Resolução Estadual SS 625/94 e outras normas estabelecem testes de controle de qualidade e limites de aceitação que garantem um bom desempenho dos equipamentos, visando a segurança e a qualidade de saúde oferecendo aos usuários do serviço uma maior segurança e eficácia nos exames. Nesse estudo foram realizados acompanhamentos dos procedimentos nos ensaios de controle de qualidade estabelecidos pela Portaria 453/98 em diversos equipamentos radiográficos, para efetuar uma comparação e otimização nas descrições dos procedimentos utilizados pelo Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade de São Paulo (IEE-USP/SP). A otimização dos procedimentos foi realizada com o auxílio de uma literatura atualizada, a Portaria 453/98, a Resolução Estadual SS 625/94 e outras normas internacionais. Com base nisso foi possível observar a importância do acompanhamento periódico dos ensaios para uma atualização, acompanhando o desenvolvimento tecnológico dos instrumentos utilizados no serviço.

ABSTRACT

Radiography is currently an important method of diagnosis, both medical, dental and veterinary. The image in this type of survey is obtained using an X-ray beam, where the radiologist can possibly view structures of interest. It isn't always possible to get the desired images due to various factors, such as equipment limitations. The Administrative Law 453/98, the State Resolution SS 625/94, and other standards require testing and quality control acceptance limits that guarantee a good performance of the equipment for the security and quality of care, giving service users greater effectiveness in exams. This study were performed in the accompaniment of testing procedures for quality control established by Administrative Law 453/98 in several X-ray equipment to make a comparison and optimization in the descriptions of the procedures used by the Institute for Electrical Energy and the University of São Paulo (IEE / USP / SP).The optimization of the procedures were performed with the aid of a current literature, the Resolution 453/98, State Resolution SS 625/94 and other international standards. On this basis it was possible to observe the importance of regular monitoring of tests for an update, following the technological development of instruments used in the service.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Wilhelm Conrad Roengen. ¹	14
Figura 2: Intensificador de imagem a partir de 1972. ⁵	15
Figura 3: Diagrama da secção transversal de uma tela de intensificação com uma placa de vidro e uma combinação de tela de cinema. ⁵	15
Figura 4: Propaganda da inovadora placa de raios X desenvolvida por John Carbutt. ⁵	16
Figura 5: Primeiro fluoroscópico de Thomas Edison. ⁶	17
Figura 6: Equipamento radiográfico com tela fluoroscópica. ⁶	17
Figura 7: Tubo de raios X. ¹	21
Figura 8: Ação de focalização do copo de foco. ⁸	22
Figura 9: Demonstração do efeito anódico. ⁵	24
Figura 10: Sistema Tela-Filme. ¹	26
Figura 11: Ilustração da secção transversal de um sistema tela-fime-cassete com uma dupla emulsão. ¹	26
Figura 12: Curva H&D. ⁹	28
Figura 13: - A) Diagnostic kV Sensor - RADCAL – Mod. 40X5-W; B) Unidade de Controle AccukV Radiation e conversor - RADCAL – Mod. 4082; (C) Radiation Monitor Controller –RADCAL – Mod. 9010; D) Câmara de Ionização 6cc – RADCAL – Mod. 10X5-6.....	35
Figura 14: Planilha com os campos a serem preenchidos na ordem indicada pelos números (kVp e tempo)	36
Figura 15: Disposição do sensor de tensão e da câmara de ionização no suporte; Dfs: distância foco-sensor de tensão e tempo; Dfc: distância foco-câmara de ionização.....	37
Figura 16: Montagem do teste para a determinação da camada semi-redutora: A) Montagem sem placas de Al; B) Esquema de montagem do suporte para as placas com a câmara e o sensor de tensão.	39

Figura 17: Dfc: Distância foco-câmara de ionização; Dfs: Distância foco-sensor de tensão e tempo.....	40
Figura 18: Planilha de ensaio para determinação da CSR.....	41
Figura 19: Montagem do ensaio; Dfc: Distância foco-câmara de ionização.....	42
Figura 20: Planilha de ensaio para cálculo de rendimento e os campos a serem preenchidos (Rend).....	43
Figura 21: Planilha de ensaio para cálculo de linearidade e reprodutibilidade e os campos a serem selecionados e preenchidos (Rep, Lin).....	44
Figura 22: Disposição do chassi e dos dispositivos para teste de alinhamento de feixe e colimação.....	45
Figura 23: Disposição para ajuste do tubo de raios X: (A)Mesa; (B)Estativa.....	46
Figura 24: Colimação: (A)Colimador coincidindo com a borda interna; (B)Colimador aberto.....	46
Figura 25: Planilha com os campos a serem preenchidos do ensaio para teste de colimação do campo e alinhamento do feixe central (G)Colim, H)Alinh).....	47
Figura 26: Disposição das placas de chumbo e dispositivo de barras em relação ao chassis.....	48
Figura 27: Montagem do teste de verificação do ponto focal.....	48
Figura 28: Planilha de ensaio para avaliação do tamanho do ponto focal com os campos a serem preenchidos (Ponto Focal).....	49
Figura 29: Posicionamento dos blocos de chumbo, 1º Passo.....	50
Figura 30: Posicionamento dos blocos de chumbo, 2º Passo.....	51
Figura 31: Posicionamento dos blocos de chumbo, 3º Passo.....	51
Figura 32: Planilha do ensaio para verificação do alinhamento das grades com os campos a serem preenchidos (Grades).....	52
Figura 33: Tabela de preenchimento do ensaio para medição do padrão de dose de entrada na pele do paciente com os campos a serem preenchidos (DEP).....	54

Figura 34: Exemplo de disposição da câmara de ionização em relação à estativa e ao tubo de raios X; E: espessura; Dff: distância fonte filme; Dfc: distância fonte câmara...54

Figura 35: Planilha do ensaio de controle automático de exposição com os campos a serem preenchidos e selecionados56

Figura 36: Montagem do teste: utilizando cobre; Dfc:distância foco-câmara de ionização; Dcs: distância câmara de ionização-superfície.57

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Especificações dos instrumentos utilizados em exatidão e reprodutibilidade do indicador de tensão de aceleração e do tempo de exposição.....	35
Tabela 2: Especificações dos instrumentos utilizados na determinação da CSR	38
Tabela 3: Especificações dos instrumentos utilizados no ensaio de linearidade, reprodutibilidade e rendimento	42
Tabela 4: Especificações dos instrumentos utilizados no ensaio de dose de entrada na pele	53

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	14
2. FUNDAMENTOS TEORICOS	21
2.1. Produção de raios X.....	21
2.2. Filtração	23
2.3. Efeito anódico	23
2.4. Camada Semi-Redutora.....	24
2.5. Formação da imagem	25
2.6. Controle de qualidade em radiodiagnóstico	28
3. MATERIAIS E MÉTODOS	31
3.1. Materiais.....	31
3.2. Métodos	32
4. RESULTADOS	34
4.1. Verificação da exatidão e reprodutibilidade do indicador de tensão de aceleração e do tempo de exposição	34
4.2. Determinação da camada semi-redutora	38
4.3. Verificação da linearidade, reprodutibilidade e rendimento da taxa de kerma no ar do equipamento de raios X convencionais	41
4.4. Verificação do alinhamento do feixe central e da exatidão do sistema de colimação.....	44
4.5. Medição do tamanho do ponto focal	47
4.6. Verificação do alinhamento das grades	50
4.7. Medição do padrão de dose de entrada na pele do paciente (DEP).....	52
4.8. Verificação da reprodutibilidade e compensação do controle automático de exposição (AEC).....	55
5. CONCLUSÃO.....	59
6. REFERÊNCIAS.....	61

Introdução

1. INTRODUÇÃO

A radiografia foi a primeira tecnologia em imagem médica, tornada possível quando o físico alemão Wilhelm Conrad Roengen, Figura 1, descobriu os raios X em 8 de Novembro de 1895.¹



Figura 1: Wilhelm Conrad Roengen.¹

Roentgen, ao realizar experiências com descargas elétricas em tubos com gases a baixa pressão, identificou uma certa luminescência em uma peça contendo platino cianeto de bário que estava situada a uma determinada distância do tubo.²

Intrigado com o fenômeno, ele realizou estudos para entender a natureza da radiação emitida pela ampola e também para caracterizar seu comportamento e capacidade de penetração em relação a diferentes tipos de obstáculos. A referida radiação também possuía a capacidade de enegrecer filmes fotográficos. Esses estudos levaram ao desenvolvimento de experimentos que permitiram o registro em filme fotográfico de estruturas internas de materiais sólidos e opacos.³

Essa radiação desconhecida, mas de existência comprovada, foi denominada raios X.²

A primeira evidência que os raios X poderiam ter aplicações médicas surgiu quando Roentgen expôs a mão de sua esposa, Anna Bertha Ludwing a eles. Na época ocorreu uma revolução no meio médico, trazendo um grande avanço no diagnóstico por imagem.⁴

Desde 1895 surgiram várias modificações nos equipamentos iniciais, objetivando reduzir a radiação ionizante usada nos pacientes, pois acima de uma certa quantidade sabia-se que era prejudicial à saúde. Assim surgiram os tubos de raios X,

diafragmas para reduzir a quantidade de raios X e diminuir a radiação secundária que, além de prejudicar o paciente, piorava a imagem.⁴

Intensificadores de imagem datam do início de 1960, o Cardiovision Watson descrito como um novo conceito de radiologia em unidade de terapia intensiva com um intensificador de imagem móvel com monitoramento de TV.⁵

A Figura 2 ilustra a utilização de um intensificador de imagem a partir de 1972.⁵



Figura 2: Intensificador de imagem a partir de 1972.⁵

A tela de intensificação foi aprimorada a partir da combinação de tela de cinema com uma placa de vidro, Figura 3. Michael Pupin de Nova York é creditado por ser um dos pioneiros a utilizar uma tela de reforço, em fevereiro de 1896, para encurtar o tempo de exposição à radiação X.⁵

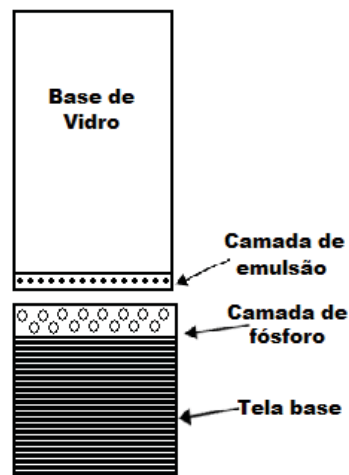


Figura 3: Diagrama da secção transversal de uma tela de intensificação com uma placa de vidro e uma combinação de tela de cinema.⁵

John Carbutt desenvolveu uma placa especial de raios X, a Figura 4 apresenta a propaganda da placa de John, esta permitiu um menor tempo de exposição, cerca de vinte minutos, para a formação da imagem antes sendo exposto durante uma hora para a formação da mesma imagem. Primeiramente essa placa foi testada no Hospital Maternidade da Filadélfia em fevereiro de 1896. Em um relatório em setembro do mesmo ano foi descrita uma radiografia de uma mão mumificada envolta por folhas de ouro exposta durante 2 minutos retratando que as placas eram de fato sensíveis.⁵



Figura 4: Propaganda da inovadora placa de raios X desenvolvida por John Carbutt.⁵

A fluoroscopia se inicia em 1896, junto com a descoberta dos raios X, quando o próprio Roentgen usou a propriedade dos elementos fluorescentes de absorverem radiação e reemitirem esta radiação na forma de luz para realizar suas experiências.⁶

No ano seguinte Thomas Edison inventou o primeiro fluoroscópio. O fluoroscópio original era uma tela de sulfídio de zinco-cádmio colocada sobre o corpo do paciente na direção do feixe de raios X. O radiologista permanecia diretamente em frente a janela, olhando em uma imagem fluorescente amarelo-esverdeada muito tênue permitindo a visualização de órgãos internos, cujos movimentos podiam ser observados em tempo real, Figura 5. Atualmente os aparelhos de fluoroscopia modernos são mais eficientes e menos nocivos que os seus antecessores mais remotos. Apenas com o desenvolvimento de tubos de captura de imagem em um monitor no final da década de 70 foi possível melhorar a qualidade e a intensidade das imagens fluoroscópicas.⁶

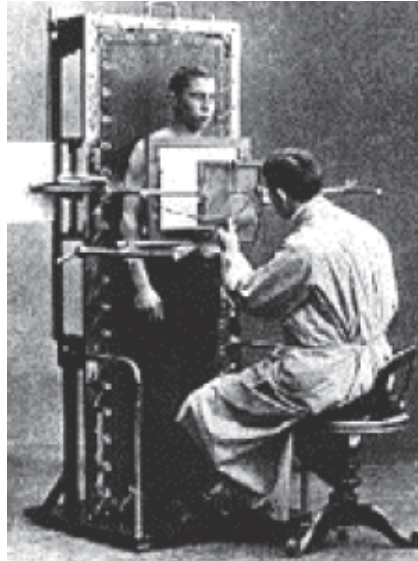


Figura 5: Primeiro fluoroscópico de Thomas Edison.⁶

Antes eram utilizados equipamentos radiográficos com tela fluoroscópica, Figura 6, onde a dose recebida pelo paciente é proporcional ao tempo de execução do exame, o que já não é mais permitido desde 1998.⁶



Figura 6: Equipamento radiográfico com tela fluoroscópica.⁶

No Brasil, a Portaria 453/98⁷ e da Resolução Estadual SS 625/94⁸ foram publicadas para orientar uma utilização mais adequada das radiações em radiologia diagnóstica, e definem alguns testes de controle de qualidade a serem realizados em equipamentos de radiografia convencional, odontológicos, fluoroscopia, mamografia e tomografia computadorizada dentro de um Programa de Garantia de Qualidade.

Verifica-se a necessidade de adaptar os instrumentos utilizados com os procedimentos realizados, pois para cada tipo de instrumento, o procedimento pode ou as vezes deve ser realizado de forma a otimizar os ensaios.

Este trabalho foi realizado juntamente com o Instituto de Eletrotécnica e Energia (IEE). O IEE oferece serviços que garantem o cumprimento das exigências do Ministério da Saúde creditado pelo INMETRO, garantindo assim uma melhor segurança nos resultados dos trabalhos realizados.

O trabalho tem como objetivo aperfeiçoar os procedimentos da realização de testes de constância e qualidade conforme a necessidade dos instrumentos utilizados nos ensaios dos equipamentos de radiografia convencional em que o Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade de São Paulo (USP/SP) presta serviços seguindo as exigências da Portaria 453/98⁷ e da Resolução Estadual SS 625/94⁸, entre outras normas internacionais.

"Grandes realizações são possíveis quando se dá importância aos pequenos começos."

Lao-Tsé

Fundamentos Teóricos

2. FUNDAMENTOS TEORICOS

2.1. Produção de raios X

Os raios X são produzidos quando elétrons de alta energia interagem com a matéria e convertem a sua energia cinética em radiação eletromagnética. Para um dispositivo realizar tal tarefa é necessário ter uma fonte de elétrons, um trajeto para a aceleração dos elétrons, um alvo e uma fonte de energia para acelerar os elétrons¹.

O tubo de raios X consiste em um catodo e um anodo, colocados dentro de uma ampola de vidro na qual é feito a vácuo.⁹

Entre esses eletrodos, o anodo e o catodo, é aplicada uma tensão da ordem de milhares de volts que faz com que os elétrons do catodo sejam acelerados para o anodo.¹⁰

A Figura 7 mostra o esquema de um típico tubo de raios X ilustrando seus componentes básicos.¹

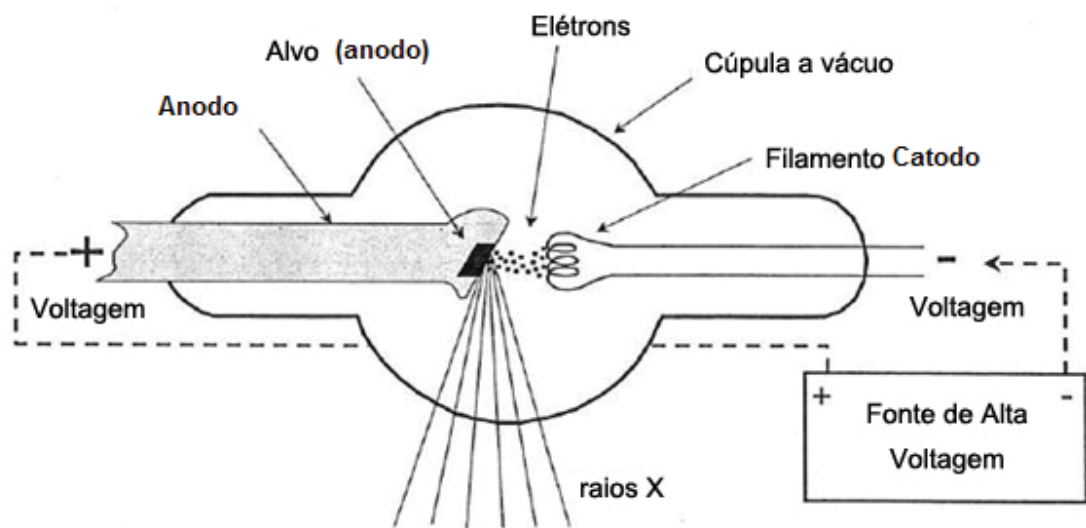


Figura 7: Tubo de raios X.¹

O catodo é a fonte dos elétrons do tubo de raios X, nele se encontra um fino filamento helicoidal de tungstênio com alto ponto de fusão.¹¹

O filamento está inserido dentro do copo de foco. A carga negativa da superfície do copo de foco força que a emissão dos elétrons seja realizada em um feixe estreito enquanto são acelerados ao anodo.²

A Figura 8 ilustra a ação de focalização do copo de foco.²

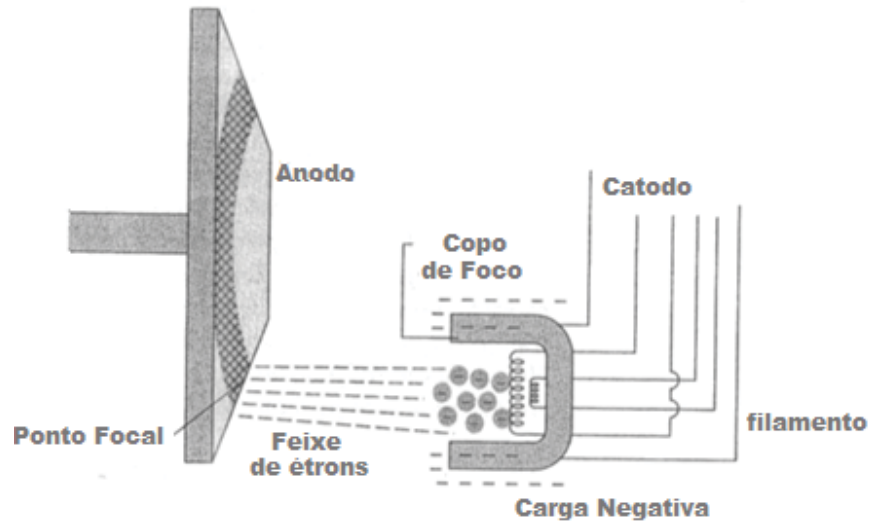


Figura 8: Ação de focalização do copo de foco.²

O anodo é o eletrodo positivo do tubo de raios X, nele se encontra o ponto focal, ou o alvo, área onde os elétrons projetados colidem.²

Com a passagem de corrente elétrica de alta tensão pelo catodo, o filamento de tungstênio é aquecido e elétrons são liberados termoionicamente e acelerados em direção ao anodo por meio de uma diferença de potencial entre o filamento e o anodo, constituindo uma corrente eletrônica. Estes elétrons acelerados, ao colidirem com o anodo, que também é conhecido por “alvo”, têm parte da sua energia convertida em raios X.¹¹

O tungstênio é o material mais comumente utilizado no material do anodo porque seu ponto de fusão é alto e por apresentar um grande número atômico.²

O molibdênio e o ródio são utilizados como anodos em tubos de mamografia, estes materiais fornecem raios X característicos úteis para a imagem latente dos mamas.²

Os elétrons liberados do filamento fluem pelo vácuo do tubo de raios X quando uma tensão positiva é aplicada sobre o anodo com relação ao catodo. Ajustes na corrente do filamento (e na temperatura do filamento) controlam a corrente do tubo. Durante a operação do tubo, o catodo é aquecido a uma temperatura de incandescência, e a energia expelle alguns elétrons do catodo.¹

A corrente do tubo de raios X é expressa em miliâmpères (mA). O fluxo de elétrons no tubo corresponde ao produto da corrente elétrica (mA) pelo tempo de exposição, expresso em segundos (s). Portanto, a carga elétrica que atravessa uma seção reta por unidade de tempo é referida como mAs. A exposição de radiação no paciente é diretamente proporcional ao valor de mAs selecionado.²

O colimador é um diafragma de abertura que restringe o feixe e que é colocado entre o tubo de raios X e o paciente, tem por finalidade limitar o feixe de raios X. O colimador consiste em folhas de chumbo com um orifício de tamanho adequado ou de quatro lâminas que podem se mover uma em relação à outra. O colimador permite minimizar a radiação secundária bem como reduz a dose nas áreas adjacentes do paciente que está sendo examinado com raios X.²

2.2. Filtração

Os fótons do feixe de raios X formam um espectro com várias energias. A filtração refere-se ao processo de remoção seletiva dos fótons que emergem do tubo de raios X. A remoção seletiva dos fótons tem como finalidade absorver os fótons de baixa energia presentes no espectro de raios X e que não irão contribuir com a formação da imagem, apenas irradiar desnecessariamente o paciente.⁴

A adição de filtros de alumínio (Al, Z=13) ou de cobre (Cu, Z=29) na saída da janela da cúpula de raios X desloca o espectro de raios X para a faixa de maior energia, tornando-o mais monoenergético. Isso é referido como endurecimento do feixe e resulta na redução do número de fótons.⁵

2.3. Efeito anódico

O efeito anódico é responsável pela não-uniformidade da intensidade do feixe que deixa o tubo de raios X. Essa intensidade depende do ângulo no qual os raios são emitidos do ponto focal.²

O efeito anódico produz uma variação da intensidade do feixe entre o catodo e o anodo, causando uma variação na densidade do filme. O efeito anódico existe porque os raios X são produzidos abaixo da superfície do anodo, Figura 9.¹²

A intensidade do feixe de raios X é diminuída para o lado do anodo do tubo porque os raios X emissores nesse sentido devem passar através de uma camada mais espessa do material do anodo.¹²

O efeito anódico pode produzir variações da intensidade mais de 40% entre o catodo e o anodo. O efeito é mais visível em anodos com ângulos maiores, campos mais largos e fontes curtas às distâncias do receptor de imagem¹².

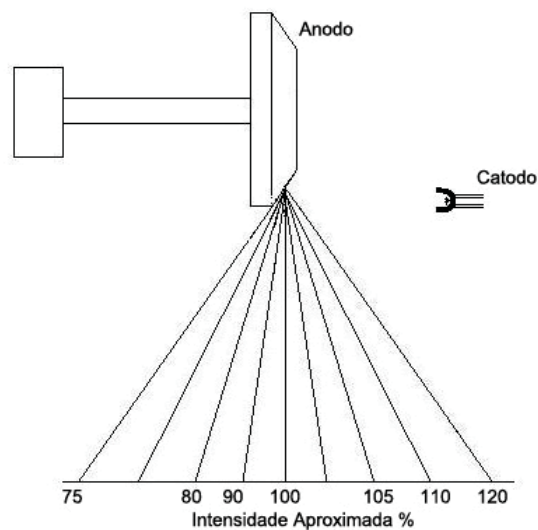


Figura 9: Demonstração do efeito anódico.⁵

2.4. Camada Semi-Redutora

A distribuição espectral dos raios X filtrados define a qualidade do feixe. Para a avaliação da qualidade do feixe usa-se como referência o valor de camada semi-redutora em um material padrão para uma determinada tensão de aceleração de elétrons do tubo de raios X.²

A importância dada à qualidade de um feixe de raios X também está vinculada à dose de radiação recebida pelo paciente, que deve ser reduzida sem prejuízo para a aquisição de uma boa imagem radiográfica.²

A camada semi-redutora é definida como a espessura de um dado material necessária para reduzir a intensidade original do feixe de raios X pela metade, e está relacionada com a energia efetiva do feixe de raios X.²

A filtração adicional ou o grau de filtração adicionado entre o tubo de raios X e o colimador é importante para reduzir a dose de exposição à radiação em um exame

radiológico. Ela age na filtração dos fótons de baixa energia, estes não são úteis para a formação da imagem possuindo uma capacidade de penetração muito baixa não contribuindo com informações para a imagem só aumentando a dose do paciente.¹²

2.5. Formação da imagem

A radiografia convencional dá forma a uma imagem bidimensional de um paciente. A aparência da imagem radiográfica final é afetada pelos fatores técnicos de corrente (mA), tempo de exposição, tensão (kVp), distância, tamanho do ponto focal e a orientação do feixe de raios X com o paciente.⁹

O sistema detetor tela-filme usado para a radiografia consiste em um chassi, uma ou duas telas intensificadoras e um filme. O chassi possui muitas funções, a mais importante é o bloqueio da entrada de luz no interior do chassi para manter o filme longe da exposição da luz ambiental.¹

As telas do chassi são montadas permanentemente em camadas de espuma compreensível. A espuma produz uma força que mantém as telas firmemente em contato com o filme. O contato físico entre as telas e o filme é necessário para evitar artefatos na imagem, para isso o chassi deve manter um bom contato tela-filme, que é essencial para a boa qualidade da imagem.¹

A tela do chassi é projetada para que os raios X entrem de um lado particular que possui uma superfície onde estes raios são projetados de forma a maximizar a sua transmissão. A tela é geralmente fabricada por fibra de carbono ou de um outro material de baixo número atômico. O chassi possui uma pequena janela em um dos cantos para a identificação do paciente no filme, Figura 10 – Janela de identificação, esta informação é geralmente fornecida ao técnico que coloca em uma câmara de identificação.¹

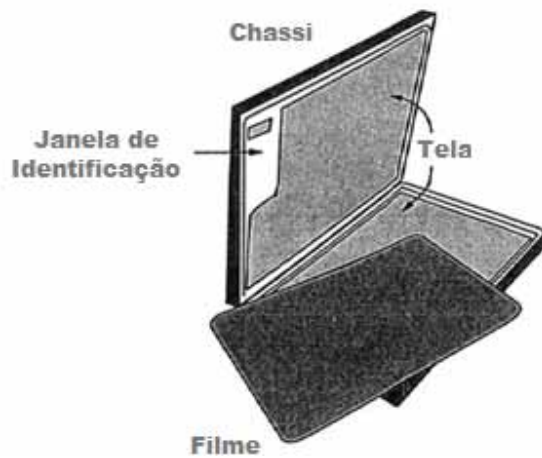


Figura 10: Sistema Tela-Filme.¹

2.5.a. Sistema Tela-filme

O filme radiográfico é mais sensível à luz e pouco sensível à radiação X, pois somente 5% dos fótons incidentes são absorvidos e contribuem para a formação da imagem, sendo necessária a utilização de outro material para detectar e registrar a imagem formada pela radiação ao atravessar o paciente.¹³

Um acessório chamado tela intensificadora (écran), composta de uma lâmina plástica recoberta com fósforo, é colocada na frente do filme para converter a radiação X em luz, como é ilustrado na Figura 11.¹³

A tela intensificadora é constituída por um filme plástico que serve de base e uma emulsão de um ou ambos os lados.²

A camada de emulsão é constituída de cristais de haleto de prata distribuídos uniformemente em uma gelatina.²

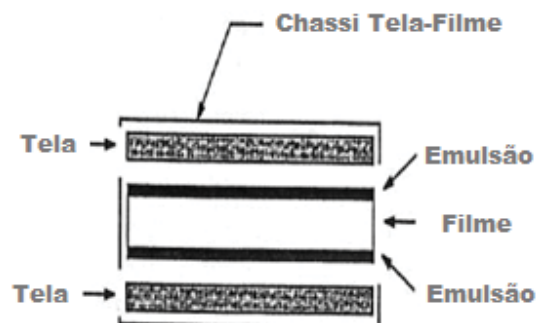


Figura 11: Ilustração da secção transversal de um sistema tela-filme-chassi com uma dupla emulsão.¹

2.5.b. Filme radiográfico

O filme radiográfico é composto de uma camada de emulsão de haleto de prata aplicada a um ou a ambos os lados de uma base plástica transparente de poliéster formando a tela.⁹

2.5.c. *Densidade radiográfica*

A densidade ótica ou a densidade de imagem descrevem o grau de escurecimento ou o enegrecimento da imagem dos raios X. A densidade ótica é o logaritmo da relação da luz incidente e da luz transmitida através do filme.⁹

Quando os raios X atingem a camada de fósforo da tela intensificadora (écran), ocorre a emissão de luz de cintilação. A luminosidade emitida pelo écran atingirá a emulsão do filme radiográfico e produzirá alterações físico-químicas nos haletos de prata da emulsão.²

No filme existem milhares de haletos de prata, os quais serão sensibilizados quando expostos à luz emitida pela tela, sendo esse processo denominado de formação da imagem latente.²

Após o processo de revelação química, a imagem poderá apresentar diferentes níveis de enegrecimento. A transformação da imagem latente visível somente ocorrerá após a revelação química da película. O grau de enegrecimento na radiografia dependerá dos mecanismos de atenuação da radiação com o paciente, do processamento químico e das respostas sensitométricas dos filmes e tipos combinados com écran.²

2.5.d. *Contraste*

O contraste é influenciado pelas características sensitométricas dos filmes. Os haletos de prata contidos nas emulsões dos filmes podem apresentar diferentes formatos e espessuras, tendo influência direta na resolução das imagens.⁹

As características dos filmes podem ser expressas por curvas de Hunter & Driffield (H&D), também chamada de curva característica ou curva sensitométrica⁹.

A curva característica ou curva sensitométrica é um gráfico da densidade ótica do filme em função do logaritmo da exposição. As regiões da curva H & D são o “pé”, a região linear e o “ombro” da curva. A base + véu corresponde a densidade ótica não exposta. O pé da curva é a região de baixa exposição.⁹

A curva H & D, Figura 12, mostra a velocidade, contraste e a latitude de um filme.⁹

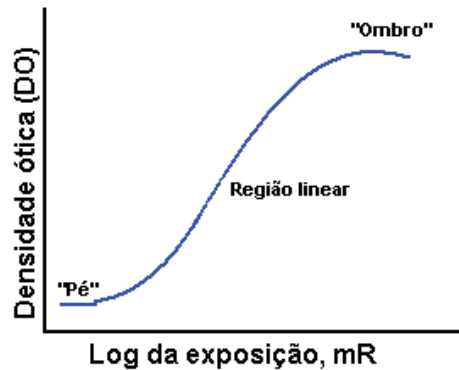


Figura 12: Curva H&D.⁹

2.5.e. Latitude

A latitude descreve o intervalo de exposições que produz uma radiografia aceitável. Os filmes podem possuir a latitude larga ou estreita, o filme com larga latitude produz uma aceitabilidade de imagens em um intervalo maior de técnicas. Inversamente, um filme com uma estreita latitude requer uma corrente-tempo e uma tensão próximas ao seu ajustes para produzir uma imagem radiográfica aceitável.⁹

2.5.f. Velocidade do filme

A sensibilidade do filme é a velocidade com que a emulsão fotossensível do filme reage à luz, assim a velocidade do filme indica a sensibilidade à luz.⁹

A velocidade do filme descreve a exposição requerida pra produzir uma densidade ótica de aproximadamente 1,0 acima da base + véu. Um filme mais rápido requer um ajuste com menos exposição e um menor produto corrente-tempo (mAs) para produzir uma mesma densidade ótica que um filme mais lento.⁹

2.6. Controle de qualidade em radiodiagnóstico

A aplicação das radiações ionizantes é fundamental em medicina diagnóstica e quando utilizada de forma correta proporciona inigualáveis benefícios para a sociedade. Esses benefícios podem ser maximizados através do estabelecimento de programas de garantia de qualidade em imagens médicas.¹⁴

A Garantia de qualidade é composta por ações planejadas e sistemáticas, necessárias para fornecer uma confiança adequada, garantindo que o equipamento ou o serviço irá satisfazer atendendo as exigências de qualidade.¹⁵

O programa de Garantia de Qualidade (PGQ) é constituído de instruções para a realização da garantia de qualidade para: cada item do equipamento, instalações do sistema do equipamento, incluindo a qualidade administrativa e técnicas de controle de qualidade.¹⁵

O controle de qualidade é formado por técnicas operacionais e atividades que são utilizadas para cumprir as exigências de qualidade. Antes de realizar os ensaios de garantia de qualidade são realizados, após a instalação ou manutenção de um equipamento, o teste de estado. O teste de estado é realizado a fim de estabelecer o estado funcional do equipamento num determinado momento, teste de aceitação tem como objetivo verificar a conformidade com especificações contratuais.¹⁵

Dentro da Garantia da Qualidade são realizados testes de constância que consistem em uma série de ensaios para: garantir o desempenho funcional do equipamento satisfazendo os critérios estabelecidos, ativar o reconhecimento precoce de alterações nas propriedades dos componentes do equipamento e estabelecer uma linha de base como valor de referência do parâmetro funcional.¹⁵

A Portaria MS 453/98⁷ estabeleceu um critério em que o programa de garantia de qualidade apresente no equipamento testado resultados de um teste de constância com desempenho funcional satisfatório.¹⁵

Materiais e Métodos

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. Materiais

Foi necessária a utilização dos procedimentos anteriormente usados e acompanhamentos dos testes para a verificação do procedimento realizado.

Os instrumentos a seguir foram utilizados para a realização dos procedimentos e dos resultados obtidos nos ensaios acompanhados de controle de qualidade:

- câmara de ionização – 6 cm³ (6 cc) – RADCAL, modelo 10X5-6;
- monitor da câmara de ionização - Electrometer/Ion Chamber RADCAL, modelo 9060;
- medidor de kVp e tempo de exposição - Diagnostic kV Sensor RADCAL, modelo 40X5-W;
- monitor do medidor de kVp e tempo de exposição - Radiation Monitor controller RADCAL, modelo 90-2548;
- dispositivo para teste do sistema de colimação de campos - Collimator Test Tool Victoreen, modelo 07-661;
- dispositivo acrílico para alinhamento de feixe central - Collimator Test Tool Victoreen, modelo 07-662;
- dispositivo para verificação do alinhamento de grades – Victoreen, modelo 07-644;
- dispositivo de barras para medir o tamanho do ponto focal – Victoreen, modelo 07-591;
- densitômetro - Clamshell Densitometer, modelo 07-443;
- suporte para câmara de ionização;
- suporte metálico para medição de CSR;
- material atenuador (2 mm de espessura de Cu, 15 cm de acrílico ou 6,12 mm de Al);
- placas de alumínio 1100 com espessuras variadas;
- placas de chumbo;
- letras de chumbo(S, L);
- fita adesiva;

- nível de bolha;
- régua;
- tripé;
- trena;
- filme radiográfico;
- chassis;
- negatoscópio.

3.2. Métodos

Durante o período de estudos foram utilizados os procedimentos dos seguintes ensaios de controle de qualidade em equipamentos de radiografia convencional para a verificação de alterações:

- Verificação da exatidão e reprodutibilidade do indicador de tensão de aceleração e do tempo de exposição;
- Determinação da camada semi-redutora;
- Verificação da linearidade, reprodutibilidade e rendimento do equipamento de raios X convencionais;
- Verificação do alinhamento do feixe central e da exatidão do sistema de colimação;
- Medição do tamanho do ponto focal;
- Verificação do alinhamento das grades;
- Medição do nível de dose de entrada na pele do paciente (DEP);
- Verificação da reprodutibilidade e compensação do controle automático de exposição (AEC).

Dentro de cada procedimento escrito foram realizadas modificações conforme o necessário para uma melhor adequação aos procedimentos atualmente realizados.

Resultados e Discussão

4. RESULTADOS

Para a atualização dos procedimentos segundo os ensaios de controle de qualidade em radiografia convencional foram realizadas comparações dos procedimentos antigos com a prática dos ensaios realizados.

Em todos os procedimentos não foram necessárias modificações nos cálculos ou na análise de resultados sendo realizada na mesma forma que os procedimentos antigos.

A seguir estão modificações realizadas juntamente com as fotos adicionadas de instrumentos e planilhas conforme os procedimentos atualmente implantados seguido de algumas observações sobre essas modificações feitas.

4.1. Verificação da exatidão e reprodutibilidade do indicador de tensão de aceleração e do tempo de exposição

Neste procedimento foram acrescentados dois documentos de referência: *National Council on Radiation Protection and Measures* e o *Internacional Electrotechnical Commission*.

Foram modificados os equipamentos auxiliares e os documentos complementares acrescidos de imagens dos equipamentos e a tabela de especificações, Tabela 1.

- Documentos Complementares:
 - RADCAL CORPORATION. ***Instruction Manual Diagnostic kV Sensor. Instrument – Model 40X5-W.*** United States of America, 1985.
 - RADCAL CORPORATION. ***Instruction Manual Radiation Monitor Controller – Model 90-2548.*** USA, 1998.
- Equipamentos auxiliares:
 - *notebook*;
 - nível de bolha;
 - trena;
 - suporte de acrílico;
 - Monitor do sensor de tensão*(Figura 13A);

- Monitor da câmara de ionização*(Figura 13B);
- Sensor de tensão e tempo de exposição*(Figura 13C);
- câmara de ionização*(Figura 13D).

*Instrumentos especificados na Tabela 1.

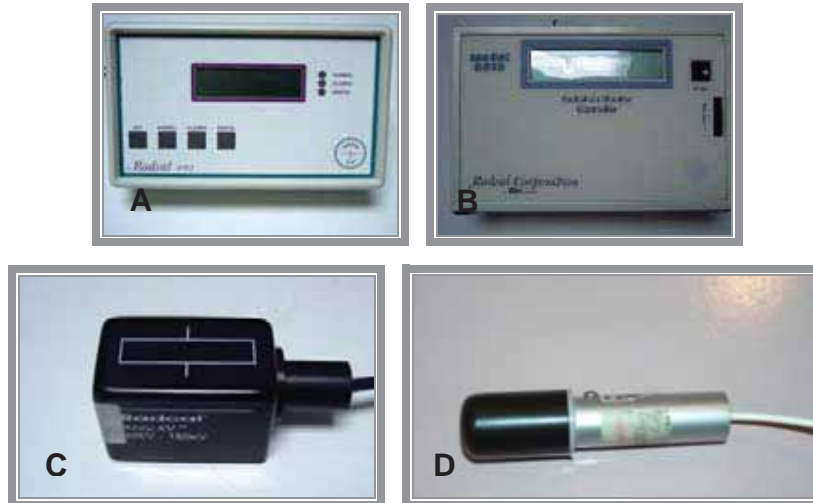


Figura 13: - A) Diagnostic kV Sensor - RADCAL – Mod. 40X5-W; B) Unidade de Controle AccukV Radiation e conversor - RADCAL – Mod. 4082; (C) Radiation Monitor Controller –RADCAL – Mod. 9010; D) Câmara de Ionização 6cc – RADCAL – Mod. 10X5-6.

Tabela 1: Especificações dos instrumentos utilizados em exatidão e reprodutibilidade do indicador de tensão de aceleração e do tempo de exposição.

Instrumento	Modelo	Nº Série	Nº MT	Precisão
Diagnostic kV Sensor	40X5-W	48-1653	1239	$\pm 1\%$ ou ± 1 kV
Radiation Monitor Controller	9010	90-2548	1235	$\pm 4\%$
Unidade de Controle AccukV	4082	42-0506	1238	--
Câmara de Ionização 6cc	10X5-6	15896	873	$\pm 4\%$
		15160	785	$\pm 4\%$
		14720	784	$\pm 4\%$
		16513	1236	$\pm 4\%$

Os métodos foram totalmente modificados adicionando também algumas fotos ilustrativas para o auxílio da montagem dos instrumentos utilizados para realizar o ensaio. A seguir estão os métodos já modificados juntamente com as figuras.

- Métodos:

- Verifique se a planilha de **Identificação** está devidamente preenchida;
- Faça a seleção do número de série dos instrumentos a serem utilizados anotando na planilha **kVp e tempo** (Figura 14 - campo 1);
- Nivele o tubo de raios X utilizando o nível de bolha;

The screenshot shows an Excel spreadsheet with the following structure:

- Header Section (Rows 8-11):**
 - Row 8: "Análise de kVp - Selecione o instrumento utilizado." (with a dropdown menu highlighted by a red box with '1')
 - Row 9: "Análise de Tempo - Selecione o instrumento utilizado." (with a dropdown menu highlighted by a red box with '1')
 - Row 10: "Câmara de ionização utilizada." (with a dropdown menu highlighted by a red box with '1')
- Section A) Análise de kVp e B) Tempo - Foco Fino (Row 15):**
 - Row 17: "Foco Fino" (colspan=9)
 - Row 18: "mas" (colspan=9)
 - Row 19: "Tempo (ms)" (colspan=9)
 - Row 20: "mAs" (colspan=9)
 - Row 21: "kVp selecionado" (colspan=9)
 - Row 22: "medidas" (colspan=9)
 - Row 23: "médias" (colspan=9)
 - Row 24: "dy" (colspan=9)
 - Row 25: "médias corrigidas" (colspan=9)
 - Row 26: "diferença" (colspan=9)
 - Row 27: "%" (colspan=9)
 - Row 28: "repr %" (colspan=9)
- Measurement Tables:**
 - Table 1 (Rows 19-21):**

2	3	2	5	2
2	3	2	5	2
 - Table 2 (Row 24):**

4	4	4	6	6	6
---	---	---	---	---	---

Figura 14: Planilha com os campos a serem preenchidos na ordem indicada pelos números (kVp e tempo)

- Encaixe o sensor de tensão e tempo e a câmara de ionização no suporte e coloque-os sobre a mesa (Figura 15);
- Ajuste, com o auxílio da trena, uma distância foco-sensor de 60 cm e uma distância foco-câmara de 50 cm (Figura 15);

- F. Conectar a câmara de ionização ao monitor da câmara e o sensor de tensão ao monitor do sensor de tensão e tempo;
- G. Colime o feixe sobre a área sensível da câmara e do sensor e ligue-os;

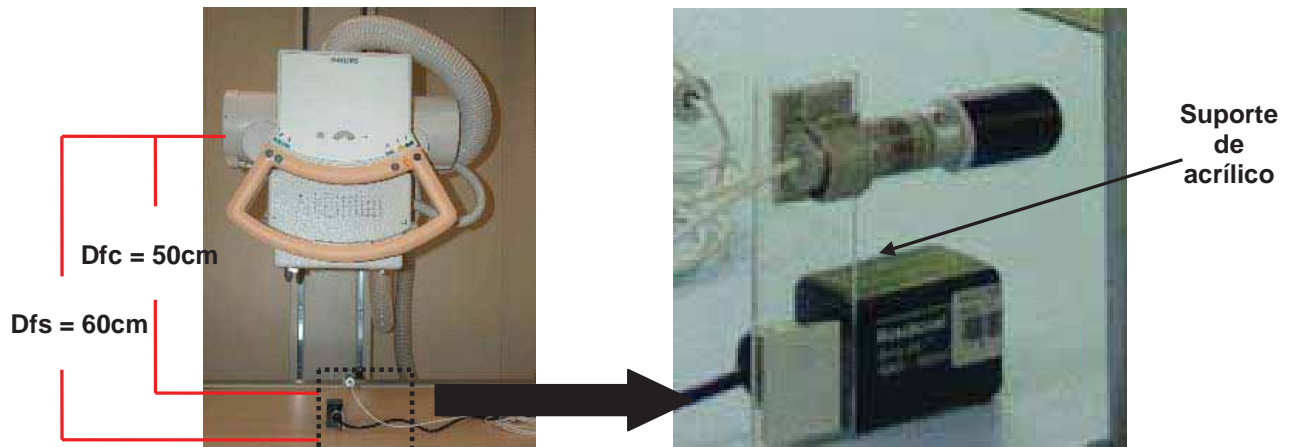


Figura 15: Disposição do sensor de tensão e da câmara de ionização no suporte; Dfs: distância foco-sensor de tensão e tempo; Dfc: distância foco-câmara de ionização

- H. Selecione no monitor da Câmara de Ionização o modo de leitura Accumulate Dose e a unidade em mGy;
- I. Escolha três valores de corrente, mA, (pequeno, médio e grande) do foco fino e anote na planilha (Figura 14: Planilha com os campos a serem preenchidos na ordem indicada pelos números (kVp e tempo) – campo 2);
- J. Para o primeiro valor de mA escolhido, selecione 60 kVp (ou próximo) e escolha um tempo de exposição (Figura 14: Planilha com os campos a serem preenchidos na ordem indicada pelos números (kVp e tempo) – campo 3);
- K. Irradie e anote as leituras de tensão (kVp), tempo e dose indicadas pelos monitores na planilha (Figura 14 – campo 4);
- L. Repita os itens H e I, selecionando agora 80 kVp (ou próximo) e um tempo de exposição diferente e anote na planilha (Figura 14 – campo 5);
- M. Irradie e anote as leituras de kVp, tempo e dose indicadas pelos monitores na planilha (Figura 14 – campo 6)
- N. Para o segundo valor de mA escolhido, repita os itens I, J e K;
- O. Para o terceiro valor de mA escolhido, repita os itens I, J e K;

P. Irradie novamente para cada combinação corrente- tensão-tempo (mA-kVp-tempo) e anote na planilha as leituras de tensão (kVp), tempo e taxa de kerma no ar indicados pelos monitores, Figura 14;

Q. Repita o item **O**, completando assim a planilha de ensaio;

R. Repita os itens **H** ao **P**, para mA do foco grosso.

Observação: Fazer combinações tal que os mA/s para 60 kVp em foco grosso sejam sempre próximos.

Este ensaio obteve grandes alterações começando pelos materiais e instrumentos utilizados que são de extrema importância para a realização deste.

Com esses instrumentos o procedimento a realizar ficou mais ágil e fácil de ser aplicado a um equipamento.

Os métodos acompanham as alterações dos instrumentos e materiais, auxiliando de maneira mais simples cada passo do ensaio explicando de forma clara e demonstrando a montagem com figuras ilustrativas.

4.2. Determinação da camada semi-redutora (CSR)

Foram acrescentados dois documentos de referência: *National Council on Radiation Protection and Measures* e o *Internacional Electrotechnical Commision*.

Nos instrumentos e materiais utilizados foi adicionada na tabela de especificações dos instrumentos as precisões das câmaras de ionização e do monitor para a câmara de ionização, Tabela 2.

Tabela 2: Especificações dos instrumentos utilizados na determinação da CSR.

Instrumento	Modelo	Nº Série	Nº MT	Precisão
Câmara de Ionização 6 cc	10x5-6	15160	785	± 4%
		15896	873	± 4%
		14720	784	± 4%
		16513	1236	± 4%
Monitor da Câmara de Ionização	9010	90-2548	1235	± 4%
Suporte para medida de CSR	-	-	838	--
Placas de alumínio	52,5	-	836	--

Os métodos foram totalmente modificados adicionando também algumas fotos ilustrativas para o auxílio da montagem dos instrumentos utilizados para realizar o ensaio. A seguir estão os métodos já modificados juntamente com as figuras.

- Métodos:

- A. Verifique se a planilha de **Identificação** está devidamente preenchida;
- B. Na planilha **CSR** selecione o número de série da câmara de ionização utilizada;
- C. Coloque o suporte para câmara de ionização sobre a mesa de exames e instale a câmara de ionização (6cc) no suporte;
- D. Instale o suporte para as placas de alumínio a aproximadamente 9 cm da câmara de ionização (Figura 16);

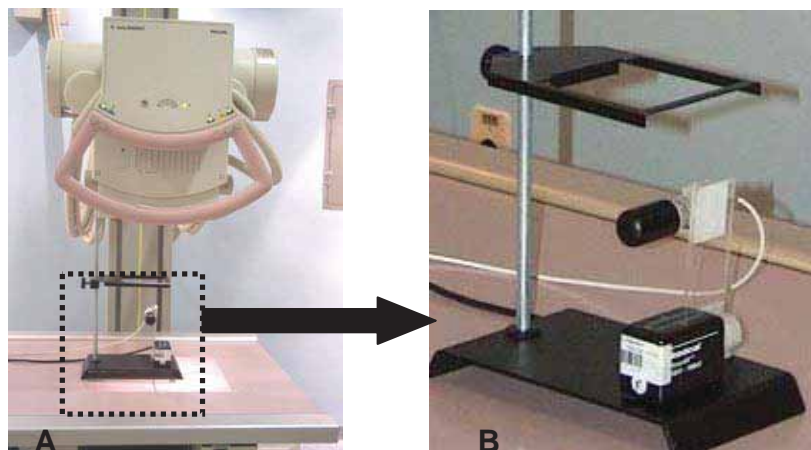


Figura 16: Montagem do teste para a determinação da camada semi-redutora: A) Montagem sem placas de Al; B) Esquema de montagem do suporte para as placas com a câmara e o sensor de tensão.

- E. Garanta que o suporte, a mesa e o colimador estejam nivelados utilizando o nível de bolha;
- F. Com o auxílio da trena, ajuste a distância de 50 cm entre o ponto focal e a câmara de ionização e centralize o feixe de luz na câmara de ionização (Figura 17);
- G. Selecione no monitor o modo de leitura *Accumulate Dose* e a unidade mGy;
- H. Na planilha, selecione os três valores de tensão já testadas, em 80 kVp, no Ensaio para Verificação da Exatidão e Reprodutibilidade do Indicador de Tensão de Aceleração e Tempo de Exposição.

Observação: A planilha eletrônica aponta automaticamente as tensões já testadas. Deste modo, basta apenas selecionar uma das opções, Figura 18 - campo 2, que a planilha corrigirá automaticamente a tensão.

- I. A planilha eletrônica aponta a técnica radiográfica mais reprodutível, mostrada na Figura 18 – campo 3;
- J. Selecione no equipamento a tensão juntamente com os valores de corrente e tempo;
- K. Considere L_0 , Figura 18 - campo 4, como o valor da média dos valores de kerma no ar medidos (corrigidos com o fator de calibração do instrumento);
- L. Coloque uma placa de alumínio no suporte (Figura 17);

Observação: Sugere-se começar utilizando as placas a + b.

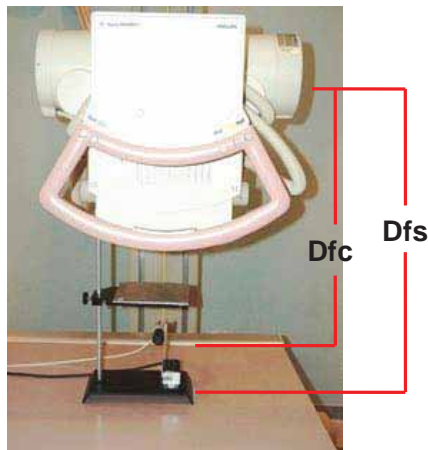


Figura 17: Dfc: Distância foco-câmara de ionização; Dfs: Distância foco-sensor de tensão e tempo.

- M. Irradie e anote o valor da taxa de kerma no ar mostrada no monitor da câmara de ionização (Figura 18 – campo 5);
- N. Repita os itens **K** e **L** até obter um valor imediatamente abaixo do valor $L_0/2$, indicado na Figura 18 - campo 6;
- O. Retire todas as placas de alumínio e irradie.

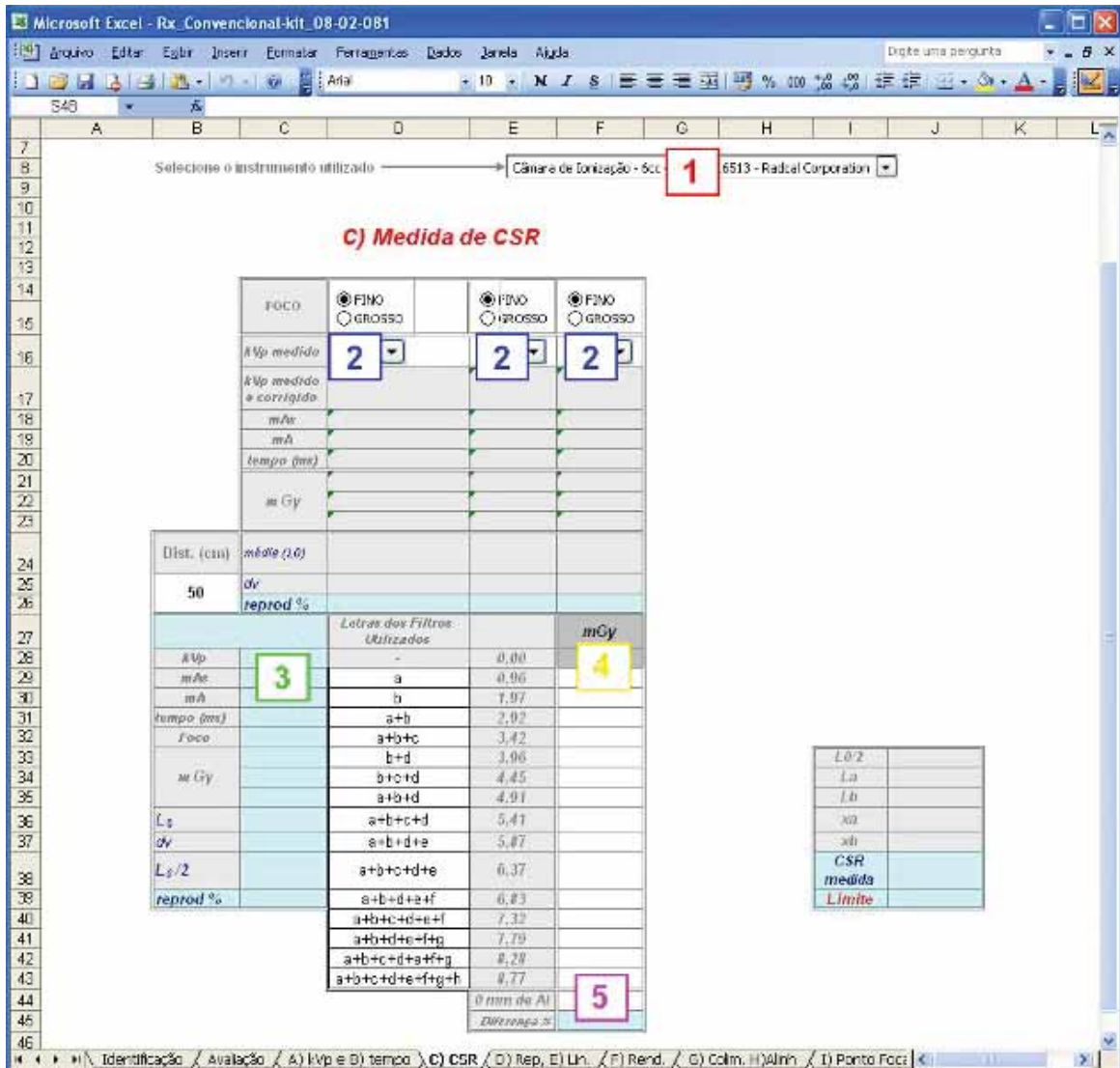


Figura 18: Planilha de ensaio para determinação da CSR.

Os registros, cálculos e a análise de resultados não necessitaram de modificações, foram preservados de maneira igual ao que os procedimentos anteriores apresentavam.

4.3. Verificação da linearidade, reprodutibilidade e rendimento da taxa de kerma no ar do equipamento de raios X convencionais

Neste procedimento foram acrescentados dois documentos de referência: *National Council on Radiation Protection and Measures* e o *Internacional Electrotechnical Commision*.

Foram modificados a tabela de especificação dos instrumentos, Tabela 3, e os métodos do procedimento com as respectivas figuras atualizadas.

Tabela 3: Especificações dos instrumentos utilizados no ensaio de linearidade, reprodutibilidade e rendimento

Instrumento	Modelo	Nº Série	Nº MT	Precisão
Câmara de Ionização 6 cc	10x5-6	15160	785	± 4%
Câmara de Ionização 6 cc	10x5-6	15896	873	± 4%
Câmara de Ionização 6 cc	10x5-6	14720	784	± 4%
Câmara de Ionização 6 cc	10x5-6	16513	1236	± 4%

- Métodos:

- Verifique se a planilha de **Identificação** está devidamente preenchida;
- Coloque a câmara de ionização e o medidor conectados no suporte sobre a mesa (Figura 19)

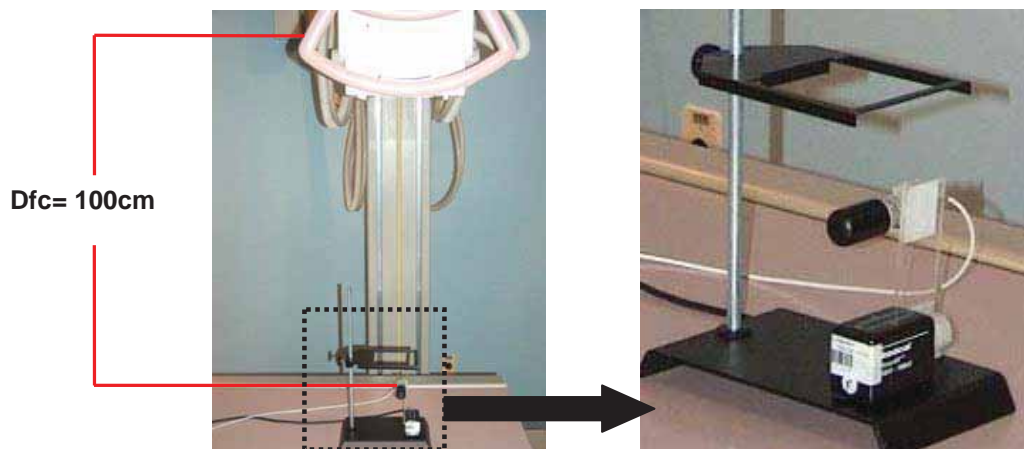


Figura 19: Montagem do ensaio; D_{fc} : Distância foco-câmara de ionização.

- Nivele o suporte, a mesa e o colimador utilizando o nível de bolha;
- Ajuste a distância de 1m entre o ponto focal e a câmara de ionização;
- Centralize o feixe de luz sobre a câmara de ionização;
- Ajuste o colimador limitando o feixe de forma a cobrir apenas o volume sensível da câmara;
- Selecione no monitor o modo de leitura de dose acumulada (*Accumulate Dose*) mGy;

4.3.a. Medidas para cálculo de Rendimento

- A. Na planilha **Rend** selecione o número de série da câmara de ionização utilizada (Figura 20 – campo 1);
- B. Das tensões já testadas no ensaio para verificação da exatidão e reprodutibilidade do indicador de tensão de aceleração e tempo de exposição escolha a que apresenta um menor desvio e se apresente mais próxima de 80kVp. Anote os valores na planilha (Figura 20 – campo 2);
- C. Selecione no equipamento;
- D. Irradie três vezes anotando as doses lidas no monitor na planilha (Figura 20 – campo 3);

D) Rendimento

Câmara de ionização utilizada → Câmara de Ionização - 6cc - N/série 158 **1** al Corporation

Tensão (kVp)	80
Tempo (ms)	
Corrente (mA)	2
mAs	
Foco	
kerma no ar (mGy)	3
kerma no ar médio	
kerma no ar corrigido	
Rendimento mGy.MA.min a 1 m	
Linha de base (mGy.MA.min a 1 m)	

Fc 1,092

Atenção:
A câmara de ionização deve estar posicionada a **1 metro** do ponto focal!!!!!!
Caso não seja possível, anote a distância selecionada.

Figura 20: Planilha de ensaio para cálculo de rendimento e os campos a serem preenchidos (Rend).

4.3.b. Medições para cálculo de Linearidade e Reprodutibilidade

- A. Na planilha **Rep, Lin** selecione o número de série da câmara de ionização utilizada (Figura 21 – campo 1);
- B. Das tensões já testadas no Ensaio para Verificação da Exatidão e Reprodutibilidade do Indicador de Tensão de Aceleração e Tempo de Exposição escolha, em foco

grosso, as irradiadas em 60 kVp (Figura 21 – campo 2) e 80 kVp (Figura 21 – campo 3). Selecione os valores na planilha

Observação: A planilha utiliza as irradiações já realizadas para o cálculo da reprodutibilidade e linearidade do equipamento

D) Reprodutibilidade; E) Linearidade e F) Rendimento

Selecione o instrumento utilizado → Câmara de Ionização: Soc - Nucle **1** Radial Corporation

Fator de Calibração:

As correntes utilizadas eram:

Não Consecutivas

Consecutivas

kVp	60			80			Distância (m)
Foco	<input checked="" type="radio"/> Fino <input checked="" type="radio"/> Grosso	<input checked="" type="radio"/> Fino <input checked="" type="radio"/> Grosso	<input checked="" type="radio"/> Fino <input checked="" type="radio"/> Grosso	<input checked="" type="radio"/> Fino <input checked="" type="radio"/> Grosso	<input checked="" type="radio"/> Fino <input checked="" type="radio"/> Grosso	<input checked="" type="radio"/> Fino <input checked="" type="radio"/> Grosso	
kVp medido	2	2	2	3	3	3	
kVp medido e corrigido							
mA							
tempo (ms)							
mAs							
Dose (mGy)							
D _{exp}							
D _{ref} , mAs							
Resultados	Linearidade (%) em 60 kVp (←)			Linearidade (%) em 80 kVp (→)			
	Reprodutibilidades (%) (⬆)			Reprodutibilidades (%) (⬆)			

Atenção!
A linearidade **pode** ser feita em **qualquer** tensão!!!!!!

Figura 21: Planilha de ensaio para cálculo de linearidade e reprodutibilidade e os campos a serem selecionados e preenchidos (Rep, Lin).

Semelhante ao ensaio de verificação da exatidão e reprodutibilidade do indicador de tensão de aceleração e do tempo de exposição em equipamentos de raios X convencionais, as mudanças realizadas foram nos instrumentos utilizados e nos métodos.

Os métodos foram modificados devido este ensaio utilizar algumas informações do ensaio de verificação da exatidão e reprodutibilidade do indicador de tensão e de aceleração, tornando este procedimento mais prático.

Para um melhor entendimento da montagem foram incluídos algumas figuras de como devem ser montados os instrumentos do ensaio.

4.4. Verificação do alinhamento do feixe central e da exatidão do sistema de colimação

Foram acrescentados dois documentos de referência: *National Council on Radiation Protection and Measures* e o *Internacional Electrotechnical Commision*.

Nos métodos foram realizadas as seguintes modificações em apenas alguns itens com o acréscimo das figuras ilustrativas da montagem dos equipamentos.

- Métodos:

A. Verifique se a planilha de **Identificação** está devidamente preenchida;

B. Coloque o dispositivo para teste de alinhamento do feixe e colimação sobre um chassi e, então, coloque este conjunto sobre a mesa, como mostra a Figura 22;

Observação: Se o teste estiver sendo realizado na estativa, prenda o conjunto com fita adesiva.

C. Centralize o dispositivo para teste de alinhamento do feixe com o dispositivo para teste de colimação do campo;

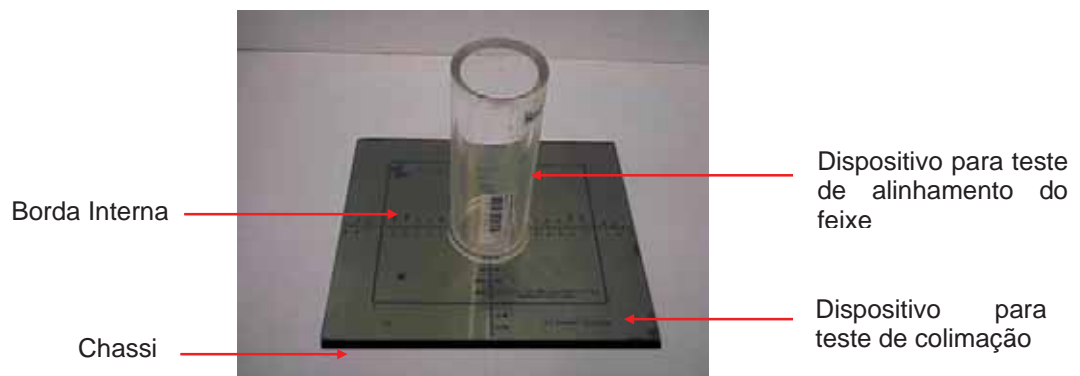


Figura 22: Disposição do chassi e dos dispositivos para teste de alinhamento de feixe e colimação.

D. Ajuste a distância de 1,0 m do ponto focal a mesa (Figura 23A) ou estativa (Figura 23B);

E. Ajuste o colimador de forma que o campo de luz coincida com a borda interna (Figura 24A) do dispositivo para teste de colimação;



Figura 23: Disposição para ajuste do tubo de raios X: (A)Mesa; (B)Estativa.

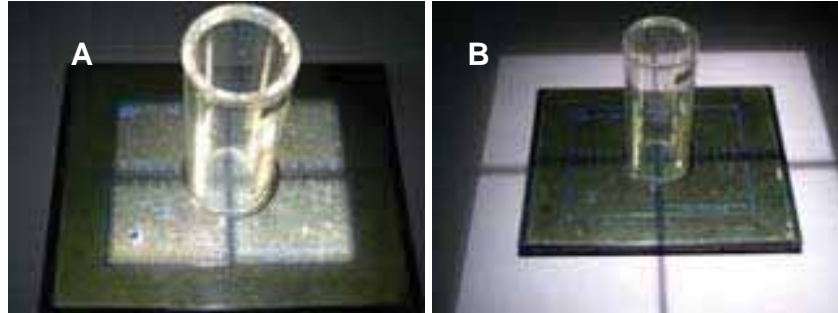


Figura 24: Colimação: (A)Colimador coincidindo com a borda interna; (B)Colimador aberto.

F. Selecione uma técnica para a obtenção da imagem, sugere-se a técnica para chassi convencional 50 kVp e 10mAs e para computadorizado 40 kVp e 10 mAs;

Observação: É sugerida uma técnica, mas os parâmetros podem variar dependendo do equipamento que será realizado o ensaio

G. Anote na planilha “G)Colim, H)Alinh” a técnica e o tipo de foco (fino ou grosso) que estão sendo utilizados (Figura 25– campo 1);

H. Irradie uma vez;

I. Abra o colimador de forma que o campo de luz coincida com o tamanho do chassi e faça outra exposição (Figura 24B);

J. Revele o filme e identifique-o;

G) Avaliação da coincidência de campos e H) Alinhamento do feixe

MESA			
Dist. (cm)	100	Foco	1
kVp	1	mA	1
mA	1	Tempo (ms)	1

ESTATIVA			
Dist. (cm)	100	Foco	1
kVp	1	mA	1
mA	1	Tempo (ms)	1

	Mesa	Avaliação	Estativa	Avaliação
Topo		0,0%		0,0%
Base	2	0,0%	2	0,0%
Direita		0,0%		0,0%
Esquerda		0,0%		0,0%

Alinhamento do Feixe	
Mesa	Estativa
3	3

Técnica sugerida:

Chassi convencional:
50 kVp / 10 mAs

CR:
40 kVp / 10 mAs

Figura 25: Planilha com os campos a serem preenchidos do ensaio para teste de colimação do campo e alinhamento do feixe central (G)Colim, H)Alinh).

O procedimento para o ensaio para o teste de colimação e alinhamento do feixe central não necessitou de muitas modificações, uma vez que os dispositivos usados são os mesmos. Foram apenas acrescentadas figuras da montagem do ensaio para uma melhor compreensão e uma figura da planilha eletrônica com os correspondentes campos a serem preenchidos.

4.5. Medição do tamanho do ponto focal

Foram acrescentados dois documentos de referência: *National Council on Radiation Protection and Measures* e o *Internacional Electrotechnical Commision*.

Nos métodos foram realizadas as seguintes modificações em apenas alguns itens sem grandes modificações, mantendo as figuras ilustrativas da montagem dos equipamentos.

- Métodos:

- A. Verifique se a planilha de **Identificação** está devidamente preenchida;
- B. Coloque o chassi carregado sobre a mesa de exames;
- C. Blinde com placas de chumbo uma metade do chassi (Figura 26);

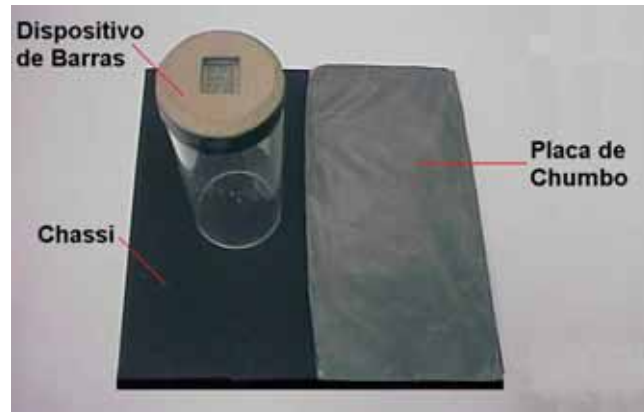


Figura 26: Disposição das placas de chumbo e dispositivo de barras em relação ao chassi.

- D. Coloque o dispositivo sobre a outra metade do chassi. Gire o dispositivo até que o grupo de fendas esteja no sentido catodo-anodo;

Observação: Esta ação resultará em uma orientação padrão para as imagens dos pontos focais.

- E. Nivеле o tubo de raios X utilizando o nível de bolha e centralize o feixe no dispositivo de barras;
- F. Com o auxílio da trena, ajuste a distância de 45 cm do ponto focal até a superfície do dispositivo de barras (Figura 27);



Figura 27: Montagem do teste de verificação do ponto focal.

- G. Selecione uma técnica para a obtenção da imagem, sugere-se a 60 kVp e 10 mAs, anote na planilha **Ponto Focal** (Figura 28 – campo 1);

Observação: É sugerida uma técnica, mas os parâmetros podem variar dependendo do equipamento que será realizado o ensaio.

- H. Selecione foco fino e coloque a letra de chumbo “F” sobre o chassis para a identificação;
- I. Faça uma exposição;
- J. Coloque o dispositivo no lado anteriormente blindado e coloque as placas de chumbo sobre o lado já irradiado;
- K. Selecione o foco grosso e coloque a letra de chumbo “G” para identificar;
- Observação:** Caso não haja a possibilidade de escolha do tamanho do ponto focal na mesma técnica radiográfica, utilize uma técnica com outro mA.
- L. Irradie uma vez;
- M. Revele o filme e identifique-o.

l) Avaliação do tamanho do ponto focal

FOCO GROSSO			FOCO FINO		
Dist. (cm)			Dist. (cm)		
kVp	1		kVp	1	
mA		1	mA		1

Foco Gro		Foco Fino	
Grupo	2	Grupo	2
Nominal		Nominal	
Real		Real	
Declarado	Não declarado	Declarado	Não declarado

Técnica sugerida:
60 kVp
10 mAs

Figura 28: Planilha de ensaio para avaliação do tamanho do ponto focal com os campos a serem preenchidos (Ponto Focal).

Foram realizadas poucas modificações nos métodos deste ensaio, verificando que é ainda utilizado o mesmo dispositivo de determinação do tamanho do ponto focal sendo este muito eficiente não verificando a necessidade de grandes mudanças.

4.6. Verificação do alinhamento das grades

Foram acrescentados dois documentos de referência: *National Council on Radiation Protection and Measures* e o *Internacional Electrotechnical Commision*.

Os métodos foram pouco modificados sendo apenas adicionados e removidos alguns detalhes e observações, foi adicionada uma figura atualizada da planilha utilizada.

- Métodos:

- A. Verifique se a planilha de **Identificação** está devidamente preenchida;
- B. Nivele o tubo de raios X com o local onde a grade está instalada utilizando o nível de bolha;
- C. Centralize o tubo de raios X em relação ao receptor da imagem, já com o chassi com filme;
- D. Ajuste uma distância de 1 m do ponto focal ao dispositivo;

Observação: Quando o ensaio estiver sendo realizado na estativa, ajuste o dispositivo a uma distância de 1,80 m do ponto focal ou na distância de focalização da grade;
- E. Posicione o dispositivo de teste em cima da mesa de modo que os furos que formam uma seta apontem para a abertura do porta-chassi, prenda o dispositivo com fita adesiva;
- F. Centralize o furo central no centro do campo de luz do colimador;
- G. Colime o feixe em uma área um pouco maior que o comprimento do dispositivo;
- H. Coloque os blocos de chumbo em cima dos demais furos de forma que apenas o central fique descoberto (Figura 29), prenda os blocos com fita adesiva.



Figura 29: Posicionamento dos blocos de chumbo, 1º Passo

- I. Selecione uma técnica para a obtenção da imagem tal que após revelar o filme o círculo central apresente uma densidade ótica entre 1,0 e 2,0. Sugere-se a técnica

40 kVp e 2 mAs para a mesa e 45 kVp e 2 mAs para a estativa. Anote na planinha a técnica utilizada (Figura 32– campo 1);

Observação: Cuide para que o tempo de exposição selecionado seja suficiente para a devida movimentação da grade. É sugerida uma técnica, mas os parâmetros podem variar dependendo do equipamento que será realizado o ensaio.

- J. Sem mexer o dispositivo do lugar, mude os blocos de chumbo de forma que apenas o último furo de cada lado, em relação ao centro, fique coberto (Figura 30) e irradie com as mesmas técnicas já selecionadas;

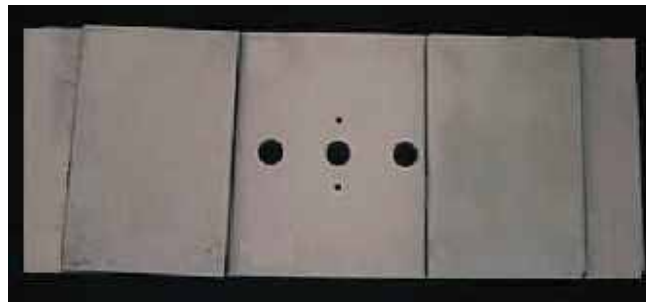


Figura 30: Posicionamento dos blocos de chumbo, 2º Passo

- K. Retire os blocos de chumbo (Figura 31) e irradie uma última vez;

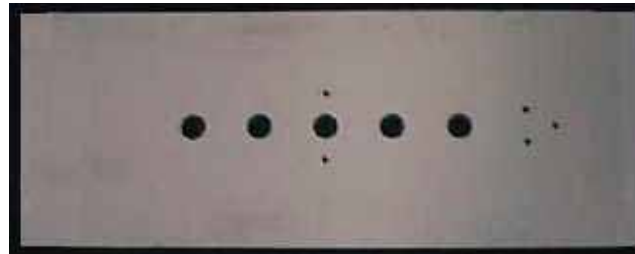


Figura 31: Posicionamento dos blocos de chumbo, 3º Passo

- L. Revele o filme e faça a leitura dos furos com o densitômetro e anote os resultados na planilha, mostrada na Figura 32:

J) Avaliação do alinhamento das grades

MESA				A imagem está gradeada?		ESTATIVA				A imagem está gradeada?	
Dist.(mm)	1000	Foco	mA	1		Dist.(mm)	1500	Foco	mA	1	
#Vp	40	mA				#Vp	40	mA			
mA	8	Tempo(ms)				mA	8	Tempo(ms)			

MESA					ESTATIVA				
2E	1E	C	1D	2E	2E	1E	C	1D	2E
2E - C	1E - C		1D - C	2D - C	2E - C	1E - C		1D - C	2D - C
1E - C e 1D - C					1E - C e 1D - C				
2E - C e 2D - C					2E - C e 2D - C				

Calibração de densitômetro		Y=A*X+B
Padrão	Titulo	
0,05		
0,21		
1,48		
2,78		
3,47		

Técnicas sugeridas:

Mesa:
40 kVp / 2 mAs
Selecione tempo de no mínimo 100 ms (quando possível)

Estativa:
45 kVp / 2 mAs
Selecione tempo de no mínimo 100 ms (quando possível)

Figura 32: Planilha do ensaio para verificação do alinhamento das grades com os campos a serem preenchidos (Grades).

M. Verifique se o furo central possui densidade óptica entre 1,0 e 2,0. Caso esteja fora deste intervalo, repita o teste, abaixando ou aumentando os parâmetros da técnica a fim de se conseguir a densidade óptica desejada.

Neste ensaio as modificações também foram poucas apenas sugerindo técnicas radiográficas para a realização do ensaio e demonstrando os campos a serem preenchidos na planilha de ensaio atualizada para uma melhor compreensão do ensaio.

4.7. Medição do padrão de dose de entrada na pele do paciente (DEP)

Foram acrescentados dois documentos de referência: *National Council on Radiation Protection and Measures* e o *Internacional Electrotechnical Commision*.

Os instrumentos e materiais auxiliares assim como os documentos complementares não foi necessária a modificação, apenas uma atualização da tabela de especificações dos instrumentos, Tabela 4.

Tabela 4: Especificações dos instrumentos utilizados no ensaio de dose de entrada na pele

Instrumento	Modelo	Nº Série	Nº MT	Precisão
Câmara de Ionização 6 cc	10x5-6	15160	785	± 4%
Câmara de Ionização 6 cc	10x5-6	15896	873	± 4%
Câmara de Ionização 6 cc	10x5-6	14720	784	± 4%
Câmara de Ionização 6 cc	10x5-6	16513	1236	± 4%

Nos métodos foram realizadas modificações em apenas alguns itens.

- Métodos:
 - A. Verifique se a planilha de **Identificação** está devidamente preenchida;
 - B. Selecione na planilha “**DEP**” o número de série da câmara de ionização que será utilizada no ensaio, Figura 33;
 - C. Coloque a câmara de ionização no tripé;
 - D. Obtenha com um técnico do serviço informações sobre os parâmetros técnicos utilizados em cada tipo de exame (kVp, mAs, ms, mA, foco, tamanho do campo, distância foco-filme), mostrado na Figura 33 – campo 1 e anote o nome do técnico que forneceu as informações Figura 33 – campo 2;
 - E. Com o auxílio da trena ajuste a câmara de ionização sobre a mesa radiológica ou na estativa a altura correspondente e espessura de um paciente típico, como mostra a Figura 34;
 - F. Selecione no monitor da câmara o modo de leitura de dose acumulada (Accumulate Dose), na unidade Gy;
 - G. Selecione os parâmetros técnicos no equipamento para o tipo de exame que é realizado no equipamento, lembrando sempre da espessura correspondente à projeção radiográfica e a distância correspondente ao exame e a colimação;
 - H. Irradie e anote na planilha o valor de cada leitura do monitor da câmara de ionização (Figura 33– campo 3);
 - I. Repita os itens **F** e **G** para todos os exames que são realizados no equipamento, lembrando sempre da espessura correspondente à projeção radiográfica.

K) Determinação da dose de entrada na pele do paciente - Método 1

Tipo de Exame	E (cm)	Dfc (cm)	Técnica selecionada					Tamanho do campo	Kerma no ar (mGy)	DEP (mGy)	Nível de referência (mGy)	Situação	
			B _{1/2} (cm)	Tensão (kVp)	Corrente (mA)	Tempo (s)	Foco						
Coluna Lombar	AP	20	1	3								10	
	LAT	30			30								
	JLS	73			40								
Abdômen	AP	20			10								
	PA	23			0,4								
Tórax	LAT	30			1,5								
	AP	20			5								
Crânio	AP	20			5								
	LAT	15			3								

Selecione o instrumento de medida: Câmara de ionização - 600 - Nisize 15895 - Rodal Corporation

Legenda

E: espessura do paciente na área de entrada de raios X

D_{1/2}: distância foco-câmera

D_{fc}: distância foco-filme utilizada na rotina

AP: projeção antero-posterior

LAT: projeção lateral

JLS: junção lombo-sacro

PA: projeção pósterio-anterior

Fatores de correção

Fator de Calibração para câmara de ionização	1,052
Velocidade do receptor de imagem	200
Fator de retro-espalhamento (BSF)	1,4
Fator de correção para a temperatura e pressão (k _{tp})	1

Nome do técnico que fornece as informações: 2

Figura 33: Tabela de preenchimento do ensaio para medição do padrão de dose de entrada na pele do paciente com os campos a serem preenchidos (DEP).

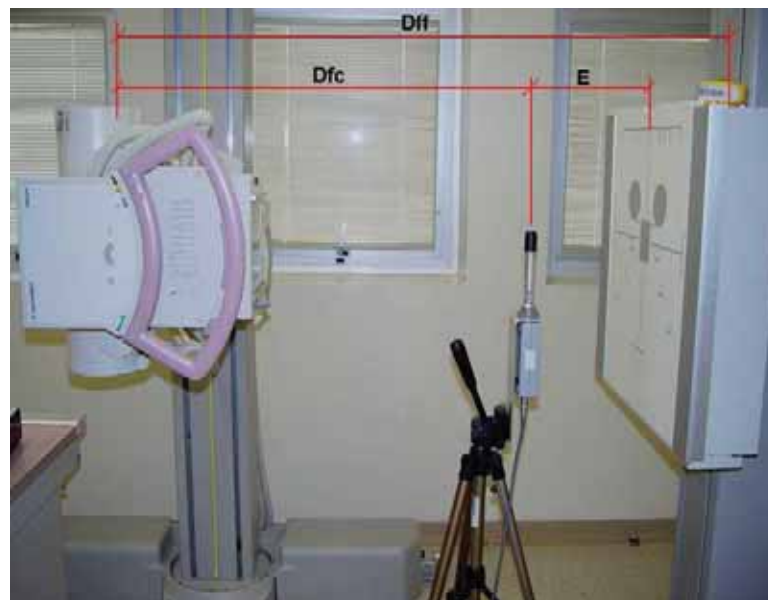


Figura 34: Exemplo de disposição da câmara de ionização em relação à estativa e ao tubo de raios X; E: espessura; Dff: distância fonte filme; Dfc: distância fonte câmera.

A mudança nos materiais e instrumentos auxiliares foram de extrema importância para o acompanhamento da otimização na realização do procedimento, facilitando e agilizando o ensaio.

As modificações realizadas nos métodos foram necessárias para reforçar alguns aspectos importantes para a realização do ensaio como a verificação das distâncias, o correto preenchimento da planilha eletrônica, a verificação de exames realizados no equipamento entre outros. É de extrema importância a presença da figura da planilha para o seu correto preenchimento e compreensão.

4.8. Verificação da reprodutibilidade e compensação do controle automático de exposição (AEC)

Foram acrescentados dois documentos de referência: *National Council on Radiation Protection and Measures* e o *Internacional Electrotechnical Commission*.

Nos instrumentos e materiais auxiliares foi somente substituído um material auxiliar, o *digital subtraction angiography phantom* (DSA) - 15 cm foi trocado por material atenuador (2,0 mm de espessura de Cu, 15 cm acrílico ou 6,12 mm Al), foi acrescentado também um suporte para a câmara de ionização.

Devido à modificação do material de atenuação, os métodos foram totalmente modificados conforme verificamos a seguir.

- Métodos:

- A. Verifique se a planilha de **Identificação** está devidamente preenchida;
- B. Na planilha **Repr, Comp. AEC** selecione o número de série da câmara de ionização utilizada e o material atenuador a ser utilizado (Figura 35– campo 1);

L) Avaliação da reprodutibilidade e M) compensação do sistema AEC

Selecione o instrumento utilizado: **1**

Filtração: **2** DEC (cm): **2**

Selecione a filtração utilizada			Selecione a filtração utilizada		
Tensão (kVp)	Corrente-tempo (mAs)	Kerma no ar (mGy)	Tensão (kVp)	Corrente-tempo (mAs)	Kerma no ar (mGy)
		3			4
Média					
	Reprod (%)		Reprod (%)		
	Situação		Situação		
			Comp AEC		

Sugestão de Técnica:

Fixe a tensão em 70 kVp e deixe o mAs ser ajustado automaticamente.

Figura 35: Planilha do ensaio de controle automático de exposição com os campos a serem preenchidos e selecionados

- C. Coloque a filtração a ser utilizada (2,0 mm de espessura de Cu, 15 cm acrílico ou 6,12 mm Al) sobre a mesa de forma a cobrir a parte sensível do AEC, Figura 36;
- D. Selecione na planilha a filtração e a distância foco-câmara a ser utilizada (Figura 35– campo 2);
- E. Instale a câmara de ionização (6cc) no tripé, tal que ela fique 15cm acima da superfície do material atenuador, como mostra a Figura 36;
- F. Posicionar o tubo e raios X a uma distância de aproximadamente 100 cm;

Observação: É sugerida, se possível, uma distância do ponto focal ao porta chassi de 100 cm.

Nivele o tubo de raios X utilizando o nível de bolha e centralize o feixe de raios X na câmara de ionização;

- G. Acione o AEC, selecione o sensor central e o controle de densidades no modo normal (0);

Observação: Alguns equipamentos permitem o ajuste apenas do valor de tensão de aceleração dos elétrons no tubo. Neste caso, fixe a tensão, e, após a exposição, anote o valor de mAs indicado no painel de controle do equipamento.

É sugerida uma tensão de 80 kV, mas os parâmetros podem variar dependendo do equipamento que será realizado o ensaio.

Outros equipamentos não permitem o ajuste de parâmetros técnicos quando o AEC está acionado. Neste caso, após a exposição, anote os parâmetros técnicos indicados no painel de comando do equipamento.

- H. Selecione no monitor da câmara de ionização o modo de *Accumulate Dose* e a unidade mGy.
- I. Irradie uma vez;
- J. Anote o valor lido na planilha, mostrada na Figura 35 – campo 3;
- K. Retire a metade do material atenuador, de forma que se mantenha metade da espessura inicial, irradie novamente e anote o valor lido na planilha (Figura 35 – campo 4);
- L. Repita os itens J, K e L duas vezes, completando assim, os campos 3 e 4 da Figura 36.

Observação: Alternar as exposições para 1mm e 2mm de Cu.

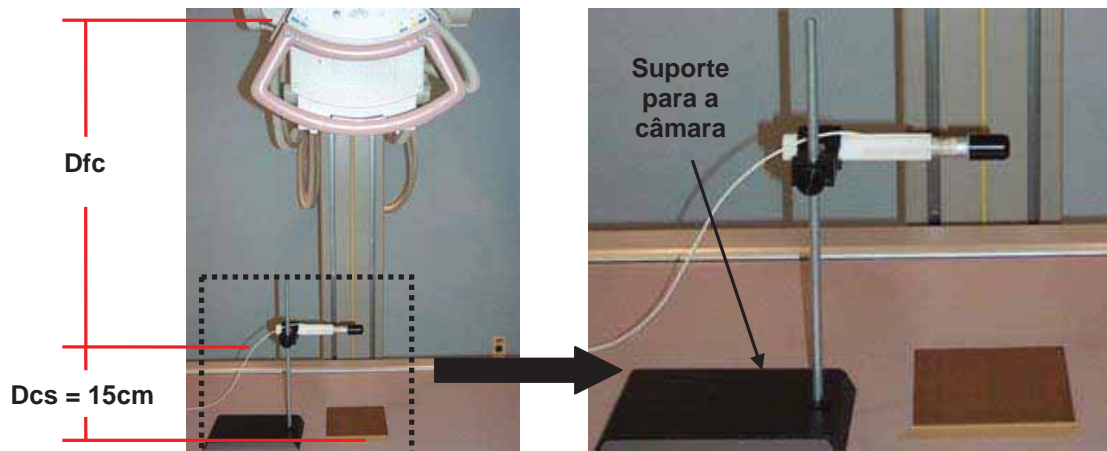


Figura 36: Montagem do teste: utilizando cobre; Dfc: distância foco-câmara de ionização; Dcs: distância câmara de ionização-superfície.

Foram verificadas muitas mudanças neste procedimento, iniciando pelos instrumentos e materiais utilizados que foi modificado para facilitar o ensaio. Conforme a mudança dos materiais utilizados os métodos realizados acabaram necessitando de modificações e algumas imagens demonstrando a correta montagem dos materiais e uma imagem da planilha eletrônica para uma melhor compreensão de seu preenchimento.

Conclusão

5. CONCLUSÃO

Os acompanhamentos na realização dos ensaios de teste de controle de qualidade e constância do equipamento não apresentaram grandes modificações.

Foi necessário ressaltar implicitamente nos procedimentos que os equipamentos podem apresentar comportamentos distintos na irradiação para a obtenção de uma imagem de qualidade semelhante e desejável, devido a desgastes do tubo causados pelo uso do aparelho por exemplo.

Observou-se que conforme o desenvolvimento de novas tecnologias e aprimoramentos dos dispositivos de detecção e câmera de ionização e a utilização destes são necessárias adaptações dos procedimentos ao funcionamento dos instrumentos, tais como distâncias do dispositivo ao ponto focal até mesmo a necessidade de uma menor tensão, corrente ou tempo ocorrendo assim um menor desgaste no tubo, entre outros. Visando que os procedimentos continuem detetando erros clinicamente importantes.

Devido o IEE-USP ser creditado pelo INMETRO tem-se a necessidade dos procedimentos estarem sempre atualizados conforme o realizado em campo sendo também compreensíveis aos técnicos e aos profissionais que irão realizar o serviço.

Verifica-se também que as modificações nos ensaios, minimizando o tempo gasto. Sendo assim, o trabalho local não é completamente interrompido durante um grande período não atrapalhando o andamento da clínica ou hospital.

Relativo aos cálculos e à análise, não ocorreram mudanças. Ainda são realizados os mesmos cálculos recomendados pela ANVISA seguindo as exigências da Portaria 453/98, Resolução Estadual SS 625/94 entre outras normas.

É necessária a atualização para assegurar os requisitos mínimos de proteção radiológica a todos os indivíduos envolvidos no processo intervencionista e garantir a manutenção do equipamento e à obtenção da qualidade de imagem suficiente para os resultados diagnósticos requeridos.

Referências

6. REFERÊNCIAS

- ¹ BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J.A.; LEIDHOLDT JUNIOR, E. M.;BOONE, J. M. ***The essencial physics of medical imaging***. 2.ed. Philadelphia, 2002. p 97.
- ² FORBINDER, R. A; KELSEY, C. A. ***Essentials of Radiologic Science***. International edition. 2002. p 91.
- ³ SCAFF, L. A. M. ***Física da Radioterapia***. São Paulo, 2007 p 20-21.
- ⁴ JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. ***The physics of Radiology***. 4.ed. Illinois, Charles C. Thomas Publisher, 1983.
- ⁵ MOULD. R. F. ***A Century of X-Rays and Radioactivity in Medicine***. Institute pf Physics Publishing Bristol and Philadelphia. 1993.
- ⁶ NÚCLEO DE TECNOLOGIA CLÍNICA. ***Radiografia Especializada: Fluoroscopia***. Disponível em: <
<http://funk.on.br/esantos/radiologia/Radiografia%20Especializada/FLUOROSCOPIA.pdf>> Acesso em 03. Set. 2008.
- ⁷ MINISTÉRIO DA SAÚDE. ***Portaria SVS MS 453: Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico do Ministério da Saúde***. Diário Oficial da União. Brasília, de 02 de junho de 1998.
- ⁸ SECRETARIA DO ESTADO DE SAÚDE. ***Resolução Estadual SS 625: Norma técnica que dispõe sobre o 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.

⁹ SOARES, F. A. P.; LOPES, H. B. M. **Radiodiagnóstico – Fundamentos Físicos**. Florianópolis: Editora Insular, 2003. p 31-35.

¹⁰ Sociedade de Radiologia e Diagnóstico por imagem de Minas Gerais. **Breve História da Radiologia**. Disponível em: <<http://www.srmg.org.br/historia.html>> Acesso em 03. Set. 2008.

¹¹ CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA – CEFET/SC. **História da Radiologia**. Disponível em: <http://www.cefetsc.edu.br/~radiologia/hst_radiologia.html> Acesso em 03. Set. 2008.

¹² NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. **Quality assurance for diagnostic imaging equipment**. Dec. 30, 1988. (NCRP Report 99).

¹³ KRAUSPENHAR, T.; GÓES, E. G.; LEMES, V. R. **Avaliação Sensitométrica de sistemas tela-filme utilizados em radiologia convencional**. Disponível em: <http://www.unifra.br/cursos/fisicamedica/tfg/TFG_Krauspenhar.doc> Acesso em 03. Set. 2008.

¹⁴ OLIVEIRA, L. S. R. **Conceitos fundamentais para a formação da imagem radiológica**. Disponível em: http://www.tecnologiaradiologica.com/materia_c_imagem.htm Acesso em 03. Set. 2008.

¹⁵ INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Evaluation and routine testing in medical imaging departments – Part 1: General Aspects**. 1993 (IEC 61223-1).