

Juliana Facchini de Souza

Controle de Qualidade em Raios-X Convencional

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

Supervisão: Profa. Dra. Diana Rodrigues de Pina.

Botucatu
2008

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

Souza, Juliana Facchini de.

Controle de qualidade em raios-x convencional / Juliana Facchini de Souza.
- Botucatu [s.n], 2008.

Trabalho de conclusão (bacharelado – Física médica) – Universidade
Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Botucatu, 2008

Orientadora: Profa.Dra.Diana Rodrigues de Pina

1. Diagnóstico por imagem - Qualidade 2. Raio X 3. Radiografia médica

Palavras-chave: Controle de Qualidade; Radiodiagnóstico; Raios-x
Convencional.

Aos meus avós, Cacilda e Nelvinho, que mesmo longe estão todos os dias presentes na minha vida.

AGRADECIMENTOS

A Deus e a todos os meus guias espirituais pela força para que eu continue sempre no meu caminho.

A Profa. Dra. Diana Rodrigues de Pina pela orientação, paciência e confiança dada a mim para o desenvolvimento desse trabalho.

Ao Prof. Dr. Paulo Fernando de Arruda Mancera pela amizade e ensinamentos que me fizeram crescer.

Ao chefe do setor de Diagnóstico por Imagem do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu-UNESP, Prof. Dr. José Morceli, o qual permitiu a execução dessa pesquisa e ao corpo técnico por toda a colaboração e boa vontade.

A minha mãe pelas confidências, apoio, carinho e tudo que só uma grande mulher pode dar.

Ao meu pai pelo apoio, instrução e melhor exemplo de dedicação que alguém possa ter.

A minha irmã e amiga Gabi pela imensa ajuda emocional e espiritual.

A minha melhor amiga Aninha pelo companheirismo, alegrias e ensinamentos nesses 4 anos.

A família Collacite pelos ótimos momentos, apoio e “adoção”.

A todos aqueles que de uma maneira ou de outra contribuíram para o meu desenvolvimento como pessoa.

RESUMO

Os progressos em radiologia estão relacionados com o desenvolvimento de novos sistemas de formação de imagem com a menor dose no paciente. A otimização da dose no paciente, sem comprometer a qualidade da imagem, é uma das responsabilidades de um físico médico dentro de um setor de diagnóstico por imagem. Os principais parâmetros envolvidos nesse procedimento estão relacionados com as condições do equipamento de raios-X, processadoras automáticas e operadores dos equipamentos.

Essa pesquisa tem como objetivo avaliar as condições de uso de um equipamento de raios-X, a partir de testes de controle de qualidade. Os resultados obtidos neste trabalho fizeram parte de dados de um Programa Efetivo de Controle de Qualidade (PECQ) do setor de diagnóstico por imagem do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu - UNESP (HCFMB-UNESP).

Palavras-chave: Controle de Qualidade, Diagnóstico por imagem, Raios-x Convencional.

ABSTRACT

The progress in radiology is related with the development of new systems of image formation with the lesser dose in the patient. The improve of the dose in the patient, without compromising the quality of the image, is one of the responsibilities of a medical physicist in a sector of diagnosis for image.

This research has as objective to evaluate the conditions of use of an equipment of x-rays, from tests of quality control. The results gotten in this work have been part of data of an Effective Program of Quality Control (PECQ) of the sector of diagnosis for image of the Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu - UNESP (HCFMB-UNESP).

Keys-words: Conventional X-Rays, Imaging Diagnosis, Quality Control.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	9
2	FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	13
2.1	Ponto Focal.....	13
2.2	Grade.....	14
2.3	Detecção dos raios-X.....	15
2.4	Densidade Óptica.....	16
2.5	Espectro.....	18
2.5.1	Fatores que modificam o espectro dos raios-X.....	18
3	MATERIAIS E MÉTODOS.....	22
3.1	Materiais.....	22
3.2	Métodos.....	23
3.2.1	Teste de Sistema de Colimação e Alinhamento do eixo Central do Feixe de Raios-X	23
3.2.2	Teste de Exatidão e Reprodutibilidade de Tensão do Tubo.....	26
3.2.3	Teste de Reprodutibilidade e Linearidade da Taxa de Kerma no Ar.....	27
3.2.4	Teste de Rendimento do Tubo de Raios-X.....	29
3.2.5	Teste de Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição.....	30
3.2.6	Teste de Camada Semi-Redutora (CSR).....	32
3.2.7	Teste do Ponto Focal.....	34
3.2.8	Teste de Dose de Entrada na Pele.....	37
3.2.9	Teste de Alinhamento de Grade.....	39
4	RESULTADOS.....	42
4.1	Teste de Sistema de Colimação e Alinhamento do Eixo Central do Feixe de Raios-X	42
4.2	Teste de Exatidão e Reprodutibilidade de Tensão do Tubo.....	43
4.3	Teste de Reprodutibilidade e Linearidade da Taxa de Kerma no Ar.....	45
4.4	Teste de Rendimento do Tubo de Raios-X.....	45
4.5	Teste de Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição.....	46
4.6	Teste de Camada Semi-Redutora (CSR).....	47
4.7	Teste do Ponto Focal.....	47
4.8	Teste de Dose de Entrada na Pele.....	48
4.9	Teste de Alinhamento de Grade.....	48
5	DISCUSSÃO E CONCLUSÃO.....	50
6	BIBLIOGRAFIA.....	53

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Consultório do Doutor Pires, primeiro a produzir imagens de raios-X [2].....	10
Figura 2: Relação entre a área aparente e a área efetiva de um ponto focal.....	13
Figura 3: Espectros para diferentes energias de fótons.	18
Figura 4: Demonstração da influência dos filtros no espectro de raios-X.....	20
Figura 5: Dispositivos dos testes de alinhamento do feixe e sistema de colimação.....	24
Figura 6: Interpretação da imagem das duas esferas de aço do dispositivo de teste de alinhamento de feixe sobre o de teste de colimador.....	25
Figura 7: Dispositivo para teste de tamanho do ponto focal e respectivas fendas.	35
Figura 8: Dispositivo do teste de alinhamento da grade.....	40
Figura 9: Seqüência para a leitura das densidades ópticas.	41
Figura 10: Imagem do dispositivo depois de revelado.	42
Figura 11: Padrão de Barras visualizado no teste de tamanho do ponto focal.	47
Figura 12 : Resultado obtido na segunda tentativa com uma exposição gradativa de cada orifício.	48

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Valores mínimos da CSR em função da fase e tensão do tubo.	33
Tabela 2: Tamanhos de ponto focal recomendadas pela <i>NEMA</i>	36
Tabela 3: Especificações do fabricante para o tamanho do ponto focal.....	37
Tabela 4: Espessuras radiográficas, considerando um paciente adulto típico (massa de 60 kg a 75 kg e altura de 1,60 m a 1,75 m) [6].	37
Tabela 5: Níveis de referência de radiodiagnóstico por radiografia, em termos de Dose de Entrada na Pele, para paciente adulto típico [6].	39
Tabela 6: Parâmetros utilizados para a realização do teste, resultados obtidos e tolerância da ANVISA.	42
Tabela 7: Leituras obtidas e resultados do teste de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo para 50kVp e a tolerância permitida pela ANVISA.	43
Tabela 8: Leituras obtidas e resultados do teste de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo para 60kVp e a tolerância permitida pela ANVISA.	43
Tabela 9: Leituras obtidas e resultados do teste de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo para 70kVp e a tolerância permitida pela ANVISA.	44
Tabela 10: Leituras obtidas e resultados do teste de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo para 80kVp e a tolerância permitida pela ANVISA.	44
Tabela 11: Leituras obtidas e resultados do teste de Reprodutibilidade e Linearidade da Taxa de Kerma no Ar para 50kVp e a tolerância permitida pela ANVISA.	45
Tabela 12: Leituras obtidas e resultados do teste de Rendimento do Tubo de Raios-X e a tolerância permitida pela Portaria 453.	45
Tabela 13: Leituras obtidas e resultados do teste de exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição para 50kVp e a tolerância permitida pela ANVISA.	46
Tabela 14: Leituras obtidas, resultados do teste de camada semi-redutora e recomendação da ANVISA.	47
Tabela 15 : Parâmetros utilizados e resultados obtidos no teste do Ponto Focal.	47
Tabela 16: Parâmetros utilizados e resultados obtidos na realização do teste de Dose de Entrada na Pele.	48
Tabela 17: Parâmetros utilizados para a realização do teste de alinhamento da grade.	48
Tabela 18: Densidades ópticas dos orifícios do equipamento do teste de alinhamento.	48
Tabela 19: Diferenças entre leituras de densidades ópticas dos orifícios do teste	49

1 INTRODUÇÃO

A radiação-X foi descoberta no dia 8 de novembro de 1895, na cidade de Wüzburg, Alemanha, pelo cientista alemão Wilhelm Conrad Roentgen, quando fazia experiências com descargas de alta tensão em tubos contendo gases. Enquanto trabalhava em seu laboratório, ele observou que um cartão recoberto pela substância fosforescente platino-cianureto de bário, que se encontrava próximo, apresentava um brilho durante a aplicação de alta tensão na ampola. Surpreso com o fenômeno, ele recobriu a ampola com diferentes materiais e repetiu o procedimento de aplicação de tensão sobre o gás por várias vezes e a distâncias diferentes. Observando que o brilho sofria pequenas alterações, mas não desaparecia, concluiu então que algo “saía da ampola” e sensibilizava o cartão. A essa radiação desconhecida, ele resolveu dar o nome de RADIAÇÃO X [1].

Essa descoberta deflagrou uma série de experimentos para avaliar suas características e potencialidades de aplicação em vários ramos de atividades. O campo onde mais se encontraram aplicações foi o de Medicina, na área de diagnóstico por imagem. A partir do uso médico, a descoberta se espalhou rapidamente pelo mundo, e os efeitos nocivos da radiação sobre seres vivos também foram sendo descobertos [2].

Começou-se, então, paralelamente, o estabelecimento de uma série de normas para a manipulação de equipamentos que trabalham com esse tipo de radiação, tanto para pacientes, quanto para operadores dos mesmos [2].

Os aparelhos iniciais sofreram inúmeras modificações a fim de se reduzir a radiação ionizante utilizada nos pacientes. Surgiram então tubos de raios-X que serviam como um diafragma para reduzir a radiação secundária, a qual prejudica o paciente e a imagem final do diagnóstico [2].

Passados pouco mais de dois anos, desde a descoberta dos raios-X, o médico brasileiro José Carlos Ferreira Pires já produzia as primeiras radiografias com finalidades diagnósticas da América do Sul, em Formiga, Minas Gerais.[2]

O primeiro aparelho de raios X chegou ao País em 1897. Naquela época, a cidade de Formiga não contava com eletricidade e para colocar o aparelho em funcionamento era necessário alimentá-lo com baterias e pilhas. Os resultados não foram satisfatórios, pois não havia homogeneidade do feixe. Dessa forma, decidiu-se instalar um motor fixo de gasolina que funcionava como um gerador elétrico. Com ajuda da mulher, filhos, amigos e um manual de instruções, Dr. Pires colocou o aparelho em funcionamento e passou a produzir as primeiras radiografias [2].

A primeira radiografia foi realizada em 1898. Tratava-se de um corpo estranho na mão do então ministro Lauro Muller, um de seus primeiros clientes. Nessa época, o tempo para se produzir uma radiografia era longo, sendo que uma imagem do tórax demorava cerca de 30 minutos para ser obtida. Portanto, o paciente era submetido a uma exposição prolongada, além do excesso de radiação espalhada gerada e comprometimento da imagem causado pela respiração do indivíduo [2]. A figura 1 ilustra o primeiro equipamento de raios-X a produzir imagens no Brasil.

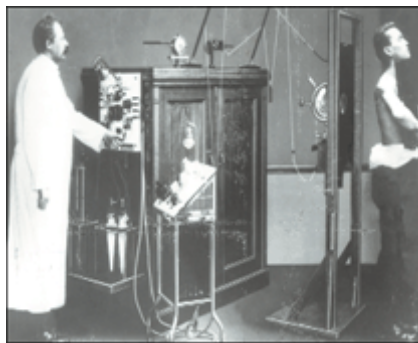


Figura 1: Consultório do Doutor Pires, primeiro a produzir imagens de raios-X [2].

O nível de exposição aos pacientes, em serviços de radiologia diagnóstica, depende de muitos fatores físicos e técnicos. Verificar periodicamente esses parâmetros é essencial para manter a qualidade do serviço prestado, eliminando dessa maneira, a radiação que não contribuirá para a formação da imagem útil [3].

Com a finalidade de padronizar os testes e procedimentos que devem ser realizados nos equipamentos utilizados em radiodiagnóstico, foram estabelecidos diversos regulamentos e normas técnicas. Na área de saúde, uma das únicas iniciativas do Governo Federal foi a Portaria 453 de 01 de junho de 1998 da Secretaria de Vigilância Sanitária, que regulamentou um Programa de Garantia de Qualidade (PGQ), obrigatório, em radiodiagnóstico, que, até o momento, não foi implementado em todos os estados da Federação [3].

A qualidade em saúde não é uma questão de escolha, deve ser uma obrigação das instituições e deve-se buscar a qualidade total. Afinal, qualquer erro pode representar a perda de muitas vidas [3].

Sendo assim, se faz necessário implementar PGQ's em todas as áreas de saúde e avaliá-los periodicamente para atualizá-los, corrigindo os erros e introduzindo novos fatores de controle.

Nos últimos anos, foram desenvolvidas normas, recomendações ou leis, visando à implementação de PGQ's em radiodiagnóstico em todo o mundo, como é o caso do: Brasil, Alemanha, Estados Unidos, Reino Unido, Organização Pan-americana de Saúde, Organização Mundial de Saúde, ICRP, IAEA e Comunidade Européia onde, a maioria, adota a obrigatoriedade do controle de qualidade em radiodiagnóstico [3].

Segundo a OMS, os principais objetivos de um PGQ em radiodiagnóstico devem ser os conhecidos 3D's: "Diagnóstico, Dose and Dólar". Primeiro, o mais importante no programa é garantir a qualidade do diagnóstico; segundo, é necessário garantir que as doses sejam tão baixas quanto possíveis para a realização do exame com qualidade e, por fim, os custos precisam ser reduzidos ao menor possível, através do não desperdício de energia elétrica, desgaste do equipamento, filmes, químicos e mão-de-obra especializada [3]. Entretanto é importante ressaltar que esses princípios não devem ser tratados de forma isolada.

Este trabalho teve como objetivo avaliar as condições de uso de um equipamento de raios-X, a partir de testes de controle de qualidade [4], assim como suas bases físicas e importância para um melhor diagnóstico médico. Os resultados obtidos fizeram parte de dados de um Programa Efetivo de Controle de Qualidade (PECQ) do Setor de Diagnóstico por Imagem do Hospital das Clínicas da Faculdade de medicina de Botucatu - UNESP (HCFMB-UNESP).

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Ponto Focal

Quanto menor for o foco anódico, maior a nitidez da imagem radiográfica. No entanto, à medida que o foco anódico diminui de tamanho, aumenta o acúmulo de calor e, o perigo de uma sobrecarga no tubo de raios-X [11]. A única vantagem de um ponto focal grande é o aumento da capacidade calorífica. Muitos tubos de raios-X possuem dois tamanhos de pontos focais que podem ser selecionados pelo operador [5].

A figura 2 ilustra a área aparente e a área efetiva de um ponto focal [5]. Nesta pode-se observar o ponto focal real, a área bombardeada pelo feixe de elétrons, a qual é sempre maior do que a projetada, ou efetiva. Para um dado ângulo ânódico, a largura da trilha do ponto focal é diretamente proporcional ao tamanho do ponto projetado. [5].

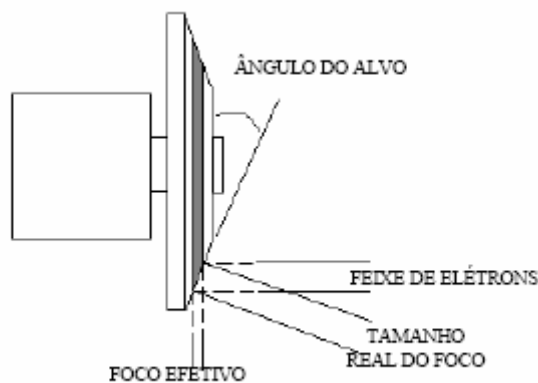


Figura 2: Relação entre a área aparente e a área efetiva de um ponto focal.

Atualmente, os tubos são construídos de tal maneira que o foco anódico seja suficientemente grande para tolerar uma determinada carga térmica e, de área suficiente reduzida para assegurar um detalhe radiográfico [11]. Normalmente, os focos fino e grosso são aproximadamente iguais a um quadrado e apresentam dimensões do foco aparente em torno de (0,1x 0,1)mm a (2 x 2) mm, respectivamente [5].

A angulação do foco das ampolas de raios-X diagnósticos é de aproximadamente 12° , devido a necessidade de se obter imagens bem detalhadas, sem penumbras nem distorções [5]. Essa angulação no foco da ampola dá origem a um fenômeno conhecido por efeito anódico.

Nesse efeito, a intensidade dos raios-x no lado cátodo é maior que no lado do ânodo. Isso acontece devido aos elétrons interagirem com átomos do alvo em várias profundidades e, sendo a emissão de raios x quase que isotrópica, a mesma intensidade de raios-x emitidos do lado do ânodo tem que atravessar uma espessura de material maior do que o alvo e, que os raios-x da “linha de foco”. Fazendo assim, com que os raios-x daí emitidos sejam de menor intensidade do que os da parte de cima. Chamamos este fenômeno de “EFEITO ANÓDICO”. Assim, quanto menor o ponto focal de um tubo de raios x, maior é a magnitude do efeito anódico. A variação de intensidade num campo de radiação pode chegar 50% [5].

O efeito anódico deve ser levado em conta quando se quer radiografar estruturas anatômicas onde há grandes variações de espessuras ou densidades. A parte mais densa ou mais espessa deve ser colocada sob o lado do cátodo para que haja mais uniformidade da densidade radiográfica [5].

2.2 Grade

Na maioria dos exames, o método mais efetivo e mais prático de se remover radiação espalhada é o uso da grade. A grade é colocada entre o corpo do paciente e o receptor de imagem. Ela é construída com tiras alternadas de um material absorvedor e material radiopaco, como chumbo e fibra ou carbono, respectivamente [6].

Em condições normais de operações, as tiras da grade são alinhadas com a direção do feixe primário. Na maioria das grades, os intervalos são angulados na direção do feixe. Devido ao fato da direção do feixe ser alinhada com a grade, a maioria da radiação primária passa pelos intervalos sem encontrar as tiras [2], porém parte da radiação útil pode ser barrada pelo material absorvedor. Dessa

forma a grade acaba por absorver radiação primária e deixam passar parte da radiação espalhada [6].

A penetração característica da radiação espalhada é largamente determinada pelas dimensões das tiras e dos interespaços. A seleção apropriada da mesma, para um dado exame, envolve a consideração de vários fatores. Embora a proporção da grade elimine a maioria da radiação, ela tende a aumentar a exposição no paciente, a carga do tubo e requer um posicionamento mais preciso [6].

Para a escolha de parâmetros de exposição apropriados no aparelho, é necessário um conhecimento da penetração total das radiações primárias e espalhadas que passam pela grade. A penetração total na grade é em função da radiação espalhada e da radiação primária. Em geral, a penetração de ambas radiações decresce com o aumento da proporção da grade [6].

É comum expressar a penetração da grade em termos de fator Bucky, que é dado conforme descreve a equação 1:

$$1/\text{fator Bucky} = \text{penetração da grade} \quad (1)$$

Essa equação mostra que a exposição do paciente é diretamente proporcional ao fator Bucky [6].

2.3 Detecção dos raios-X

Neste estudo a detecção dos raios-X foi realizada através de um filme semelhante ao filme fotográfico.

Este filme é composto de sais de prata (AgBr, AgI) que, quando sensibilizados por um fóton de raios-X ou pela luz visível, o cátion de prata (íon positivo) acaba sendo neutralizado transformando-se em metal (Ag^0), escurecendo. Por outro lado, o sal de prata que não foi sensibilizado pelos raios-X ou pela luz fica transparente [5].

Os filmes normalmente são compostos de camadas de plástico (poliéster) protegidas da luz. O uso de camadas de prata recobrimo as duas superfícies do plástico aumenta a sensibilidade do filme aos raios-x [5].

Os filmes de raios-X são posicionados entre duas telas intensificadoras. As telas intensificadoras são folhas plásticas finas contendo material fluorescente. A principal função das telas é reduzir a intensidade de raios-X incidindo sobre o paciente (cerca de 100 vezes). Isso porque o filme radiográfico é muito mais sensível à luz do que aos raios X [5].

No processo de fluorescência, um fóton incide na tela intensificadora, interagindo com um elétron da última camada do fósforo, com energia suficiente para retirá-lo de sua órbita; esse elétron é capturado por outro átomo; e ao voltar à sua órbita, o elétron libera a energia extra em forma de luz visível; de modo que a luz emitida interage com a emulsão do filme radiográfico [7].

A vantagem do uso das telas intensificadora é a redução do tempo de exposição, implicando numa menor dose no paciente e maior vida útil do tubo de raios-X. Em contrapartida menor é a resolução da imagem radiográfica a qual depende da espessura da tela, distribuição e granulometria dos cristais de fósforos que a constituem. Existindo dessa forma, um compromisso entre a sensibilidade da tela e resolução da imagem em aplicações radiológicas [7].

2.4 Densidade Óptica

Densidade óptica é a “opacidade” da transparência de um filme. Isso é produzido pela exposição e processamento químico do mesmo [5]. Uma imagem contém áreas com diferentes densidades que são vistas através de várias escalas de cinza.

A densidade óptica de um filme é analisada através de valores numéricos atribuídos a quantidade de luz que penetra no filme. Um aumento da densidade do filme significa um decréscimo na penetração da luz [5].

A densidade ótica (DO), a qual esta diretamente relacionada à variação de intensidade do feixe de raios-X que incide no filme, é definida pela equação 2 :

$$DO = \log\left(\frac{I_0}{I}\right) \quad , \quad (2)$$

sendo que,

DO = Densidade ótica de uma pequena área do filme;

I_0 = Intensidade de luz, do densitômetro, incidente sobre uma pequena área do filme;

I = Intensidade de luz, do densitômetro, transmitida por esta mesma área do filme.

Um pedaço de filme que possui uma penetração de 100% da luz tem um valor de densidade de zero D.O. Filmes radiográficos apresentam uma D.O. inerente do próprio filme, se este for revelado sem ter sido exposto à qualquer tipo de radiação, este apresentará uma D.O. na faixa de 0,1-0,2, denominada de “véu” do filme.

A escolha da função logarítmica para a densidade ótica se deve ao fato de que a resposta fisiológica do olho humano, para diferentes intensidades de luz, é logarítmica e, ainda, por escalas logarítmicas conseguem expressar mais convenientemente grandes diferenças numéricas sobre uma escala relativamente pequena [47]. Uma característica inerente do filme de raios-X é a densidade líquida que ele apresenta ao ser processado, sem ter sido exposto, esta é conhecida por densidade de base mais véu [7].

A densidade ótica de um filme é medida com um densitometro. Uma fonte de luz passa um pequeno feixe através da área do filme a ser medido. No outro lado do filme, um sensor de luz (fotocélula) converte a luz em um sinal elétrico. Um circuito especial transforma o sinal em um logaritmo e transforma o resultado em unidade de densidade [5].

2.5 Espectro

2.5.1 Fatores que modificam o espectro dos raios-X

Sabemos que a máxima energia dos fótons que emergem de uma ampola de raios-X é igual à máxima energia dos elétrons que atingem o alvo da ampola, que, por sua vez, depende da voltagem pico aplicada à ampola. Portanto, variações na voltagem aplicada irão modificar a energia máxima dos fótons [1].

Podemos notar o pico da intensidade movendo-se com o aumento da energia. Logo, variações na voltagem aplicada irão alterar a energia máxima dos fótons X e, portanto, seu poder de penetração ou “qualidade”. Portanto, a qualidade dos raios-X produzidos é proporcional a kVp [1].

A figura 3 apresenta espectros (contínuo + característico) para várias tensões. As áreas sob as curvas indicam que o total de radiação emitida aumenta com a voltagem aplicada, em particular, a quantidade de raios-X produzidos é proporcional a kV^2 [1].

Com relação ao espectro de linhas, ele não se modificará com uma variação de voltagem aplicada, pois só depende do número atômico do material do alvo (aparece por interações com elétrons internos do material do alvo) [1].

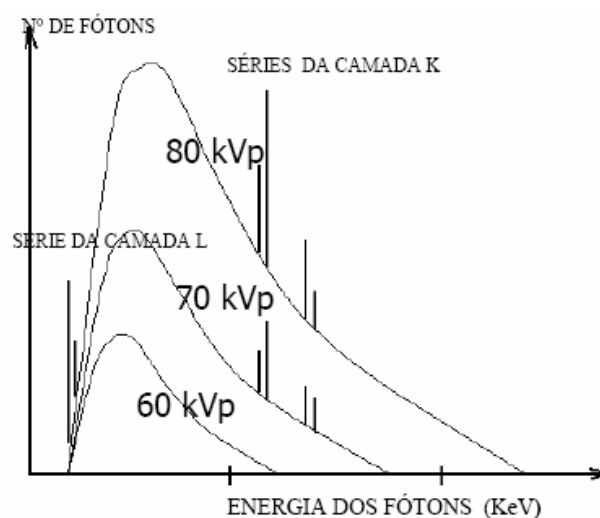


Figura 3: Espectros para diferentes energias de fótons.

A emissão total dos raios-X depende do número de elétrons que colidem no alvo e da corrente no tubo. Quanto maior a corrente no tubo, maior o número de elétrons e, portanto, mais radiação X é produzida. Entretanto, a qualidade da radiação (poder de penetração) não será alterada por variações de corrente (mA). A quantidade de raios-X produzidos é proporcional ao número atômico Z do alvo [1].

Outro fator que influencia nas características do espectro é a forma de onda do equipamento. Um equipamento trifásico proporciona espectros mais contínuos do que um monofásico, por exemplo. Neste trabalho foram utilizados equipamentos trifásicos com geradores de 12 pulsos, os quais utilizam alimentação principal trifásica. Equipamentos com esse sistema elétrico, quando alimentados com uma frequência de 60 Hz, produzem um pulso de radiação a cada 5,55 ms. Esses equipamentos são mais complexos de serem construídos, pois necessitam de dois transformadores para gerarem as tensões hexafásicas, que são defasadas de 60% entre si [7].

Os equipamentos trifásicos buscam propiciar uma alta tensão o mais constante possível na ampola de raios-X, fazendo com que a tensão nunca chegue a zero volt. Isso implica no aumento considerável da eficiência deste equipamento em transformar energia elétrica em radiação-X [7].

De um modo geral, podemos concluir que a qualidade dos raios-X é proporcional a (kV) [1].

A quantidade dos raios-X é proporcional a (kV^2) , mA, Z do alvo e forma da onda.

Outro fator muito importante a ser tratado são os filtros, quando o espectro passa através de qualquer material atenuador, este tem sua intensidade de radiação reduzida. Quando a intensidade da radiação é reduzida pela absorção de um intervalo particular de seus comprimentos de onda, o processo é chamado de filtração [5].

O feixe primário de raios-X emitidos do alvo tem necessariamente de passar através de componentes do sistema (por exemplo, o vidro da ampola), sofrendo filtração inevitável. Essa filtração é denominada de filtração inerente [5].

Espessuras metálicas colocadas propositalmente diante de um feixe de raios-X para que parte de sua radiação seja absorvida e seu espectro modificado, são chamadas de filtros [5]. A figura 4 ilustra a influência dos filtros no espectro de raios-X [5].

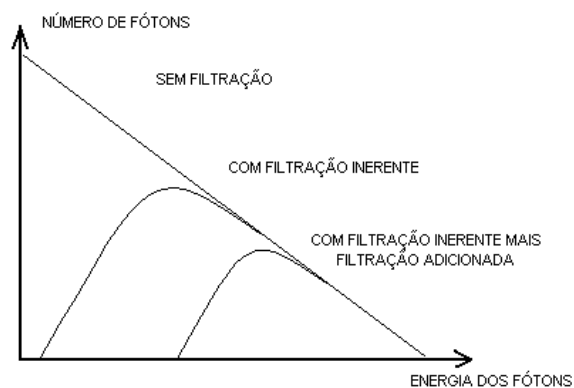


Figura 4: Demonstração da influência dos filtros no espectro de raios-X.

A figura 4 ilustra que os filtros removem fótons de baixa energia, reduzindo dessa forma a intensidade do espectro, porém o tornando mais energético, ou seja com uma energia efetiva (pico do espectro) maior [5].

Uma das maneiras de determinar a qualidade do feixe é através da camada semi-redutora (CSR). A CSR é a indicadora da qualidade da radiação, pois, quanto mais energética (maior qualidade), maior será a espessura necessária para reduzir a intensidade do feixe à metade. Portanto, quanto maior a qualidade, maior a CSR [1].

É importante, em uma medida da CSR, que o feixe de radiação esteja bem colimado, pois com feixes divergentes aparecerão radiações secundárias, dando-nos uma falsa CSR de valor maior [1].

A CSR é representada por $X_{1/2}$ e é expressa na equação 2:

$$X_{1/2} = \frac{0,693}{\mu} \quad (3)$$

em que:

μ é o coeficiente de atenuação linear [1].

A determinação da CSR de um feixe de raios-X consiste em, na prática, determinar qual a espessura de atenuador que irá reduzir a intensidade do feixe de raios-X pela metade. Esse fator é chamado de 1°CSR. A 2° CSR é a quantidade de atenuadores capaz de reduzir a intensidade do feixe primário à 1/4.

A razão entre a 1° e a 2° CSR é chamada de coeficiente de homogeneidade (CH) do feixe. Essa razão é demonstrada na equação 4.

$$CH = \frac{1^\circ CSR}{2^\circ CSR} \quad (4)$$

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Materiais

- Aparelho Raios-X telecomandado CGR PRESTILIX 1600 com sistema de Controle Automático de Exposição (AEC) de 3 Câmaras;
- Collimator/Beam Alignment test Tool Modelo 07-661 (teste de colimação);
- Collimator/Beam Alignment test Tool Modelo 07-662 (alinhamento do feixe);
- Medidor de kVp e tempo de exposição UNSFORS MULT - O - Meter Quick Guide calibrado com incerteza máxima de 2%;
- Câmara de ionização – Radical Corporation SIN 9279, modelo 9015, nº de série: 91 – 088;
- Eletrômetro;
- Densitômetro digital (MRA, nº serie: 01-121);
- Placas de Absorvedores Alumínio nas espessuras: 0,101mm; 0,508mm e 1,016mm;
- Banco de madeira sem tampa para suporte;
- Recorte em papelão para suporte de absorvedores;
- Ferramenta de teste de Ponto Focal 07-591;
- Ferramenta para teste de alinhamento de grade;
- Cassete sem tela intensificadora (écrans);
- Placas de acrílico;
- Filmes;
- Chassis;
- Placas de chumbo 3mm em diversas medidas;
- Fita crepe;
- Nível Bolha;
- Trena;

3.2 Métodos

Neste estudo foram realizados testes de Controle de Qualidade baseados na Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) [4]. Para esses procedimentos foi selecionado um equipamento de raios-X da rotina clínica, para realização dos seguintes testes:

- Teste de Sistema de Colimação e Alinhamento do Eixo Central do Feixe de Raios-X;
- Teste de Exatidão e Reprodutibilidade de Tensão do Tubo;
- Teste de Reprodutibilidade e Linearidade da Taxa de Kerma no Ar;
- Teste de Rendimento do Tubo de Raios-x;
- Teste de Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição;
- Teste de Camada Semi-Redutora (CSR);
- Teste do Ponto Focal;
- Teste da Dose de Entrada na Pele;
- Teste de Alinhamento de Grade.

A seguir serão discutidos os procedimentos para a execução de cada teste.

3.2.1 Teste de Sistema de Colimação e Alinhamento do eixo Central do Feixe de Raios-X

O teste visa verificar se o campo de luz coincide com o campo de radiação. Se eles não estiverem coincidindo pode haver uma exposição desnecessária ao paciente, como também a perda de detalhes importantes. O teste de alinhamento avalia se o feixe de raios-X está perpendicular ao plano do receptor de imagem. A frequência de execução é anual.

Metodologia

- Verificar se a cúpula do equipamento de raios-x encontra-se nivelada em relação à mesa ou outro suporte adequado.
- Posicionar o ponto focal a 1m da mesa ou suporte.
- Posicionar o chassi carregado sobre a mesa ou suporte.
- Posicionar o dispositivo para teste de tamanho de campo sobre o chassi.
- Abrir o colimador de forma a ajustar o campo luminoso ao campo do dispositivo de teste de tamanho de campo.
- Posicionar o cilindro para teste de alinhamento sobre o centro do dispositivo para teste do tamanho de campo.
- Fazer uma exposição usando aproximadamente 50kV e 3mAs.
- Abrir novamente o colimador de forma que o campo luminoso seja maior que o anterior.
- Repetir a exposição com os mesmos parâmetros.
- Revelar o filme.

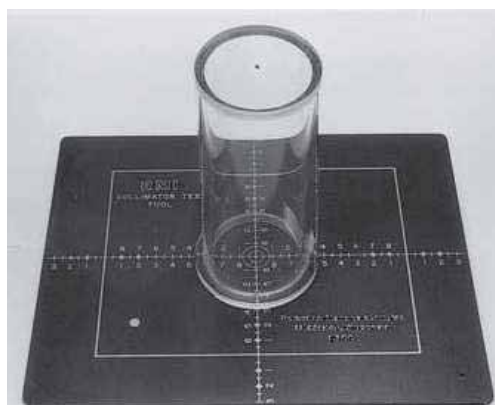


Figura 5: Dispositivos dos testes de alinhamento do feixe e sistema de colimação.

Análise da Imagem

Alinhamento do eixo central:

Verificar a localização da imagem da esfera do topo do cilindro.

- Se a imagem estiver dentro do primeiro círculo, a inclinação é $< 1,5$.
- Se a imagem estiver entre o primeiro e o segundo círculo, a inclinação é $< 3^\circ$.

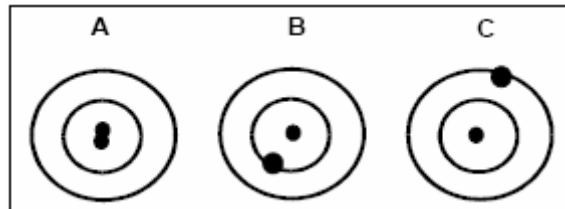


Figura 6: Interpretação da imagem das duas esferas de aço do dispositivo de teste de alinhamento de feixe sobre o de teste de colimador.

Coincidência do campo luminoso com o campo de radiação.

Medir a maior e a menor distância entre as bordas do campo luminoso e do campo de radiação.

Interpretação dos Resultados:

- O ângulo de inclinação em relação ao eixo central do feixe deve ser $< 3^\circ$.
- A diferença entre as bordas do campo de radiação e as bordas do campo luminoso não deve exceder 2% da distância entre o ponto focal e a mesa.

3.2.2 Teste de Exatidão e Reprodutibilidade de Tensão do Tubo

O teste possui o objetivo de avaliar a exatidão e a reprodutibilidade da tensão de pico do tubo de raios-X. A freqüência de execução é anual.

Metodologia

- Posicionar o medidor de kVp sobre a mesa ou sobre o suporte, alinhado com o tubo de raios X.
- Ajustar a distância foco-medidor recomendada pelo fabricante.
- Abrir o campo de luz, de forma que cubra toda a área sensível do medidor.
- Escolher quatro valores de kVp e três valores de mA mais utilizados clinicamente.
- Fazer uma série de quatro exposições para cada combinação de kVp com mA.
- Anotar as medidas de kVp obtidas em cada série de medições.

Cálculos:

Exatidão:

- Calcular, para cada série de medidas, a média das leituras de tensão obtidas.
- Determinar, para cada valor de tensão, o desvio (d) entre os valores nominais e os valores médios, utilizando a relação:

$$d(\%) = 100 \cdot \frac{kVp_{nom} - kVp_{médio}}{kVp_{nom}} \quad (5)$$

sendo que,

kVp_{nom} = valor nominal selecionado no equipamento.

$kVp_{médio}$ = média das medidas realizadas, para cada valor de tensão.

Reprodutibilidade:

- Calcular para cada série de medidas, o valor máximo ($kVp_{máx}$) e o valor mínimo ($kVp_{mín}$) entre as leituras de tensão obtidas.
- Determinar, para cada série de medidas, a reprodutibilidade $R(\%)$, utilizando a relação

$$R(\%) = 100 \cdot \frac{kVp_{máx} - kVp_{mín}}{(kVp_{máx} + kVp_{mín}) / 2} \quad (6)$$

Interpretação dos resultados:

Exatidão: deve estar dentro de $\pm 10\%$.

Reprodutibilidade: devem ser $\leq 10\%$.

3.2.3 Teste de Reprodutibilidade e Linearidade da Taxa de Kerma no Ar

O teste de reprodutibilidade da taxa de kerma no ar visa verificar a reprodutibilidade da dose de radiação em exames de rotina. Com esse teste verificamos se, quando aplicamos uma determinada técnica (valores de kV, mA, mAs), o equipamento reproduz valores dentro da variação permitida pela legislação. A frequência de execução é anual.

Metodologia

- Escolher três valores distintos de corrente e um valor fixo de tempo (ou 3 valores de mAs);
- Selecionar um valor de tensão dentro da faixa utilizada clinicamente;
- Anotar a distância foco-detector utilizada;
- Posicionar a câmara de ionização sobre a mesa ou outro suporte adequado, alinhada com o tubo;
- Ajustar o tamanho e o centro do campo de luz, de forma a cobrir o volume sensível da câmara;
- Fazer quatro exposições para o primeiro valor de mA ou mAs selecionado;
- Repetir o item anterior para os demais valores de mA ou mAs selecionados.

Cálculos

Reprodutibilidade

- Para cada valor de *mAs* selecionado, escolher o valor máximo ($L_{máx}$), o valor mínimo ($L_{mín}$) e calcular a reprodutibilidade $R(\%)$:

$$R(\%) = 100 \cdot \frac{L_{máx} - L_{mín}}{(L_{máx} + L_{mín}) / 2} \quad (7)$$

Linearidade

- Calcular o valor médio das leituras obtidas ($L_{médio}$), para cada valor de *mAs*.
- Dividir o valor médio calculado, pelo *mAs* correspondente ($R = L_{médio} / mAs$).

- Selecionar o valor máximo (R_1) e o valor mínimo (R_2) e calcular a linearidade $L(\%)$.

$$R(\%) = 100 \cdot \frac{L_{m\acute{a}x} - L_{m\acute{i}n}}{(L_{m\acute{a}x} + L_{m\acute{i}n}) / 2} \quad (8)$$

Interpretação dos resultados:

(1) *Reprodutibilidade*: $\leq 10\%$.

(2) *Linearidade*: $\leq 20\%$.

3.2.4 Teste de Rendimento do Tubo de Raios-X

Esse teste analisa a eficiência de conversão da energia cinética dos elétrons em relação à produção de raios-X. A frequência de execução é anual.

Metodologia

- Selecionar um valor de tensão igual a 72kVp (medido);
- Escolher um valor de mA e um valor de tempo ou um valor de mAs;
- Ajustar a distância foco-detector para 1m;
- Posicionar a câmara de ionização sobre a mesa ou suporte adequado, alinhado com o tubo;
- Ajustar o tamanho e o centro do campo de luz, de forma a cobrir o volume sensível da câmara;
- Fazer quatro exposições.

O cálculo do rendimento (R) deve ser feito utilizando a equação

$$R(\text{mGy} / \text{mA min}) = \frac{0,876 \cdot \bar{L} \cdot f_{(P,T)} \cdot 0,01.60}{I \cdot t}, \quad (9)$$

sendo que,

\bar{L} : média das leituras em mR;

$f_{P,T}$: fator de correção para pressão e temperatura;

t : tempo de exposição em seg;

I : corrente em mA;

3.2.5 Teste de Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição

O teste possui o objetivo de avaliar a exatidão e a reprodutibilidade do indicador de tempo de exposição. A frequência de execução é anual.

Metodologia

- Definir pelo menos seis valores de tempo, normalmente utilizados clinicamente;
- Posicionar o instrumento de medida sobre a mesa ou sobre suporte adequado;
- Selecionar um valor de tensão e um valor de mA normalmente utilizados;
- Fazer quatro exposições para cada valor de tempo definido.

Cálculos:*Reprodutibilidade:*

- Calcular para cada série de medidas, o valor máximo ($t_{máx}$) e o valor mínimo ($t_{mín}$) entre as leituras de tensão obtidas.
- Determinar, para cada série de medidas, a reprodutibilidade R(%), utilizando a relação :

$$R(\%) = 100 \cdot \frac{t_{máx} - t_{mín}}{(t_{máx} + t_{mín}) / 2} \quad (10)$$

Exatidão:

- Calcular a média dos valores obtidos e para cada tempo selecionado, o desvio percentual $d\%$:

$$d(\%) = 100 \cdot \frac{t_{nom} - t_{médio}}{t_{nom}} \quad (11)$$

Interpretação dos Resultados:

- *Reprodutibilidade:* deve ser $\leq 10\%$.
- *Exatidão:* deve ser dentro de $\pm 10\%$.

3.2.6 Teste de Camada Semi-Redutora (CSR)

A camada semi-redutora diz respeito à espessura de material necessária para fazer com que o feixe de radiação se reduza à metade. O teste da camada semi-redutora visa analisar a qualidade do feixe de raios-X, no tocante ao seu poder de penetração sobre a o corpo do paciente. A frequência de execução é anual.

Metodologia

- Selecionar um valor de tensão igual a 80 kVp (medido);
- Selecionar um valor de 20 a 40 mAs;
- Posicionar a câmara de ionização dentro do campo de radiação, centralizada em relação ao feixe de raios-X, tal que a distância foco-detector seja de 60 cm;
- Realizar três exposições;
- Anotar os valores das leituras;
- Realizar novas exposições adicionando atenuadores de 0,5 mm ou de 1,0 mm a meia distância entre a câmara de ionização e o detector, até obter uma leitura de exposição inferior à metade do valor inicial;
- Anotar todos os valores das leituras;
- Retirar as lâminas de alumínio, realizar uma exposição e anotar o valor da leitura.

Cálculos:

- Calcular L_0 como sendo a média dos valores medidos sem filtros
- Calcular o valor da CSR utilizando a equação abaixo:

$$CSR = \frac{x_b \ln(2^{L_a/L_0}) - x_a \ln(2^{L_b/L_0})}{\ln(L_a/L_b)}, \quad (12)$$

sendo que,

L_a = leitura de exposição imediatamente superior a $L_0 / 2$;

L_b = leitura de exposição imediatamente inferior a $L_0 / 2$

x_a = espessura de Al correspondente à leitura L_a ;

x_b = espessura de Al correspondente à leitura L_b .

Interpretação dos resultados:

Comparar o valor da CSR obtida com os valores fornecidos no tabela 1, para os diferentes valores de kVp e tipos de retificação do equipamento de raios-X.

Tabela 1: Valores mínimos da CSR em função da fase e tensão do tubo.

Tensão de Pico (kVp)	CSR (mmAl)	
	Monofásico	Trifásico
70	2,1	2,3
80	2,3	2,6
90	2,5	3,0
100	2,7	3,2
110	3,0	3,5
120	3,2	3,9
130	3,5	4,1

Nota: Os valores de CSR da Tabela 1 já incluem uma tolerância de 0,1 mmAl.

3.2.7 Teste do Ponto Focal

O teste possui o objetivo de avaliar as dimensões do ponto focal. Sua frequência de execução é anual.

Metodologia

- Posicionar o chassi (ou o envelope) carregado sobre a mesa ou sobre o suporte apropriado;
- Posicionar o suporte com o padrão de barras sobre o chassi;
- Alinhar o padrão de barras com a cúpula;
- Ajustar a distância foco-filme, de acordo com a especificação do fabricante do padrão de barras;
- Ajustar o colimador, de forma que o padrão de barras esteja totalmente dentro do campo de raios X;
- Selecionar um dos focos;
- Fazer uma exposição utilizando a técnica radiográfica recomendada pelo fabricante do padrão de barras;
- Repetir o procedimento para o outro foco;
- Processar os filmes;

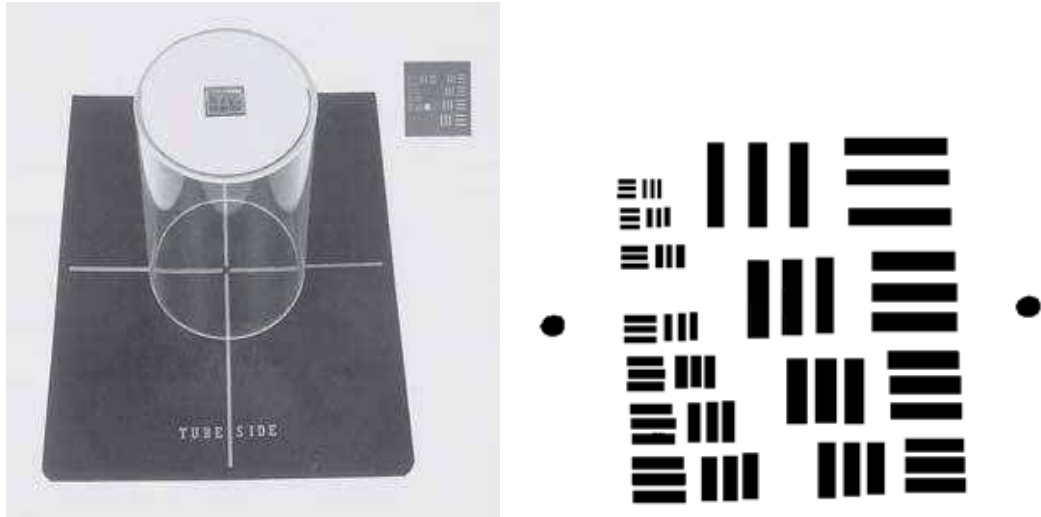


Figura 7: Dispositivo para teste de tamanho do ponto focal e respectivas fendas.

Análise da Imagem

- Procurar na imagem de cada ponto focal o menor grupo, no qual todas as barras possam ser resolvidas.
- Obter o valor do ponto focal medido, utilizando a tabela do fabricante do padrão de barras.

Interpretação dos Resultados

Os valores encontrados para os pontos focais devem estar dentro dos limites recomendados pela *NEMA* (National Electrical Manufacturers Association).

Tabela 2: Tamanhos de ponto focal recomendadas pela NEMA

Tamanho Nominal do Ponto focal	Máximas dimensões recomendadas	
	Largura (mm)	Comprimento (mm)
0,10	0,15	0,15
0,15	0,23	0,23
0,20	0,30	0,30
0,30	0,45	0,65
0,40	0,60	0,85
0,50	0,75	1,10
0,60	0,90	1,30
0,70	1,10	1,50
0,80	1,20	1,60
0,90	1,30	1,80
1,00	1,40	2,00
1,10	1,50	2,20
1,20	1,70	2,40
1,30	1,80	2,60
1,40	1,90	2,80
1,50	2,00	3,00
1,60	2,10	3,10
1,70	2,20	3,20
1,80	2,30	3,30
1,90	2,40	3,50
2,00	2,60	3,70
2,2	2,90	4,00
2,4	3,10	4,40
2,6	3,40	4,80
2,8	3,60	5,20
3,0	3,90	5,60

Tabela 3: Especificações do fabricante para o tamanho do ponto focal.

Group ²	lp/mm	Diameter in mm	Focal Spot ¹ (Nominal)	Focal Spot (Actual)
1	0.63	6.69	2.0	2.60 x 3.64
2	0.7	5.71	2.0	2.60 x 3.64
3	0.79	4.82	2.0	2.60 x 3.64
4	0.89	4.70	2.0	2.60 x 3.64
5	1.00	4.00	2.0	2.60 x 3.64
6	1.12	3.50	1.8	2.34 x 3.28
7	1.26	3.42	1.8	2.34 x 3.28
8	1.41	2.86	1.5	1.95 x 2.73
9	1.59	2.25	1.3	1.95 x 2.73
10	1.78	2.46	1.3	1.50 x 2.18
11	2.00	2.00	1.0	1.4 x 1.96
12	2.24	1.65	0.8	1.12 x 1.57
13	2.52	1.60	0.8	1.12 x 1.57

3.2.8 Teste de Dose de Entrada na Pele

O teste possui o objetivo de estimar a dose de entrada na pele representativa dos exames praticados no serviço de radiodiagnóstico. Sua frequência é bienal.

Metodologia

- Solicitar ao técnico que forneça os parâmetros radiográficos (*kVp*, *mA*, tempo, *mAs*, filtro adicional, tamanho de campo, ponto focal, distância foco-filme) usados para os exames listados na tabela 4.

Tabela 4: Espessuras radiográficas, considerando um paciente adulto típico (massa de 60 kg a 75 kg e altura de 1,60 m a 1,75 m) [6].

Projeção Radiográfica		Espessura (cm)
Coluna Lombar	AP	23
	LAT	30
	JLS	20
Abdômem	AP	23
Tórax	PA	23
	LAT	32
Crânio	AP	19
	LAT	15

- Posicionar a câmara de ionização acima da mesa ou do suporte, de acordo com a tabela 4.
- Alinhar a câmara de ionização com a cúpula.
- Selecionar um tamanho de campo de referência, de forma a cobrir a área sensível da câmara de ionização.
- Realizar quatro exposições, para cada uma das projeções descritas na tabela 4, utilizando as técnicas radiográficas fornecidas.
- Determinar o valor da camada semi-redutora para cada tensão utilizada nos exames.

Cálculos:

- Para leituras em unidades de exposição, converter para unidades de kerma no ar:

$$\text{kerma no ar (mGy)} = \text{exposição (mR)} \times 0,0087. \quad (13)$$

- Calcular a dose de entrada na pele (DEP):

$$DEP : k_{ar} \cdot BSF \cdot k_{P,T} \cdot F_C \quad (14)$$

em que,

k_{ar} : leitura do Kerma no Ar;

BSF : fator de retro-espalhamento na água para a geometria e qualidade da radiação.

$k_{P,T}$: fator de correção para a temperatura e pressão.

F_c : fator de calibração da câmara de ionização para a qualidade do feixe.

Interpretação dos Resultados:

Comparar os valores obtidos com os níveis de referência apresentados na tabela 5.

Tabela 5: Níveis de referência de radiodiagnóstico por radiografia, em termos de Dose de Entrada na Pele, para paciente adulto típico [6].

Exame		DEP(mGy)
Coluna Lombar	AP	10
	LAT	30
	JLS	40
Abdômem	AP	10
Tórax	PA	0,4
	LAT	1,5
Crânio	AP	5
	LAT	3

Obs.: Esses valores de *DEP* referem-se a combinações tela-filme regulares (velocidade relativa200). Caso seja utilizada uma combinação com velocidade diferente, ajustar os valores de *DEP* proporcionalmente.

3.2.9 Teste de Alinhamento de Grade

O teste possui o objetivo de determinar a correta instalação da grade anti-espalhamento, verificando o seu alinhamento. A frequência de execução é semestral.

Metodologia

- Centralizar o tubo de raios X em relação ao receptor de imagem, já com o filme.
- Colocar o tubo na distância de focalização da grade a ser testada.
- Posicionar o dispositivo de teste em cima da mesa, conforme recomendação do fabricante.

- Centralizar o furo central do dispositivo com o campo luminoso (os furos que formam uma seta devem apontar para a frente da mesa).
- Colimar o feixe para obter um campo quadrado, pouco menor que o comprimento do dispositivo.
- Colocar os blocos de chumbo em cima dos demais furos, de forma que apenas o furo central fique descoberto.
- Selecionar uma técnica de acordo com as sugestões dos protocolos de medição.
- Sem mexer o dispositivo, mudar os blocos de chumbo de forma que apenas o último furo de cada lado, em relação ao centro, fique coberto.
- Irradiar com as mesmas técnicas já selecionadas.
- Retirar os blocos de chumbo e irradiar mais uma vez.
- Revelar o filme e fazer as leituras com o densitômetro.
- Verificar se a imagem do furo central possui densidade óptica entre 1 e 2.
- Caso esteja fora deste intervalo, repetir o teste.

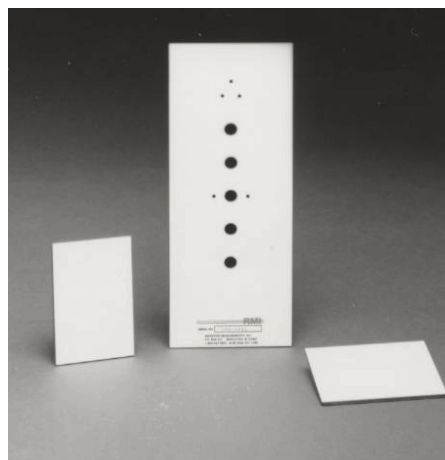


Figura 8: Dispositivo do teste de alinhamento da grade.

Análise das Imagens:

- Após as leituras das densidades ópticas, fazer as anotações no filme de acordo com a figura abaixo:

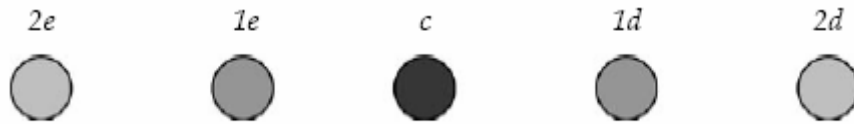


Figura 9: Seqüência para a leitura das densidades ópticas.

- Calcular as diferenças abaixo e anotar os resultados.

$$- (C - 1e)$$

$$- (C - 2e)$$

$$- (C - 1d)$$

$$- (C - 2d)$$

Interpretação dos resultados:

- A grade é considerada alinhada quando:
 - $(C - 1e) = (C - 1d)$
 - $(C - 2e) = (C - 2d)$

As diferenças devem ser menores que 10%.

4 RESULTADOS

4.1 Teste de Sistema de Colimação e Alinhamento do Eixo Central do Feixe de Raios-X

Tabela 6: Parâmetros utilizados para a realização do teste, resultados obtidos e tolerância da ANVISA.

kVp	mA	ms	mAs	Inclinação	Inclinação-Referência-ANVISA	Coincidência entre campos	Coincidência entre campos-Referência-ANVISA
50	64	50	3,2	<1,5	<3,0	0.60cm	<2,0cm (2% DFF)

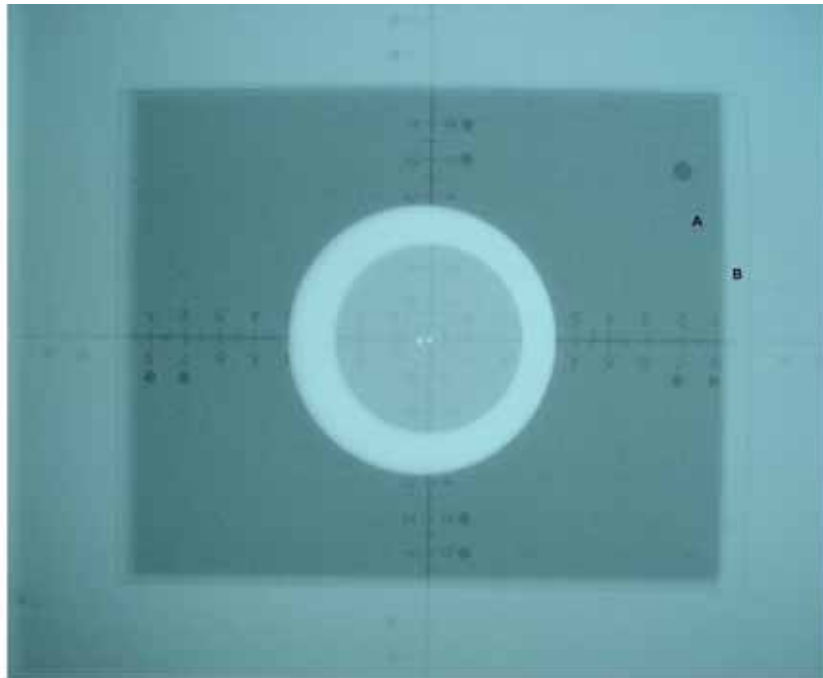


Figura 10: Imagem do dispositivo depois de revelado.

4.2 Teste de Exatidão e Reprodutibilidade de Tensão do Tubo

Tabela 7: Leituras obtidas e resultados do teste de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo para 50kVp e a tolerância permitida pela ANVISA.

kVp nominal	mAs	mA	kVp Real	Exatidão (%)	Referência ANVISA– exatidão	Reprodutibilidade (%)	Referencia ANVISA - reprodutibilidade
50,0	1,25	64	50,8				
50,0	1,25	64	51,0	0,80	±10,0%	3,80	≤10,0%
50,0	1,25	64	50,7				
50,0	1,25	64	49,1				
50,0	1,60	80	51,2				
50,0	1,60	80	50,3	-1,90	±10,0%	1,77	≤10,0%
50,0	1,60	80	51,1				
50,0	1,60	80	51,2				
50,0	2,00	100	50,3				
50,0	2,00	100	51,3	-1,75	±10,0%	1,97	≤10,0%
50,0	2,00	100	50,7				
50,0	2,00	100	51,2				

Tabela 8: Leituras obtidas e resultados do teste de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo para 60kVp e a tolerância permitida pela ANVISA.

kVp nominal	mAs	mA	kVp Real	Exatidão (%)	Referência ANVISA– exatidão	Reprodutibilidade (%)	Referencia ANVISA - reprodutibilidade
60,0	1,25	64,0	61,7				
60,0	1,25	64,0	61,9	-3,50	±10,0%	1,92	≤10,0%
60,0	1,25	64,0	61,9				
60,0	1,25	64,0	62,9				
60,0	1,60	80,0	62,0				
60,0	1,60	80,0	61,6	-3,33	±10,0%	1,13	≤10,0%
60,0	1,60	80,0	62,1				
60,0	1,60	80,0	62,3				
60,0	2,00	100	62,6				
60,0	2,00	100	62,6	-4,21	±10,0%	1,12	≤10,0%
60,0	2,00	100	62,8				
60,0	2,00	100	62,1				

Tabela 9: Leituras obtidas e resultados do teste de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo para 70kVp e a tolerância permitida pela ANVISA.

kVp nominal	mAs	mA	kVp Real	Exatidão (%)	Referência ANVISA– exatidão	Reprodutibilidade (%)	Referencia ANVISA - reprodutibilidade
70,0	1,25	64,0	72,0				
70,0	1,25	64,0	72,6	-2,89	±10,0%	1,39	≤10,0%
70,0	1,25	64,0	71,9				
70,0	1,25	64,0	71,6				
70,0	1,60	80,0	70,6				
70,0	1,60	80,0	71,5	-1,46	±10,0%	1,27	≤10,0%
70,0	1,60	80,0	70,6				
70,0	1,60	80,0	71,4				
70,0	2,00	100,0	72,1				
70,0	2,00	100,0	72,4	-2,50	±10,0%	1,67	≤10,0%
70,0	2,00	100,0	71,4				
70,0	2,00	100,0	71,2				

Tabela 10: Leituras obtidas e resultados do teste de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo para 80kVp e a tolerância permitida pela ANVISA.

kVp nominal	mAs	mA	kVp Real	Exatidão (%)	Referência ANVISA– exatidão	Reprodutibilidade (%)	Referencia ANVISA - reprodutibilidade
80,0	1,25	64,0	83,2				
80,0	1,25	64,0	83,8	-4,66	±10,0%	0,95	≤10,0%
80,0	1,25	64,0	83,9				
80,0	1,25	64,0	84,0				
80,0	1,60	80,0	83,1				
80,0	1,60	80,0	84,7	-5,16	±10,0%	1,90	≤10,0%
80,0	1,60	80,0	84,7				
80,0	1,60	80,0	84,0				
80,0	2,00	100	84,7				
80,0	2,00	100	83,9	-5,19	±10,0%	0,95	≤10,0%
80,0	2,00	100	83,9				
80,0	2,00	100	84,1				

4.3 Teste de Reprodutibilidade e Linearidade da Taxa de Kerma no Ar

Tabela 11: Leituras obtidas e resultados do teste de Reprodutibilidade e Linearidade da Taxa de Kerma no Ar para 50kVp e a tolerância permitida pela ANVISA.

kVp	DFP (cm)	ms	mA	Leituras (mGy)	Linearidade (%)	Referencia ANVISA - linearidade	Reprodutibilidade	Referencia ANVISA - reprodutibilidade
50,0	100	80,0	64,0	14,3				
50,0	100	80,0	64,0	14,3				
50,0	100	80,0	64,0	14,5		± 20,0 %	1,53	
50,0	100	80,0	64,0	14,5		(recomendável		
50,0	100	80,0	80,0	17,3		± 10,0 %)		≤ 10,0%
50,0	100	80,0	80,0	17,6				(recomendável
50,0	100	80,0	80,0	17,4	3,79		1,49	≤ 5,00%)
50,0	100	80,0	80,0	17,4				
50,0	100	80,0	100	21,6				
50,0	100	80,0	100	21,6				
50,0	100	80,0	100	21,7			0,510	
50,0	100	80,0	100	21,7				

4.4 Teste de Rendimento do Tubo de Raios-X

Tabela 12: Leituras obtidas e resultados do teste de Rendimento do Tubo de Raios-X e a tolerância permitida pela Portaria 453.

Medidas	kVp Real	mAs	ms	mA	kVp Real	DFP (cm)	Exposição (mR)	Rendimento (mGy/mA min)	Rendimento (mGy/mA min) - Portaria-453
1	72,0	20,0	64,0	230	80,0	100	108		
2	72,0	20,0	64,0	230	79,0	100	109	4,80	4,80 - 6,00
3	72,0	20,0	64,0	230	80,0	100	109		
4	72,0	20,0	64,0	230	80,0	100	108		

4.5 Teste de Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição

Tabela 13: Leituras obtidas e resultados do teste de exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição para 50kVp e a tolerância permitida pela ANVISA.

kVp	Tempo Nominal (ms)	mA	Tempo Real (ms)	Exatidão (%)	Referencia ANVISA – exatidão	Reprodutibilidade (%)	Referencia ANVISA - reprodutibilidade
50,0	12,5	64,0	10,4				
50,0	12,5	64,0	10,2				
50,0	12,5	64,0	10,2	18,0		1,90	
50,0	12,5	64,0	10,2				
50,0	16,0	64,0	13,7				
50,0	16,0	64,0	13,9				
50,0	16,0	64,0	13,9	13,7		1,43	
50,0	16,0	64,0	13,7				
50,0	20,0	64,0	16,9		± 10,0%		≤ 10,0%
50,0	20,0	64,0	16,9				
50,0	20,0	64,0	16,9	15,5		0	
50,0	20,0	64,0	16,9				
50,0	25,0	64,0	22,7				
50,0	25,0	64,0	22,9				
50,0	25,0	64,0	22,9	8,80		0,9	
50,0	25,0	64,0	22,7				
50,0	32,0	64,0	29,7				
50,0	32,0	64,0	29,7				
50,0	32,0	64,0	29,9	7,05		0,95	
50,0	32,0	64,0	29,7				
50,0	40,0	64,0	37,6				
50,0	40,0	64,0	37,6				
50,0	40,0	64,0	37,6	6,08		0	
50,0	40,0	64,0	37,6				

4.6 Teste de Camada Semi-Redutora (CSR)

Tabela 14: Leituras obtidas, resultados do teste de camada semi-redutora e recomendação da ANVISA.

kVp	mA	ms	DFF (cm)	mmAl	Exposição (Roentgen)	1°CSR (mmAl)	2°CSR (mmAl)	CH	1°CSR mínima-ANVISA (mmAl)
71,0	250	64,0	60,0	0	79,6				
71,0	250	64,0	60,0	2,03	49,7				
71,0	250	64,0	60,0	2,13	48,4				
71,0	250	64,0	60,0	2,44	45,1				
71,0	250	64,0	60,0	2,74	42,2				
71,0	250	64,0	60,0	2,94	40,6				
71,0	250	64,0	60,0	3,04	37,8	3,05	4,55	0,651	2,60
71,0	250	64,0	60,0	5,08	28,5				
71,0	250	64,0	60,0	6,20	24,1				
71,0	250	64,0	60,0	6,50	22,5				
71,0	250	64,0	60,0	7,10	21,0				
71,0	250	64,0	60,0	8,10	18,4				

4.7 Teste do Ponto Focal

Tabela 15 : Parâmetros utilizados e resultados obtidos no teste do Ponto Focal.

kVp Real	mAs	Grupos Resolvidos	Ponto focal Real (mm)	Ponto Focal Aparente (mm)
63,0	20,0	13,0	0,800	1,12 x 1,57

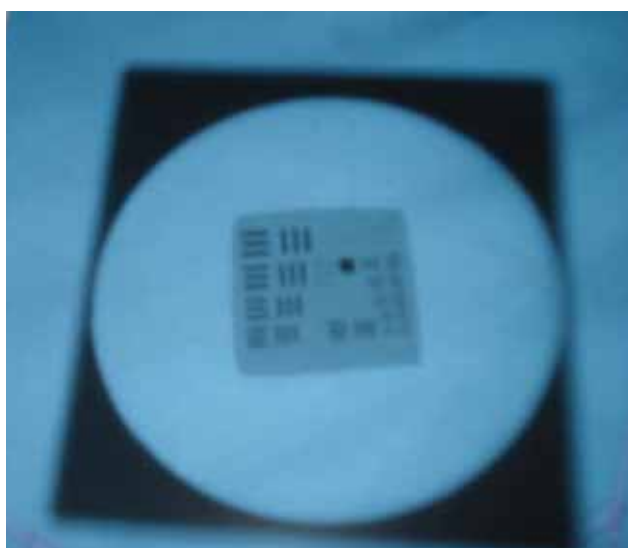


Figura 11: Padrão de Barras visualizado no teste de tamanho do ponto focal.

4.8 Teste de Dose de Entrada na Pele

Tabela 16: Parâmetros utilizados e resultados obtidos na realização do teste de Dose de Entrada na Pele.

Projeção		Espessura (cm)	kV	mAs	Exposição (mGy)	Tolerância-ANVISA
Tórax	PA	23,0	120	0,800	0,100	0,400

4.9 Teste de Alinhamento de Grade

Tabela 17: Parâmetros utilizados para a realização do teste de alinhamento da grade.

kVp	mA	ms	Resultado
40,0	32,0	12,5	Aprovado



Figura 12 : Resultado obtido na segunda tentativa com uma exposição gradativa de cada orifício.

Tabela 18: Densidades ópticas dos orifícios do equipamento do teste de alinhamento.

Circulo	D.O
2e	1.25
1e	2,00
C	2.18
1d	2,01
2d	1,28

Tabela 19: Diferenças entre leituras de densidades ópticas dos orifícios do teste

Diferenças entre leituras	Resultados	Alinhamento (%)	Tolerância - ANVISA
(c-1e)	0,18		
(c-1d)	0,17	1,00%	
(c-2e)	0,93		10,0%
(c-2d)	0,90	3,00%	

5 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

No teste de Sistema de Colimação e Alinhamento do Eixo Central do Feixe de Raios-X, verificou-se a partir da figura 10, que se o campo de radiação (a) cair sobre a imagem do campo de luz (b) ter-se-á um bom alinhamento. Se uma borda do campo de radiação cair sobre o primeiro ponto (± 1 cm) afastado da linha, isto demonstrará que essa borda do campo de raios-X e a do campo de luz estão desalinhadas até 1% da DFF a 1 metro. Similarmente, uma borda caindo sobre o segundo ponto (± 2 cm) indicará um erro de 2%.

Os resultados obtidos mostram que as diferenças entre as bordas do campo de radiação e campo luminoso (0,6%) não excederam as normas vigentes, cuja tolerância é de 2% [4].

Ao avaliar o alinhamento do eixo central do feixe, verificou-se que o campo de radiação apresentou desvio de alinhamento menor que 3° em relação ao eixo perpendicular ao plano do receptor de imagem, estando assim de acordo às normas vigentes [4]. Conforme a figura 10, a distancia encontrada entre os pontos foi de 0,3cm (menor que 2% da DFF), estando, dessa forma, de acordo as normas vigentes especificadas pela NCDRH (National Center for Devices and Radiological Health);

A divergência do feixe de raios-X combinada ao tamanho do ponto focal pode criar borramento geométrico (penumbra) e distorção.

O teste de rendimento do tubo é utilizado para avaliar a porcentagem de raios-X que está sendo produzido em relação ao feixe total de elétrons que chega ao ânodo. Este varia de acordo com a forma de onda (monofásico, trifásico) e tempo de uso. A literatura sugere que se os valores de tensão, corrente e a camada semi-redutora estiverem de acordo com as normas, o valor encontrado do rendimento, deverá ser usado como linha de base para os testes futuros [4]. Entretanto outras referencias [19] apresentam valores de tolerância, conforme os dados apresentados

na tabela 10. Os resultados apresentados mostram que o equipamento avaliado se encontra em perfeitas condições de uso para esse teste.

O tempo de exposição é um intervalo de tempo que o feixe de fótons de raios-X permanece expondo o paciente à radiação ionizante. Um tempo incorreto em sua exatidão e reprodutibilidade pode causar uma exposição insuficiente ou uma super exposição do paciente à radiação ionizante. O teste de exatidão do tempo de exposição verifica se o tempo selecionado no painel de comando corresponde ao tempo de disparo do feixe. A exatidão, do teste, fornece o quão próximo os valores estão do valor nominal (real). Ao passo que a reprodutibilidade, indica o grau de concordância entre os resultados de medições sucessivas de um mesmo mensurando, efetuadas sob as mesmas condições. Essa grandeza pode ser expressa, quantitativamente, em função das características de dispersão dos resultados, como por exemplo, o desvio padrão porcentual.

O tamanho do ponto focal é de crucial importância para determinar os detalhes de uma imagem de raios-X. Quanto menor o ponto focal, melhor serão os detalhes da imagem (resolução e nitidez). No aparelho de Raios-X analisado neste estudo, foi avaliado somente o teste para o foco grosso. O dispositivo de teste de ponto focal detectará deteriorações no ponto focal antes das imagens clínicas serem efetuadas.

O resultado do teste de alinhamento de grade se mostrou satisfatório. Este teste se faz de extrema necessidade visto que em muitas ocasiões não é possível notar o problema por simples análise visual das imagens. Há a possibilidade de ocorrer uma sensibilização desigual do filme, sendo assim uma diferente intensidade de raios-x sensibilizando o filme nos forneceria discrepantes D.O. na extensão da imagem para mesmos materiais atenuantes.

O teste de alinhamento da grade mostrou resultados satisfatórios, bem como o teste da camada semi-redutora. Neste ultimo é importante, que o feixe de radiação esteja bem colimado, pois feixes divergentes provocarão radiações secundárias, dando um valor de CSR de valor maior.

O teste de tempo de exposição apresentou valores que chegaram a uma variação de até 18% na exatidão, sendo que a tolerância refere-se a 10% [4]. Isso se deve ao fato dos tempos reais (em torno de 10 a 17 seg) estarem muito próximos do limiar (10 seg) onde começa a falhar a lei da reciprocidade. A lei da reciprocidade é baseada na hipótese de que a densidade ótica de um filme radiográfico é dependente da exposição ou quantidade de energia que o filme recebe, e é independente da taxa pela qual a energia é absorvida. De acordo com essa hipótese a exposição é igual ao produto da intensidade pelo tempo de exposição. Assim, quando a intensidade e o tempo variam reciprocamente a exposição permanece constante. Entretanto, a lei é válida, quando o filme é utilizado em combinação com telas intensificadoras, em intervalo de tempo de 10 seg a 100 seg. [7]. A falha da lei da reciprocidade pode causar mudanças nos valores de gradiente médio e velocidade dos filmes [7]. Portanto, deve-se tomar um cuidado na escolha dos tempos avaliados no teste de Tempo de Exposição. Vale salientar que os outros tempos avaliados, os quais distam do intervalo onde pode ocorrer a falha da lei da reciprocidade, estão de acordo com as tolerâncias sugeridas pelas normas vigentes [4,19].

Os únicos testes não realizados, conforme recomendam as normas vigentes [4], foram os testes de controle automático de exposição e foco fino, porque essas opções do equipamento se encontravam em manutenção no período de realização dessa pesquisa.

6 Bibliografia

- [1] SCAFF, L. A. M. Física da radioterapia; ed Sarvier, 1997
- [2] SIEMNS. A história da radiologia no Brasil. Disponível em <<http://www.siemens.com.br/templates/coluna1.aspx?channel=6679>>. Acesso em 16 março 2008.
- [3] NAVARRO M, J. C. Qualidade em radiodiagnóstico médico e odontológico: a importância da portaria ms 453/98, disponível em <<http://www.cefetba.br/comunicacao/etc2a8.htm>>. Acesso em 28 de abril de 2008.
- [4] ANVISA. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Disponível em: http://www.anvisa.gov.br/legis/portarias/453_98.htm. Acesso em 15.fev.2008.
- [5] SPRAWLS, P. Jr. Physical Principles of Medical Imaging. Gaithersburg: Aspen Publishers, 2ª ed., 1993.
- [6] CURRY, THOMAS S.; DOWDEY, JAMES E.; MURRY, ROBERT C. Christensen's Physics of Diagnostic Radiology. Lea&Febiger, 4º Ed.
- [7] PINA, Diana Rodrigues. Metodologia para otimização de imagens radiográficas. Dissertação (Doutorado em Ciências)-USP/SP, Ribeirão Preto. 2002.
- [8] JOHNS, H.E.; CUNNINGHAM, J. R. The Physics Of Radiology. 4.ed. Charles C Thomas Publisher, Springfield, Illinois, USA, 1978.
- [9] Friedman M, Friedland GW. As Dez Maiores Descobertas da Medicina. São Paulo: Companhia das Letras 2000: 170-194.
- [10] Leite, C.C.; Júnior, E.A.; Otaduy, M.G. Física Básica das Radiografias Convencionais- encontrado <<http://www.hcnet.usp.br/inrad/departamento/graduacao/aula/Fisica%20basica%20das%20radiografias%20convencionais.doc>> acesso em 15 fev.2008.

[11] LIMA, C.R.A.. Fundamentos Físicos dos Processos de Formação de Imagens. CAP.3,p.134,2007.Disponível em:<<http://www.fisica.ufjf.br/disciplinas/fismod/capitulo3.pdf>>Acesso em: 20 abril. 2008.

[12] MRA Indústria de Equipamentos Eletrônicos Ltda. Controle de Qualidade em Radiodiagnóstico. Ribeirão Preto. Disponível em <http://www.unifra.br/professores/marcel/MRA_Manual_alinhamento%20e%20colimador.pdf>. Acesso em 22 fev.2008.

[13] NAVARRO M, J. C. Qualidade em radiodiagnóstico médico e odontológico: a importância da portaria ms 453/98, disponível em <<http://www.cefetba.br/comunicacao/etc2a8.htm>>. Acesso em 28 de abril de 2008.

[14] Paul LW, Juhl JH. Interpretação Radiológica 6ª edição. Rio de Janeiro: Editora Guanabara 1996.

[14] Produção e Equipamentos de Raios-X., Porto Alegre, 2007. Disponível em:<<http://www.prorad.com.br/pro/imag-5.pdf>> Acesso em: 05 maio 2008.

[15] Proteção Radiológica., cap.6, p.1-4 São Paulo, 2007. Disponível em:<http://www.biossegurancahospitalar.com.br/rx/Curso_de_Biosseguranca_cap_6_Equipamentos_de_raios_X.pdf> Acesso em: 18 abril . 2008.

[16] SCHIABE, H.. Fundamentos Físicos dos Processos de Formação de Imagens. p.116,2007.Disponível em:<http://www.cefetsc.edu.br/~radiologia/downloads/material_didatico_raiosx_1.pdf>. Acesso em: 20 abril. 2008.

[17] SRMG. Sociedade de Radiologia e Diagnóstico por Imagem de Minas Gerais, Belo Horizonte 2007. Disponível em <http://www.srmg.org.br/>. Acesso em 05 maio de 2008.

[18] Aulas Física para pós-Graduação.. Chaos in cardiovascular system: an update. Cardiovasc. Res., São Paulo, 2007 Disponível em:<http://cfhr.epm.br/download/aulas/posgrad/ampola_RX.pdf> Acesso em: 20 abril. 2008.

[19] Portaria 453 do Ministério da Saúde; “Protocolo de Avaliação de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico”; 2000.

[20] Attix F. H. “Introduction Radiological Physics and Radiation Dosimetry”, John Wiley & Sons,1986.

