

**CENTRO ESTADUAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA PAULA SOUZA
FACULDADE DE TECNOLOGIA DE BOTUCATU
CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA**

CARLA CRISTINA CAMPOS DE OLIVEIRA

**IMPORTÂNCIA DO CONTROLE DE QUALIDADE EM EQUIPAMENTO DE
RADIOLOGIA CONVENCIONAL**

Botucatu-SP
Dezembro-2012

**CENTRO ESTADUAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA PAULA SOUZA
FACULDADE DE TECNOLOGIA DE BOTUCATU
CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA**

CARLA CRISTINA CAMPOS DE OLIVEIRA

**IMPORTÂNCIA DO CONTROLE DE QUALIDADE EM EQUIPAMENTO DE
RADIOLOGIA CONVENCIONAL**

Orientador: Prof. Dr. Marco Antônio Rodrigues Fernandes

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
FATEC - Faculdade de Tecnologia de
Botucatu, para obtenção do título de
Tecnólogo no Curso Superior de Radiologia.

Botucatu-SP
Dezembro-2012

DEDICATÓRIA

Aos meus pais Clóvis e Cristiane
Que estiveram ao meu lado me dando todo apoio e carinho,
E ao meu namorado Anderson,
Que sempre confiou em mim e me incentivou muito.

AGRADECIMENTOS

A Deus por ter me colocado nesse caminho e me proporcionado coisas boas. A minha família que é meu alicerce e minha motivação para correr atrás dos meus objetivos.

Ao meu orientador Prof. Dr. Marco Antonio Rodrigues Fernandes pela dedicação, paciência, confiança e ensinamentos que foram essenciais para a realização desse trabalho.

Ao Hospital Santa Terezinha e Maternidade Ercílica Pieroni, por disponibilizar o equipamento de raios-X para a realização dos testes de controle de qualidade.

A todos os meus amigos que torceram por mim, e que sempre estiveram ao meu lado me incentivando.

A Prof. Mariele pela paciência, e aos demais professores que de alguma forma colaboram para os meus conhecimentos.

Ao Rodrigo Fernandes da empresa Nucleata Radiometria, pela colaboração na realização desse trabalho.

RESUMO

Logo após a descoberta dos raios-X em 1895, já eram relatados efeitos deletérios sobre o tecido biológico em pessoas a elas expostas. Os primeiros estudos de radiobiologia datam no início das décadas de 1920 e 1930, com a criação da unidade de medida de radiação e organismos especializados em radioproteção. O uso intenso dos feixes de radiação ionizante requer maior vigilância por parte dos órgãos normatizadores e fiscalizadores, que possam nortear a conduta dos profissionais da área e analisar o desempenho dos equipamentos de raios-X. Neste sentido, a Agência Nacional de Vigilância Sanitária elaborou a Portaria nº 453 de 01/06/1998, onde são apresentadas as Diretrizes Básicas de Radioproteção elencadas as exigências que devem ser submetidas às empresas, clínicas e hospitais que utilizam radiações ionizantes na área da saúde. O objetivo desta pesquisa é mostrar a importância da realização dos testes de controle de qualidade em equipamentos emissores de radiação ionizante, procurando verificar os benefícios produzidos pela sistematização dos testes. Pretende-se ainda contribuir para a difusão dos conhecimentos necessários sobre a radioproteção visando a correta e saudável atuação dos profissionais das técnicas radiológicas. Foram realizados testes de controle de parâmetros radiométricos em um equipamento emissor de raios-X, pertencente a uma instituição de saúde. Os resultados foram analisados e quantificados quanto aos níveis de tolerância apresentados nos formulários da ANVISA. Durante a realização dos testes pode-se notar que vários profissionais, embora já atuantes na área do radiodiagnóstico desconhecem os preceitos fundamentais de proteção radiológica e controle de qualidade, o que muitas vezes pode comprometer a qualidade dos exames e exigir a repetição dos mesmos, elevando desnecessariamente os níveis de dose de radiação recebidos nos ambientes, pelos pacientes e profissionais envolvidos.

PALAVRAS-CHAVE: ANVISA. Controle de Qualidade. Dose de radiação. Proteção Radiológica. Radiologia

LISTA DE FIGURAS

Figura	Pág.
1 Amputações por necrose secundárias a exposições diárias de raios-X	9
2 Tubo de raios-X	14
3 Catodo.....	15
4 Tubo de raios-X com anodo estacionário	16
5 Tubo de raios-X com anodo giratório.....	16
6 Ponto focal efetiva e aparente.....	17
7 Curva de atenuação de um feixe de raios-X em um material absorvedor para a determinação das camadas semi-redutoras	19
8 Espectro Eletromagnético.....	22
9 Câmara de ionização (A) e eletrômetro (B).....	24
10 Modelo de detector de estado sólido	25
11 Objeto espalhador para levantamento radiométrico	31
12 Pontos de exposições ao redor da cúpula	34
13 Materiais utilizados para teste de alinhamento e colimação do feixe de raios-X.....	35
14 Localização das esferas do cilindro	35
15 Materiais utilizados para o teste de ponto focal	36
16 Leitura da densidade óptica	44
17 Croqui da sala de exame	45
18 Teste de colimação e alinhamento do eixo central do feixe de raios-X	48
19 Teste de ponto focal.....	49

LISTA DE TABELAS

Tabela	Pág.
1 Fatores de uso (U).....	31
2 Fatores de ocupação (T)	32
3 Exemplos de carga de trabalho semanal máxima (W)	32
4 Fatores multiplicativos de dose	33
5 Níveis de restrição de dose (Portaria MS/ SVS nº 453/98)	33
6 Tamanho do ponto focal do fabricante do padrão de barras.....	36
7 Tamanhos de ponto focal recomendadas pela NEMA	37
8 Valores mínimos de CSR em relação à fase e tensão do tubo.....	40
9 Referência em termos de dose de entrada na pele (DEP)	41
10 Medidas do nível radiométrico semanal dos pontos de interesse	46
11 Valores de exposição obtida em cada ponto da cúpula	47
12 Resultados do teste de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo e medida da camada semi-redutora.....	50
13 Dose de entrada na pele	50
14 Dados da reprodutibilidade da taxa de kerma no ar	51
15 Dados obtidos do rendimento do tubo	51
16 Dados da exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição, utilizando técnica de 70 kV	52
17 Contato tela-filme.....	52

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	8
1.1 Objetivos.....	11
1.2 Justificativa	11
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	13
2.1 Tubo de raio-X - definições, aspectos gerais e componentes	13
2.1.1 Produção do raios-X.....	14
2.1.2 Catodo.....	14
2.1.3 Anodo.....	15
2.1.3.1 Ponto focal.....	16
2.1.3.2 Ângulo do alvo	18
2.2 Camada semi-redutora	18
2.3 Filtração e colimação dos feixes de radiação	20
2.4 Grade	20
2.5 Fatores de exposição para formação de imagens.....	21
2.6 Unidades dosimétrica em radiação	21
2.7 Detectores de radiações ionizantes.....	22
2.7.1 Filmes radiográficos	23
2.7.2 Câmara de ionização	23
2.7.3 Detetores de estado sólido.	24
2.7.4 Detetores termoluminescentes	25
2.8 Resolução e legislação nacional	26
3 MATERIAIS E MÉTODOS	29
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	45
5 CONCLUSÃO.....	54
REFERÊNCIAS	55
ANEXO 1.....	59

1 INTRODUÇÃO

Os raios-X foram descobertos em 1895, pelo físico Wilhelm Conrad Roentgen, ele analisava o comportamento de correntes elétricas no interior de tubos de vidro a baixa pressão, observando por meio de uma tela fluorescente o fluxo de elétrons produzidos nestes tubos (KHAN, 2003).

Roentgen se isolou no trabalho por sete semanas, mantendo em segredo a sua descoberta até a determinação da natureza desses raios. Ele sabia que havia descoberto algo muito interessante, mas ainda tinha medo de que suas observações não estivessem corretas, foi então que convenceu sua esposa a participar de um de seus experimentos. Imobilizou a mão de sua esposa por quinze minutos no trajeto de raios e sobre uma placa fotográfica, observou então imagens das sombras dos ossos da mão e de um anel que ela usava, cercado pela penumbra do tecido mole (FRANCISCO et al. 2005).

Muitos foram os estudos de Roentgen, para poder provar o que havia descoberto, foi então que entregou seu relatório acompanhado de radiografias experimentais e imagem da mão de sua esposa ao Presidente da Sociedade de Física Médica de Wurzburg. A notícia teve uma grande repercussão, e os raios-X começaram a entrar em hospitais, onde eram realizadas as radiografias e também interpretadas (FRANCISCO et al. 2005).

Mesmo depois do descobrimento e inserção dos raios-X na medicina, vários profissionais da época deram continuidade nos estudos e nos experimentos da radiação. Um deles foi o professor de física da Universidade de Vanderbilt, onde convenceu o decano de uma escola médica a realizar uma radiografia experimental do crânio, mas três semanas depois o cabelo do decano caiu, além de vermelhidão na cabeça, descamação e infecção (FRANCISCO et al. 2005).

Devido a tantos aparecimentos de efeitos ocorridos pela radiação, William Rollins em sua série sobre a luz X, advogou o cuidado extremo e uso de proteções necessárias para utilização da radiação ionizante, mas a maioria das pessoas não dava importância a esses fatos (FRANCISCO et al. 2005).

A Figura 1 mostra o quanto prejudicial estava se tornando o uso de radiação para fins médicos, devido à falta de conhecimento sobre proteções a essas radiações.

Figura 1: Amputações por necrose secundárias a exposições diárias de raios-X



Fonte: Francisco et al. 2005.

Com o passar dos anos, apareciam com certas regularidades, notícias sobre falecimento dos pioneiros da radiologia, associado ao fato de que os raios ajudavam, mas também poderiam prejudicar e até mesmo matar. Diferente de todos, Roentgen era extremamente cuidadoso a exposição, pois apesar do importante papel diagnóstico, não acreditava que seus raios não causassem danos (FRANCISCO et al. 2005).

A descoberta dos raios-X representa um marco na medicina diagnóstica embora inicialmente seus efeitos nocivos fossem desconhecidos, muitas pessoas foram prejudicadas pela utilização indiscriminada da radiação. Hoje em dia há um grande conhecimento sobre esses efeitos, mas ainda existe uma grande preocupação quanto à proteção das pessoas que possam estar sofrendo exposição médica ou ocupacional (BURIGO; BURIGO, 2007).

Dentre todas as fontes de radiações ionizantes que existem, as que mais contribuem para a exposição são as utilizadas em radiologia diagnóstica, considerando que aproximadamente metade da população mundial realiza um exame radiológico por ano,

portanto, é necessária uma atenção especial para as exposições médicas (BURIGO; BURIGO, 2007).

Além de toda preocupação na proteção a radiação, deve-se também tomar muito cuidado com a qualidade da imagem, pois uma imagem de baixa qualidade pode gerar dificuldades para um possível diagnóstico; desperdício do material; aumento da exposição ocupacional do profissional; nova exposição e dose desnecessária ao paciente; aumento no tempo do atendimento ao paciente; diminuição de números de pacientes atendidos; desgaste no equipamento; aumento dos custos devido principalmente à repetição do exame (ROS; CALDAS, 2001; CARVALHO et al. 2007).

Para evitar todos esses transtornos, surgiu a necessidade de se garantir qualidade nos serviços de radiodiagnóstico prestado à população, e de padronizar os requisitos de proteção radiológica e controle de qualidade nos estabelecimentos que utilizam sistema de radiação ionizante. Para colocar isso em prática, foram estabelecidos vários regulamentos e normas técnicas internacionais e nacionais, como por exemplo, a portaria 453 do Ministério da Saúde de 01/06/1998 a nível nacional (ROS; CALDAS, 2001), e a resolução 625 da Secretária da Saúde de 14/12/1994 no âmbito do Estado de São Paulo.

A Portaria 453 de 01 de junho de 1998 da Secretaria de Vigilância Sanitária é a única iniciativa do Governo Federal que regulamentou um programa de garantia de qualidade (PGQ), obrigatório, em radiodiagnóstico (NAVARRO et al. 2011).

A realização desses testes de controle de qualidade em equipamentos de radiação ionizante deve ser encarada e conscientizada pelos profissionais da área da radiologia, não como uma obrigação para satisfazer os órgãos de vigilância sanitária, mas sim como um indicador da qualidade do serviço prestado (EBISAWA; MAGON; MASCARENHAS, 2008; FERNANDES; KANEZAWA, 2009).

Segundo Navarro et al. (2011) dois questionamentos que devemos refletir: quando tratamos de qualidade em saúde, pode-se falar em escolha? Será que o administrador de qualquer instituição de saúde pode escolher entre oferecer um serviço de qualidade ou um serviço que coloque em risco a vida da população?

A qualidade em saúde não deve ser uma questão de escolha, deve ser uma obrigação das instituições de saúde na busca de qualidade total. Afinal, qualquer erro pode apresentar sequelas e até mesmo a perda de muitas vidas (NAVARRO et al. 2011).

Por isso a necessidade de se implantar o programa de garantia de qualidade em todos os setores de radiodiagnóstico, para prevenção de certos erros que possam prejudicar o paciente no diagnóstico final do exame.

Segundo a Organização Mundial da Saúde os principais objetivos de um Programa de Garantia de qualidade em radiodiagnóstico devem ser os conhecidos como os três D's: Diagnóstico, Dose e Dólares. Primeiro, a garantia de um diagnóstico correto; segundo, é necessário utilizar as mais baixas doses possíveis, mas que, no entanto ofereça um exame de ótima qualidade, e por fim, reduzir o máximo de custo como na energia elétrica, no desgaste do equipamento, desperdício de filmes e mão de obra especializada (NAVARRO et al. 2011).

A garantia de qualidade dos testes realizados oferece aos pacientes e aos profissionais envolvidos proteção contra as radiações e, somente para os pacientes, qualidade nos exames realizados sem excesso de dose (MARTINS; BORCK, 2009).

1.1 Objetivos

Apresentar a rotina do Programa de Garantia de Qualidade implantado em serviços de radiologia para avaliação do desempenho dos equipamentos de radiodiagnóstico. Realçar a importância da sistematização e periodicidade da realização dos testes de controle de qualidade e avaliação da constância dos parâmetros radiométricos dos feixes de raios-X clínicos. Contribuir para a difusão dos conhecimentos sobre os preceitos da proteção radiológica junto aos profissionais envolvidos nas rotinas dos exames de radiodiagnóstico.

1.2 Justificativa

O aumento constante do uso das técnicas de radiodiagnóstico no setor da saúde requer a intensificação da vigilância quanto à qualidade dos exames realizados, o que deve ser feito em parte através da implantação de programas sérios de controle de qualidade dos equipamentos emissores de radiações ionizantes.

Conforme resultados de pesquisa anteriormente realizada com 48 profissionais da área da radiologia, em relação aos seus conhecimentos ao programa de garantia de qualidade, 30 (62,5%) não sabem em que consiste um programa de garantia de qualidade e 18 (37,5%) afirmam conhecê-lo (MACEDO; RODRIGUES, 2009). Por se tratar de assunto de pouco domínio dos profissionais não especialistas em radioproteção, muitos serviços de radiologia não atendem aos quesitos exigidos pela legislação específica quanto aos níveis de aceitação e variabilidade dos parâmetros radiométricos dos feixes de raios-X, tal situação pode ser amenizada com a difusão consciente dos conhecimentos sobre estas práticas e a participação

ativa dos profissionais, como os tecnólogos em radiologia, na realização dos testes de controle de qualidade dos feixes de radiação ionizante.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Tubo de raio-X - definições, aspectos gerais e componentes

De um modo geral o tubo de raios-X é uma parte do equipamento onde acontece a produção de raios-X. Ele é constituído de um eletrodo negativo (catodo) e um eletrodo positivo (anodo), selado por um invólucro de vidro onde é produzido vácuo em seu interior. Esse invólucro de vidro é montado no interior de uma cúpula. O interior dessa cúpula é imerso com óleo de alta capacidade térmica evitando o seu superaquecimento (ROS, 2000; SILVA, 2008).

A constituição de um tubo de raios-X é (BADIN, 2004):

- Envoltório de vidro ou metálico com seu interior a vácuo, ou seja, um tubo onde os elétrons podem ser acelerados livremente sem excessivas colisões com moléculas de gases;
- Filamento do catodo, feito de um fino fio de tungstênio, que ao ser aquecido libera elétrons;
- Anodo girante ou estacionário;
- Blindagem do tubo ou capsula, contendo o próprio tubo cercado de óleo isolante, que evita o vazamento da radiação;
- Cabos de alta tensão, que interliga a própria fonte de alta tensão com os terminais de catodo e anodo;
- Janela do tubo, no qual permite a passagem da radiação com o mínimo de atenuação;

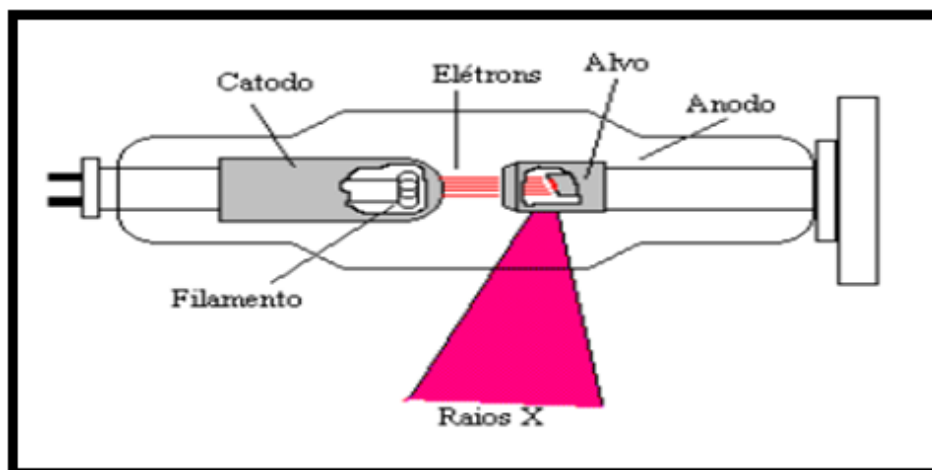
2.1.1 Produção do raios-X

A produção de raios-X ocorre quando o catodo, um filamento metálico emite os elétrons termicamente, (devido os elétrons obterem uma energia cinética elevada na ordem de dezenas de keV) onde são acelerados por um campo elétrico em direção ao anodo, e freados ao atingir o alvo no anodo, desacelerando rapidamente, e para que não haja colisão de outras partículas no momento da aceleração desses elétrons a ampola deve possuir vácuo no seu interior (BADIN, 2004).

A radiação produzida mediante o choque dos elétrons no alvo é chamada de radiação primária, essa radiação passa pelo filtro onde são selecionados os que possuem energia adequada para sensibilizar o filme radiográfico, esses feixes filtrados são chamados de feixe útil. Existe também a radiação secundária, ou seja, radiação que são produzidas por raios-X incidentes em outro material sem ser o filtro. Essa radiação secundária é indesejável já que possui energia diferente do feixe útil (BADIN, 2004).

A Figura 2 representa um tubo de raios-X, simulando a aceleração dos elétrons que saem do catodo em direção ao anodo.

Figura 2: Tubo de raios-X



Fonte: Andreucci, 2003

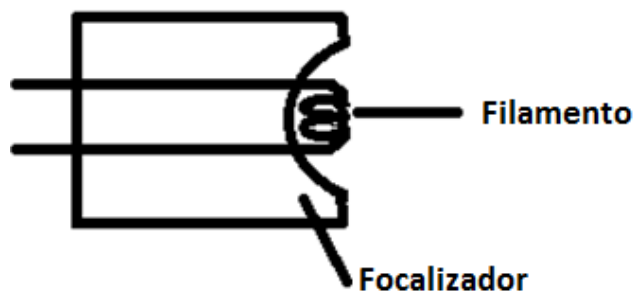
2.1.2 Catodo

O catodo é o terminal negativo do tubo de raios-X. Sua função é emitir elétrons que serão acelerados em direção ao anodo. Ele é constituído por um ou dois filamentos no qual é

um fio enrolado em forma helicoidal, o filamento é utilizado um de cada vez dependendo da aplicação e do dispositivo focalizador, ou seja, foco fino, foco grosso (NERSISSIAN, 2004).

Os filamentos ficam localizados no interior de uma cúpula focalizadora que possui o mesmo potencial que o filamento. Ela produz um campo elétrico que converge os feixes de elétrons para o ponto focal. Quanto maior o filamento maior será o ponto focal, causando então a diminuição da resolução da imagem (NERSISSIAN, 2004; ROS, 2000). A Figura 3 ilustra o filamento (catodo) e o dispositivo focalizador.

Figura 3: Catodo



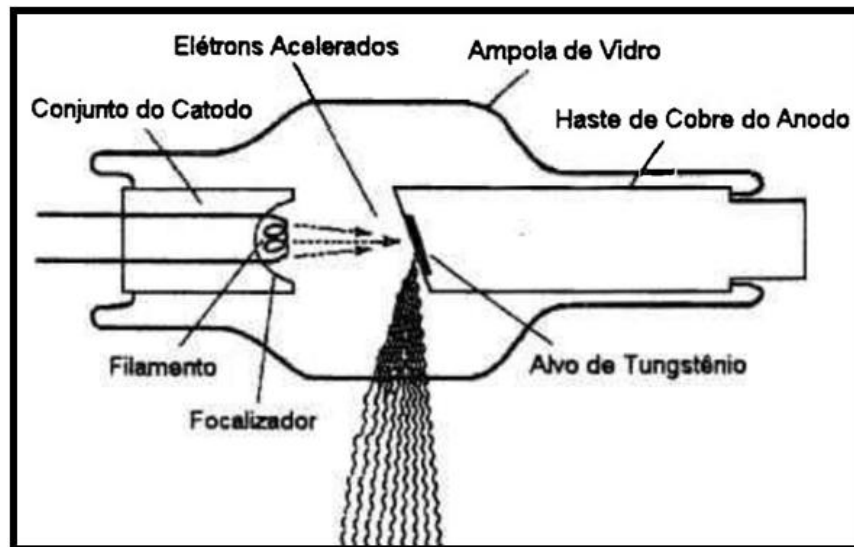
2.1.3 Anodo

O anodo é o terminal positivo do tubo de raios-X. Sua função é converter a energia eletrônica em radiação e dissipar o calor criado por esse processo. A maioria dos tubos de raios-X utiliza o tungstênio como alvo, pois possui um número atômico alto ($Z=74$) e a produção de raios-X é razoavelmente grande. Poucos átomos de tungstênio evaporam no alvo às temperaturas operacionais normais, isso permite que mesmo com um alto bombardeio de elétrons em uma área pequena de material obtendo uma altíssima temperatura, não derreta e evapore o tungstênio (NERSISSIAN, 2004).

Atualmente uma liga de 90% de tungstênio e 10% de rênio tem sido utilizada, possuindo uma resistência maior a quebras ou rachaduras, resultantes do ciclo térmico ao qual o material é submetido durante uma exposição (NERSISSIAN, 2004).

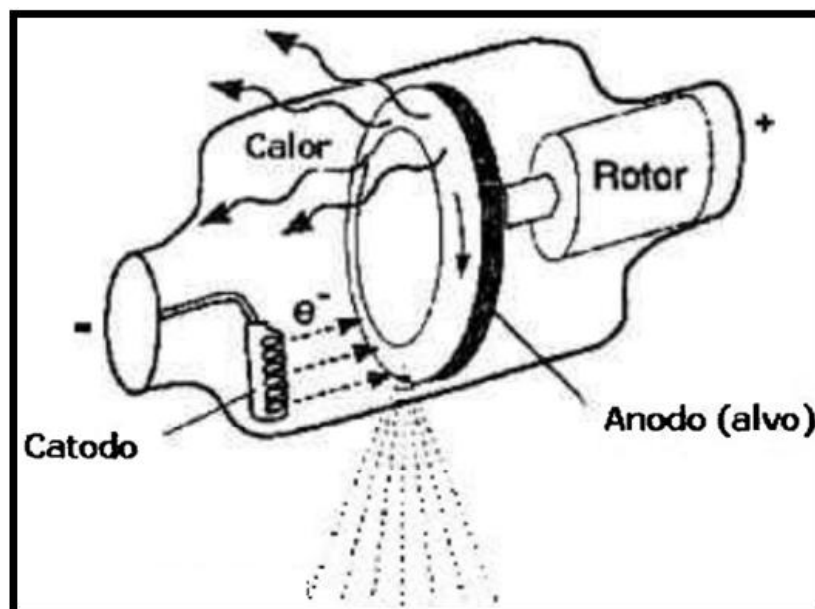
Existem dois tipos de anodo, o estacionário utilizado em aparelhos odontológicos e o anodo giratório para aparelhos médicos, abaixo a Figura 4 e 5 os representa respectivamente.

Figura 4: Tubo de raios-X com anodo estacionário



Fonte: Ros, 2000.

Figura 5: Tubo de raios-X com anodo giratório



Fonte: Ros, 2000.

2.1.3.1 Ponto focal

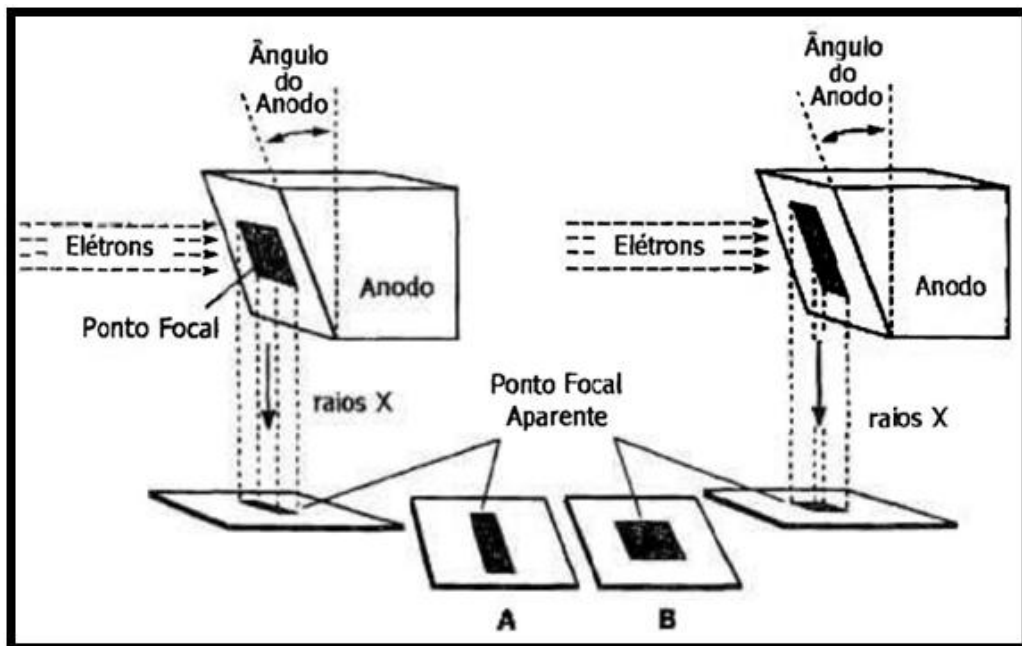
O ponto focal é a área do alvo (anodo) onde ocorrem as colisões dos elétrons emitidos pelo filamento e o local de origem dos raios-X produzidos. Quanto menor for o ponto focal, menor será a área de interação dos elétrons, obtendo uma resolução melhor da imagem, e uma área de penumbra e distorção menor. No entanto, à medida que o foco anódico diminui de

tamanho, há aumento de acúmulo de calor, atingindo uma temperatura muito alta, que podem causar depressões e rachaduras, e o perigo de uma sobrecarga no tubo de raios-X (ROS, 2000; LIMA, 2007 apudi SOUZA, 2008).

A única vantagem de um ponto focal grande é a maior capacidade calorífica. Muitos tubos de raios-X possuem dois tamanhos de pontos focais que podem ser selecionados pelo profissional, sendo foco fino e foco grosso (SPRAWLS, 1993).

Figura 6 ilustra a área aparente e a área efetiva de um ponto focal. Pode-se observar o ponto focal real, a área que é bombardeada pelo feixe de elétrons, a qual é sempre maior do que a projetada, ou aparente. Para um dado ângulo anódico, a largura da trilha do ponto focal é diretamente proporcional ao tamanho do ponto que será projetado (SPRAWLS, 1993).

Figura 6: Ponto focal efetiva e aparente



Fonte: Ros, 2000.

No lado A, se o fluxo de elétrons atinge uma área quadrada no anodo, esta região aparecerá longa e estreita na saída do feixe. No lado B, se os elétrons atingem uma área alta e estreita do alvo, produz um ponto focal aparente quadrado (ROS, 2000).

Atualmente, os tubos são construídos de tal forma que o foco anódico seja grande o suficiente para tolerar uma determinada carga térmica e, de área suficiente reduzida para assegurar um detalhe radiográfico (LIMA, 2007 apudi SOUZA, 2008).

2.1.3.2 Ângulo do alvo

A superfície do alvo de um tubo de raios-X diagnóstico não é perpendicular ao fluxo de elétrons do catodo, apresenta uma angulação que varia de 10° a 20°, pois os raios-X úteis são emitidos em direção perpendicular ao fluxo de elétrons (WOLBARST, 1993).

Quando os elétrons de alta velocidade incidem em um alvo, os raios-X produzidos são emitidos em várias direções e aproximadamente metade deles são absorvidos pelo próprio alvo. Do restante, serão úteis apenas aqueles raios-X que emergirem pela janela do tubo, formando um cone de radiação primária (ROS, 2000).

Essa angulação do alvo dá origem ao efeito anódico, pois a intensidade dos raios-X no lado do catodo é maior que no lado do anodo, devido à interação dos elétrons com átomos do alvo em diferentes profundidades, sendo a emissão de raios-X quase que isotrópica (SPRAWLS, 1993).

Deve-se levar em conta o efeito anódico quando se quer radiografar estruturas anatômicas onde há grandes variações de espessuras ou densidades. A parte mais densa ou espessa deve ser posicionada sob o lado do catodo para que ocorra uma uniformidade da densidade radiográfica (SPRAWLS, 1993).

2.2 Camada semi-redutora

A camada semi-redutora (CSR) é definida como a espessura de um material absorvedor necessário para reduzir a intensidade do feixe de raios-X a 50% do valor inicial da radiação incidente (LACERDA; SILVA; OLIVEIRA, 2007).

A CSR é a indicadora da qualidade da radiação, pois, quanto mais energética, maior será a espessura necessária para reduzir a intensidade do feixe à metade. Portanto, quanto maior a qualidade, maior a espessura da CSR (SCAFF, 2010).

É muito importante a colimação do feixe de radiação em uma medida da CSR, pois com feixes divergentes aparecerão radiações secundárias, dando-nos uma falsa CSR de valor maior (SCAFF, 2010).

A CSR é expressa na equação:

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

Sendo que:

μ é o coeficiente de atenuação linear do material tnuador

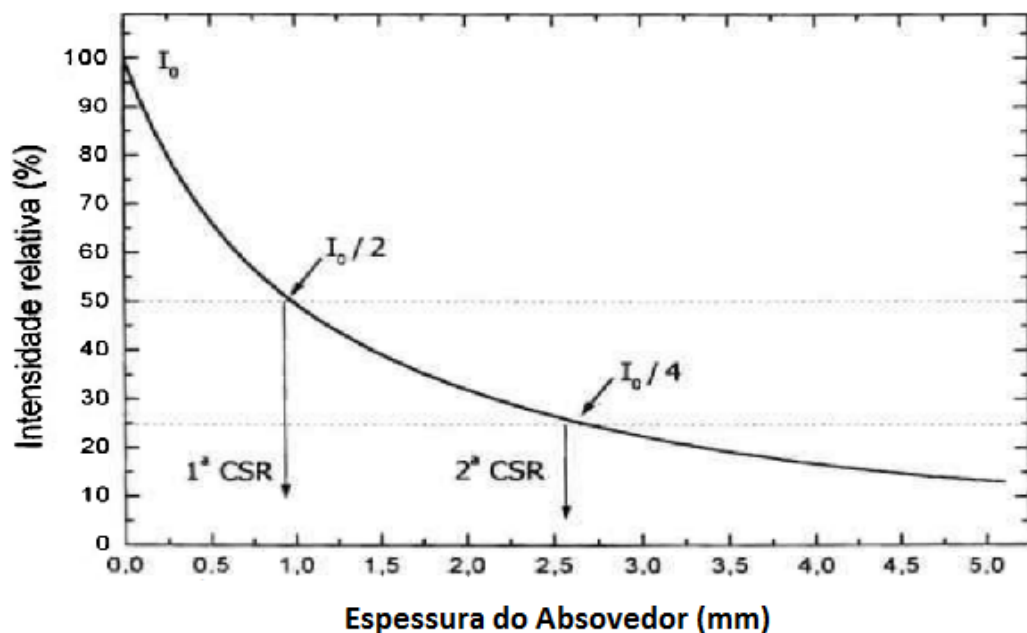
$X_{1/2}$ é a camada semi-redutora

A determinação da CSR de um feixe de raios-X consiste 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 de 50% a 25%. A razão entre a 1°CSR e a 2° CSR é chamada de coeficiente de homogeneidade (CH) do feixe. Essa razão é demonstrada na equação (SCAFF, 2010):

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

A Figura 7 mostra uma curva de atenuação típica de um feixe de raios-X, para determinar a primeira e a segunda camada semi-redutora, quando o feixe tem seu valor inicial de intensidade (I_0) reduzido para 50% e 25%, respectivamente (ROS, 2000).

Figura 7: Curva de atenuação de um feixe de raios-X em um material absorvedor para a determinação das camadas semi-redutoras



Fonte: Ros, 2000.

2.3 Filtração e colimação dos feixes de radiação

Os feixes de radiação emitidos pelo tubo de raios-X possuem fótons de alta e baixa energia, sendo os fótons de alta energia que mais contribuem para uma boa qualidade da imagem. Para a seleção desses fótons é utilizado um filtro.

Quando o feixe de radiação passa através desse filtro, sua energia média aumenta, devido à absorção dos fótons de baixa energia, elevando a energia média dos fótons transmitidos. Até alcançar a película radiográfica, os raios sofrem diversas atenuações como: a filtração que ocorre na parede da ampola de raios-X; filtros metálicos colocados no trajeto dos raios; estruturas biológicas do paciente e écrans reforçados. O feixe de raios-X produzido numa ampola deve ser restringido por meio dos diafragmas, cilindros e colimadores, evitando uma dispersão da radiação (ALMEIDA et al. 2011).

Os colimadores são os melhores restritores de radiação, eles são formados por placas de chumbo que são móveis, possibilitando delimitar um campo retangular para a exposição dos raios-X, com um sistema de iluminação próprio, o que permite a visualização da área a ser exposta ao feixe de raios-X, resultando em uma área de penumbra quase nula (ALMEIDA et al. 2011).

2.4 Grade

Devido ao aumento de radiação espalhada conforme a espessura do tecido irradiado, é recomendado o uso da grade. A grade pode ser móvel ou fazer parte do aparelho de raios-X (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010).

A grade é construída com tiras alternadas de um material absorvedor e material radiopaco, como chumbo e fibra ou carbono respectivamente, ela é posicionada entre o corpo do paciente e o receptor de imagem. O uso da grade é um dos melhores e mais práticos métodos de se remover radiação espalhada (CURRY; DOWDEY; MURRY, 1990).

Os feixes de radiação são alinhados à grade de forma a passar radiação primária entre as tiras alternadas, chegando até o receptor de imagem, e a radiação espalhada é barrada por essas tiras, no entanto a grade também acaba absorvendo radiação primária.

Mesmo que a grade elimine a maioria da radiação secundária, ela tende a aumentar a exposição no paciente, a carga do tubo e requer um posicionamento mais preciso (CURRY; DOWDEY; MURRY, 1990).

Para selecionar os parâmetros de exposição apropriados no aparelho, é fundamental o conhecimento da penetração total das radiações primárias e espalhadas que passam pela grade, pois a penetração total na grade é em função da radiação espalhada e da radiação primária. Em geral, a penetração de ambas radiações diminui com o aumento da proporção da grade (CURRY; DOWDEY; MURRY, 1990).

2.5 Fatores de exposição para formação de imagens

Para cada imagem radiográfica, o tecnólogo deve selecionar os fatores de exposição no painel de controle do equipamento. Esses fatores de exposição dependem de numerosas variáveis como a densidade/ número atômico, espessura da parte anatômica, patologia presente, além da tecnologia de aquisição da imagem (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010).

Os fatores de exposição influenciam muito na qualidade da imagem e na quantidade de dose no paciente. Esses devem ser selecionados de maneira consciente e de grande conhecimento pelo profissional, para evitar imagens sem qualidade, e dificuldade na visualização das mesmas.

São os fatores de exposição e às vezes referidos como fatores técnico (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010):

- Kilovoltagem (kV): controla o poder de penetração do feixe de raios-X, ou seja, a energia do feixe.
- Miliamperagem (mA): controla a quantidade de raios-X a ser produzido.
- Tempo de Exposição (s): controla a duração da exposição, e é expressa em milissegundos.

2.6 Unidades dosimétrica em radiação

Para medir o efeito biológico da radiação são utilizadas as seguintes grandezas físicas: exposição, dose absorvida, dose equivalente e taxa de dose (SILVA, 1997).

Exposição (X) é definida como a medida da capacidade das radiações X e gama ionizar o ar, esse número de ionização ocorrida em certa massa de ar, é quantificada em Roentgen (R). Então 1 Roentgen equivale a $2,58 \times 10^{-4}$ C (coulombs) de carga coletada para 1kg de ar (C/Kg), ou seja $1R = 2,58 \times 10^{-4}$ C/Kg (SILVA, 1997).

Dose absorvida é uma medida de energia da radiação absorvida por unidade de massa de um órgão ou tecido de interesse. A antiga unidade oficial para dose absorvida era rad. A partir de 1985 a unidade adotada passou a ser o gray (Gy), que no sistema internacional de unidades corresponde a um Joule por quilograma (1J/Kg), sendo 1Gy=100 rad (SILVA, 1997).

Dose equivalente é definida pela unidade de dose utilizada para expressar um comparativo dos efeitos de dose absorvida, das diferentes qualidades de radiação no homem. A unidade de dose equivalente é dada em rem. Em 1895 o rem foi substituído pela unidade Sievert (Sv) ou seu submúltiplo milisievert (mSv), onde 1Sv é igual a 100 rem (SILVA, 1997).

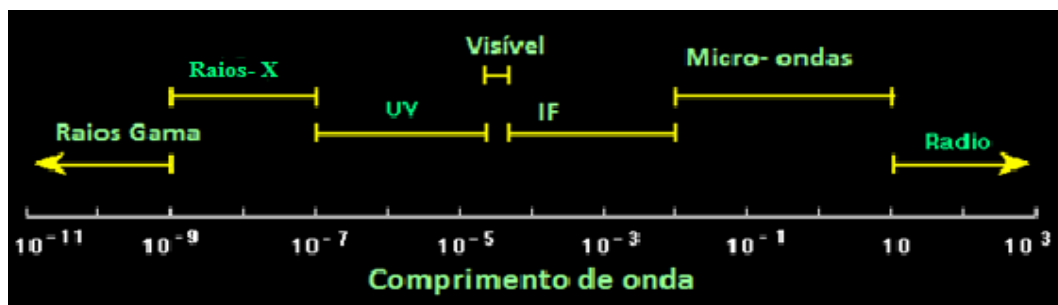
Há uma grande importância na taxa de exposição na capacidade de efeitos biológicos e é conhecida como uma quantidade de radiação liberada em um determinado intervalo de tempo (SILVA, 1997).

2.7 Detectores de radiações ionizantes

As radiações ionizantes (R.I.) possuem comprimento de ondas muito pequenos, na faixa de angström (10^{-10} m), o que implica em alta frequência e energias elevadas.

A Figura 8 representa no espectro eletromagnético o comprimento de onda das radiações eletromagnéticas.

Figura 8: Espectro Eletromagnético



Fonte: Espectro, 2012.

Como as R.I. estão fora da faixa do espectro visível, é necessário o uso de instrumentos capazes de detectá-las e quantificar a sua intensidade.

Para cada tipo e faixa de energia das R.I. existem detectores apropriados, que apresenta a sensibilidade correspondente para a resposta desejada. Para a realização dos testes de controle de qualidade em equipamentos de radiodiagnóstico, normalmente se utiliza

detectores do tipo câmara de ionização, detectores de estado sólido, filmes radiográficos ou raramente os dosímetros termoluminescentes.

2.7.1 Filmes radiográficos

As imagens em filmes radiográficos, fornecem imagem bidimensional das estruturas anatomicas dos pacientes, o dispositivo de aquisição dessas imagens consiste em um par de écrans intensificadores com o filme entre eles. Os écrans e o filme ficam localizados dentro de um cassete de raios-X, onde o filme é protegido da luz e se tem uma garantia de um íntimo contato entre os écrans e o filme (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010).

Quando os écrans recebem a radiação que passou pelo paciente, produzem uma fluorescência, essa luz sensibiliza o filme, que deverá ser quimicamente processado para que a imagem possa ser vista (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010).

A imagem do filme radiográfico, é composta por prata em uma base de poliéster, os vários graus de cinza sobre a imagem são devido as densidades e números anatômicos dos diferentes tecidos que estão sendo examinados, resultando no contraste radiográfico (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010).

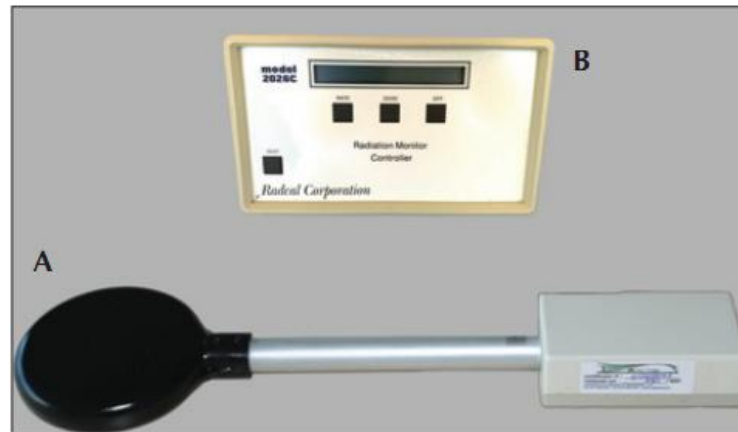
2.7.2 Câmara de ionização

A câmara de ionização é um tipo de detector a gás mais simples, utilizado para detecção de radiação provenientes de “ fontes radioativas”, e seu funcionamento é baseado na coleta de todas as cargas liberadas por ionização direta, por meio de aplicação de campo elétrico (BULLA, 1999).

As mais simples câmaras de ionização são constituídas de um eletrodo central (anodo) e por uma parede revestida de material condutor (catodo), a área sensível do detector é delimitado pela parede da câmara no qual possui uma cavidade preenchida a gás a uma pressão relativamente baixa (BULLA, 1999).

Entre o anodo e o catodo do detector é aplicado uma diferença de potencial para a separação de pares de íons produzidos, para que os íons negativos migrem para o anodo, e os íons positivos para o catodo. Para a medida desse fluxo extremamente baixo é utilizado um dispositivo eletrônico sensível conhecido como eletrômetro, no qual é acoplado na câmara de ionização (BULLA, 1999). Na Figura 9 a imagem A é a câmara de ionização e a imagem B é o eletrômetro.

Figura 9: Câmara de ionização (A) e eletrômetro (B)



Fonte: Medeiros et al. 2010.

2.7.3 Detetores de estado sólido

Os detectores de estado sólido são constituídos por sólidos cristalinos e tem a característica de um semicondutor, ou seja, excelentes isolantes a baixa temperatura e ruins no aumento da temperatura. Os materiais semicondutores mais utilizados no detector de radiação ionizante é o Germânio e o Silício (DAROS, 2012).

A radiação incide no cristal e a sua energia é transferida para o detector que por sua vez possui zonas de energia, a banda de valência e de condução, capazes de originar o par electrão-buraco. Quando a energia é transferida para o electrão do cristal, este “salta” para a banda de condução, resultando em uma lacuna na banda de valência. Devido a uma diferença de potencial aos eletrodos do semicondutor, o electrão move-se em direção ao ânodo, impedindo que este retorne ao estado fundamental (LILLEY, 2004).

Com esta movimentação, a própria lacuna “move-se” no sentido do catodo, analogamente a uma bolha de ar, que dentro de água adquire movimento ascendente, contrário à força da gravidade (LILLEY, 2004).

O tempo total necessário para que estas lacunas cheguem ao eletrodo é muito menor que nos outros diferentes detectores, sendo dezenas a centenas de nanosegundos (LILLEY, 2004).

A Figura 10 mostra um detector que utiliza sensor de estado sólido, utilizado neste trabalho.

Figura 10: Modelo de detector de estado sólido



2.7.4 Detetores termoluminescentes

Os materiais termoluminescente são certos materiais cristalinos que quando exposto a radiação, tornam-se capazes de emitirem luz.

Esses materiais são poli cristais e iônicos, onde a banda de valência encontra-se com elétrons e a banda de condução vazia, e ambas separadas por banda proibida no qual é uma faixa larga de estados energéticos, não permitidos aos elétrons (MCKEEVER; MOSCOVITCH; TOWNSEND, 1995).

Quando os cristais são expostos à radiação ionizante, há a produção de pares de elétrons e buracos, que migram até se recombinarem ou serem capturados em energia metaestáveis localizado na banda proibida (armadilha). Posteriormente, quando aquecidos eles absorvem energia térmica e os elétrons escapam da armadilha e segue para a banda de condução, ainda com os buracos armadilhados os elétrons na banda de condução se movimentam nos cristais até a recombinação com os buracos, havendo então a emissão de luz (MCKEEVER; MOSCOVITCH; TOWNSEND, 1995).

A quantificação da luz termoluminescente é feita por uma foto multiplicadora acoplada ao sistema de aquecimento do material. A emissão da luz termoluminescente é representada por uma curva que relaciona luz emitida, em função da temperatura de aquecimento, e dessa relação determinar a dose que incidiu previamente no detector (DAROS, 2012).

Muitos materiais apresentam propriedade termoluminescente, no entanto para poder ser considerado um dosímetro, o material termoluminescente deve apresentar algumas características como (DAROS, 2012):

- Eficiência na emissão da luz;
- Estabilidade na temperatura do material;
- Simples curva de emissão;

- Resistente a variáveis ambientes como: luz, umidade, gases, etc;
- Resposta leitura deve ser linear com a dose;

2.8 Resolução e legislação nacional

Com o intuito de nortear o uso das radiações ionizantes na área da saúde, e assim padronizar os testes de controle de qualidade dos feixes de radiações ionizantes no âmbito do Estado de São Paulo, a Secretaria Estadual da Saúde, através do Centro de Vigilância Sanitária editou no final de 1994 a Resolução SS nº 625 de 14/12/1994, que aprova a norma técnica que dispõe sobre o uso, posse e armazenamento de fontes de radiação ionizante, no âmbito do Estado de São Paulo, com o objetivo de estabelecer e regulamentar diretrizes e procedimentos que visem minimizar os riscos decorrentes da exposição à radiação ionizante na saúde de profissionais, pacientes e público geral (SÃO PAULO, 1994).

Para a instalação de equipamentos emissores de radiação ionizante essa resolução Estadual exige que as dependências do serviço de saúde estejam de acordo com as normas técnicas estaduais ou federais em vigor, e devem possuir blindagem adequada que garante a áreas adjacentes à limitação de dose equivalente previstas nessa norma técnica.

Fica no dever da vigilância sanitária verificar a adequação desses setores através de análise de laudo e de levantamento radiométrico que indicam o índice de transmissão da radiação pelas barreiras protetoras (paredes) das salas de exames. Nesta resolução é também exigida a apresentação, através de laudo técnico, as medidas da radiação de fuga do cabeçote emissor de radiação, o qual não deve ultrapassar 1,0 mGy/h a 1,0 m do cabeçote nos equipamentos de radiologia médica e a 0,25 mGy/h nos equipamentos de radiologia odontológica. Além do levantamento radiométrico da sala de exames e dos testes de fuga do cabeçote, a Resolução determina a realização de testes de controle de qualidade dos parâmetros radiométricos do feixe de radiação. Os itens apontados na Resolução são pertinentes aos serviços de radiologia médica, radiologia odontológica, medicina nuclear in vivo e em vitro e radioterapia (SÃO PAULO, 1994).

Com a viabilidade e exequibilidade da implantação da Resolução SS 625 de 14/12/1994, em nível do Estado de São Paulo, o Ministério da Saúde, através da Secretaria de Vigilância Sanitária (SVS) elaborou a Portaria MS nº 453/98, em 01 de junho de 1998, que estabelece as diretrizes básicas de radioproteção em diagnóstico médico e odontológico, enumerando e normatizando os testes de controle de qualidade que devem ser realizados nestes tipos de equipamentos emissores de radiação no âmbito do território nacional, os quais

devem ser realizados periodicamente e os resultados das análises radiométricas devem ser registrados e ficarem disponíveis para acesso e avaliação das vigilâncias sanitárias (BRASÍLIA, 1998).

Esta exigência, entre outras, provocou no início uma enorme perturbação nos serviços de radiodiagnóstico, observando que os profissionais não possuíam qualificação necessária a desenvolver tais programas atribuídos pela portaria, como obrigação ao supervisor de proteção radiológica, e sendo uma figura nova nos conceitos de organização de um serviço de radiodiagnóstico, não foram implantados na maioria dos serviços existentes (SILVA, 2008). Com essas dificuldades para implantar esses testes em todos os setores radiodiagnóstico, hoje existem empresas especializadas para aplicar esses testes, e armazenar os dados obtidos para comparação com outros anos e para acesso da vigilância sanitária.

A implantação do Programa de Garantia de Qualidade, estabelecido em lei, é dever de todo setor de radiodiagnóstico, e pode-se considerar os seguintes fatores: qualidade da imagem; um bom estado dos equipamentos de raios-X; diminuição de riscos decorrentes de exposições à radiação; a minimização da dose no paciente e no trabalhador; a otimização dos custos; diminuição dos filmes rejeitados; licenciamento das instalações e a elaboração de um plano de radioproteção (ROS, 2000).

Para isso é necessário um treinamento em radioproteção de todos os profissionais que manuseiam os equipamentos emissores de radiação, além de garantir o perfeito funcionamento desses aparelhos e sua calibragem, de forma que a dose de radiação recebida pelo paciente possa ser conhecida e mantida sempre a níveis mais baixos possíveis, sem exceder os limites de dose recomendados, e garantir uma boa qualidade nas imagens (ROS, 2000).

O Programa de Garantia de Qualidade deve compreender os testes de constância com o objetivo de verificar a manutenção das características técnicas, de desempenho dos equipamentos de raios-X e do sistema de registro de imagem radiográfica, identificação de falhas de equipamentos e erros humanos que resultem exposições médicas indevidas para o paciente, prevenção de falhas tecnológicas e erros humanos, evitar desconformidade operacional dos equipamentos, assegurar ações reparadoras através de um programa de manutenção corretiva e preventiva periodicamente, monitorações padrões de imagem, determinação e avaliação da dose na possibilidade de redução de exposição, avaliação da calibração e condições operacionais dos instrumentos que são utilizados para a realização dos testes e a avaliação da eficácia do programa de treinamento para com os profissionais da área da saúde que utilizam radiação ionizante (CARVALHO et al. 2007).

Assim sendo, a garantia da qualidade no setor de radiologia se resume em uma série de procedimentos técnicos e testes, regulamentados no Brasil pela Resolução SES-SP- nº 625 de 14 de dezembro de 1994 e pela Portaria MS nº 453, de 1º de junho de 1998 (BERLEZE, 2000).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Realizou-se os ensaios radiométricos exigidos nos programas de controle de qualidade em um equipamento de radiodiagnóstico, utilizando instrumentos de detecção adequados e específicos para os testes.

O equipamento emissor de radiação analisado foi:

- Aparelho de Raios-X para exames de radiodiagnóstico médico.

Marca: SALGADO E HERMAN

Modelo: SH 300 DS.

Série: 0.14 – Número: 925

Voltagem: 220 V.

Kilovoltagem máxima do tubo: 130 kVp.

Corrente máxima no tubo: 300,0 mA.

Tempo máximo de exposição: 5,00 s.

Monofásico

Para avaliação dos parâmetros radiométricos do feixe de raios-X desse equipamento foram utilizados os seguintes dispositivos e detectores de radiação:

- Detector ThinX RAD, fabricado pela Unfors, número de série 30000992, certificado de calibração nº: 30000992 – 100330 de 30/03/2010.
- Cronômetro de Raios-X, fabricado pela M.R.A. Indústria de Equipamentos 2 - Eletrônicos Ltda, modelo MRA CQ-03, número de série 03-132; certificado de calibração emitido pelo IEE – Instituto de Eletrotécnica e Energia nº: 59208 de 30/06/05.

- DIGIT kVp METER III, marca VICTOREEN, modelo 07-494, número de série 409, calibrado em 12/08/2005, certificado nº: 59476 emitido pelo IEE – Instituto de Eletrotécnica e Energia.
- Câmara de Ionização marca RADCAL CORPORATION, modelo 20x6-6; número de série: 30899. Calibração em 17/09/2012 no IPEN – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares; Certificado de Calibração nº: 0376/2012.
- Câmara de Ionização marca RADCAL CORPORATION, modelo 20x6-180, número de série: 31110. Calibração em 17/09/2012 no IPEN – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares; Certificado de calibração nº:0375/2012.
- Eletrômetro marca RADCAL CORPORATION, modelo 2026C RADIATION MONITOR, número de série: 26-0838; calibrado em 17/09/2012 no IPEN – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares; Certificado de Calibração nº: 0375/2012.
- Dispositivo para teste de alinhamento de feixe CQ-09 fabricado pela M.R.A. Indústria de Equipamentos Eletrônicos Ltda.
- Dispositivo para teste de colimador CQ-12 fabricado pela M.R.A. Indústria de Equipamentos Eletrônicos Ltda.
- Dispositivo para medir Ponto Focal CQ-06 fabricado pela M.R.A. Indústria de Equipamentos Eletrônicos Ltda.
- Dispositivo para avaliar o contato entre o écran-filme CQ-10 fabricado pela M.R.A. Indústria de Equipamentos Eletrônicos Ltda.

Para avaliação do desempenho do aparelho de raios-X realizou-se um levantamento radiométrico e testes de controle de qualidade baseados na Agencia Nacional de Vigilância Sanitária.

1. Levantamento radiométrico;

O levantamento verifica se os níveis de dose equivalente no qual os trabalhadores e o público em geral expostos, estão de acordo com as restrições estabelecidas na legislação, sua frequência é na instalação do equipamento e a cada quatro anos, ou excepcionalmente após reformas estruturais, modificação do equipamento ou alteração do leiaute da sala.

Para o levantamento radiométrico utilizou-se câmara de ionização, eletrômetro, e um objeto espalhador (água), simulando um abdômen de um adulto típico, como segue na Figura 11.

Figura 11: Objeto espalhador para levantamento radiométrico



Foi elaborado um Croqui da sala de exames, identificando as áreas adjacentes e anotando suas dimensões, representando e identificando o tubo de raios-X, painel de comando, biombos, portas, janelas, mesa de exame e bucky vertical. Selecionou-se os pontos de interesse para as medições e os mesmos foram registrados.

Para os parâmetros de operação foi selecionado a maior tensão do tubo (kVp) utilizado em exames de rotina, sendo 80 kV, tempo de exposição de 0,500 s e corrente anódica 200 mA, evitando sempre atingir a carga máxima do equipamento. Foi selecionado o maior tamanho de campo permitido, o feixe de raios-X foi direcionado para a barreira primária a ser avaliada, e o objeto espalhador na posição de um paciente.

O monitor foi posicionado em cada barreira primária e barreira secundária (radiação espalhada e de fuga), foi feito uma exposição, e registrado as leituras.

Para os cálculos finais foi definido os fatores de uso (U) para cada uma das barreiras primárias, de acordo com a fração da carga de trabalho em que o feixe primário é dirigido a essa barreira. A Tabela 1 apresenta valores de (U) que podem ser adotadas na ausência de dados mais realistas.

Tabela 1: Fatores de uso (U)

Barreira	U
piso	0,5
parede 1	0,25
Parede 2	0,25

Os fatores de ocupação (T) foram definidos a partir da estimativa da fração de permanência do indivíduo que fica a maior parte do tempo na área em questão ao longo do ano. A Tabela 2 apresenta os valores de ocupação que podem ser adotados na ausência de dados mais realistas.

Tabela 2: Fatores de ocupação (T)

Ocupação	Local	T
integral	consultório/recepção	1
parcial	sala de espera, vestiário, circulação interna	1/4
eventual	Circulação externa, banheiros, escadas	1/16
Rara	Jardins cercados, casa de máquinas	1/32

A carga de trabalho máxima (W) foi determinada, através da entrevista com o tecnólogo, a partir do número aproximado de pacientes por dia e dos parâmetros operacionais mais utilizados. A Tabela 3 apresenta valores de carga de trabalho máxima que podem ser adotados na ausência de dados mais realistas.

Tabela 3: Exemplos de carga de trabalho semanal máxima (W)

Equipamento	Nº de Paciente/dia	W (mA. min/ pac.)	W (mA. min/ semana)		
			100 KVp	125 kVp	150 kVp
Radiografia normal	24	2,67	320	160	80
Radiografia de tórax	60	0,53	160	80	-

Deve-se fazer uma correção da leitura do monitor, levando em conta o tempo de resposta, fator de calibração para feixe atenuado e condições ambientais de temperatura e pressão. Os valores obtidos foram convertidos para unidades de dose externa (mSv), usando o fator multiplicativo correspondente a unidade de medida do monitor, como mostra na Tabela 4.

Tabela 4: Fatores multiplicativos de dose

exposição (mR)	x 0,01	
dose absorvida no ar (mrad)	x 0,0114	
kermar no ar (mGy)	x 1,14	= dose externa
Equivalente de dose ambiente	x 1	(mSv)

Foi realizada a seguinte operação para obter os valores em mSv/mA. min: Dose externa(mSv) x 60 (s/min) / [I (corrente anódica) x t (tempo de exposição)] (mAs), o valor obtido foi multiplicado por:

[W (mA. min/ semana) x U (fatores de uso) x T(fatores de ocupação)], para obter a taxa de dose externa em mSv/ semana. Para expressar o valor encontrado em mSv/ano, foi multiplicado o resultado por 50 semanas/ano, o resultado foi registrado.

Os valores de dose externa obtidos foram comparados com os níveis de restrição de dose estabelecida na legislação que é representada na Tabela 5.

Tabela 5: Níveis de restrição de dose (Portaria MS/ SVS nº 453/98)

Localização	Restrição de dose semanal	Restrição de dose anual
área controlada	0,10 mSv/ semana	5,0 mSv/ ano
Área livre	0,01 mSv/ semana	0,5 mSv/ ano

2. Teste de fuga do cabeçote;

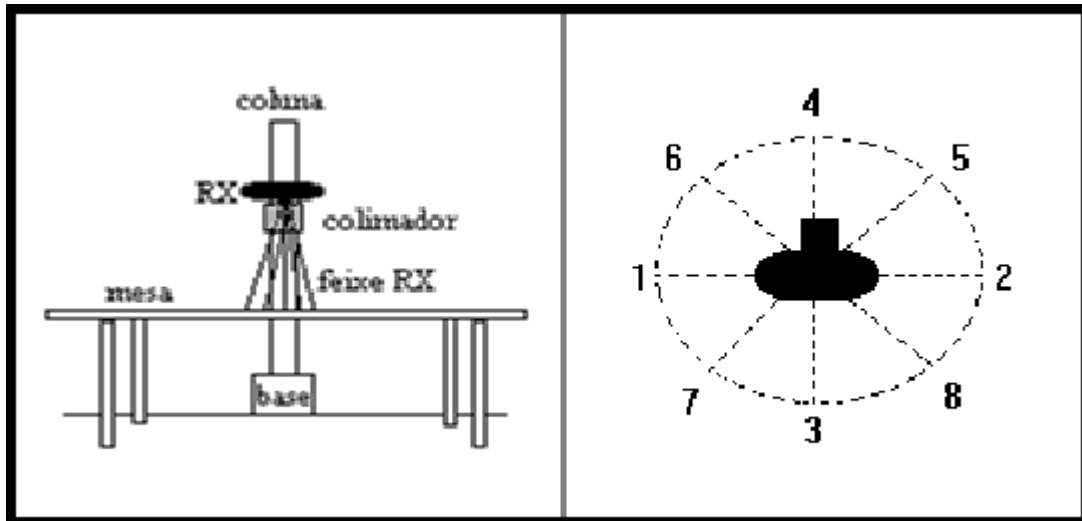
O teste verifica se os níveis da radiação de fuga detectados a 1,0 m do ponto focal estão de acordo com as restrições estabelecidas na legislação. Sua frequência é na instalação do equipamento e a cada quatro anos, ou após modificações ou reformas na cúpula do equipamento ou troca do tubo de raios-X.

Os equipamentos utilizados para a realização desse teste foi: monitor de radiação e câmara de ionização de 180 cm² de área sensível, sem dimensões lineares superiores a 10 cm, com tempo de resposta adequada e devidamente calibrado, placas de chumbo e trena.

O colimador do equipamento de raios-X foi fechado com blindagem adicional na saída do feixe primário com uma placa de chumbo de 4,0 mm. Foi utilizada a técnica de 80 kVp, 200,0 mA e 0,500 s.

O detector foi posicionado a 1,0 m do ponto da cúpula de raios-X que está sendo avaliado, realizando exposições em vários pontos em torno da cúpula de raios-X como segue na Figura 12, as leituras foram feitas em modo de taxa mR/h.

Figura 12: Pontos de exposições ao redor da cúpula



Os valores das leituras obtidas devem estar dentro do limite de 1,0 mGy/h a 1,0 m do ponto focal que é exigido pela Portaria MS/SVS 453/98.

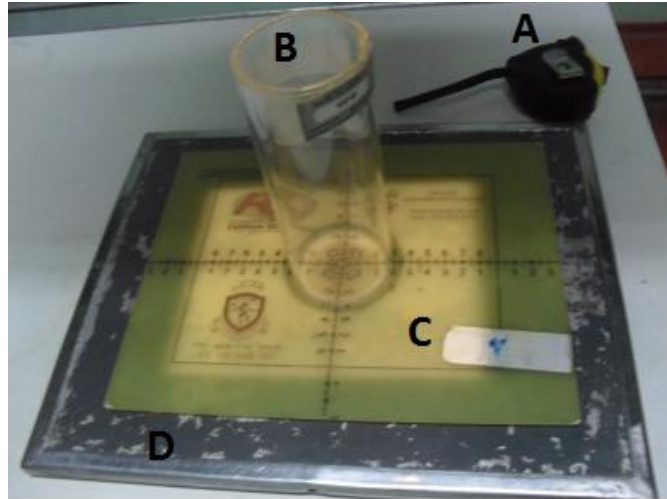
3. Avaliação do sistema de colimação e alinhamento do eixo central do feixe de raios-X;
Consiste em avaliar o desvio entre o campo luminoso e o campo de radiação do equipamento. O teste de alinhamento do eixo central do feixe de raios-X avalia se o ponto central de radiação está perpendicular ao receptor de imagem. Sua frequência deve ser anual, e excepcionalmente após reparos.

Foram utilizados os seguintes materiais: trena, chassi com écran, filme e os dispositivos para teste de colimação e para alinhamento do feixe.

O dispositivo para teste de colimação foi colocado sobre um chassi com écran fósforo armazenador que ficou sobre a mesa e o dispositivo para alinhamento de feixe sobre o dispositivo de colimação, como ilustra a Figura 13, sendo trena (A), dispositivo para alinhamento do feixe (B), dispositivo para teste de colimação (C), chassi com écran (D).

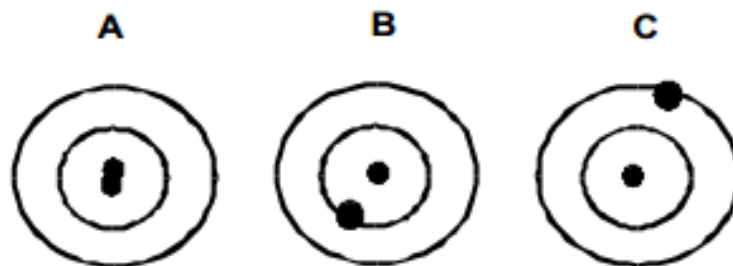
A distância do ponto focal em relação à mesa foi de 100 cm, com o colimador aberto de forma ajustada em relação ao campo do dispositivo de teste. Foi feita uma exposição com 42 kV e 0,06 s. Logo após, a colimação foi aberta de forma que o campo ficasse maior que a anterior e repetindo então a mesma exposição.

Figura 13: Materiais utilizados para teste de alinhamento e colimação do feixe de raios-X



Na avaliação final do sistema de colimação da imagem, 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, e na análise da imagem final do alinhamento do eixo central, se a esfera do topo do cilindro do dispositivo para alinhamento de feixe estiver dentro do primeiro círculo a inclinação é $< 1,5^\circ$, e se estiver entre o primeiro e o segundo círculo, significa que a inclinação é $< 3^\circ$, como segue na Figura 14.

Figura 14: Localização das esferas do cilindro



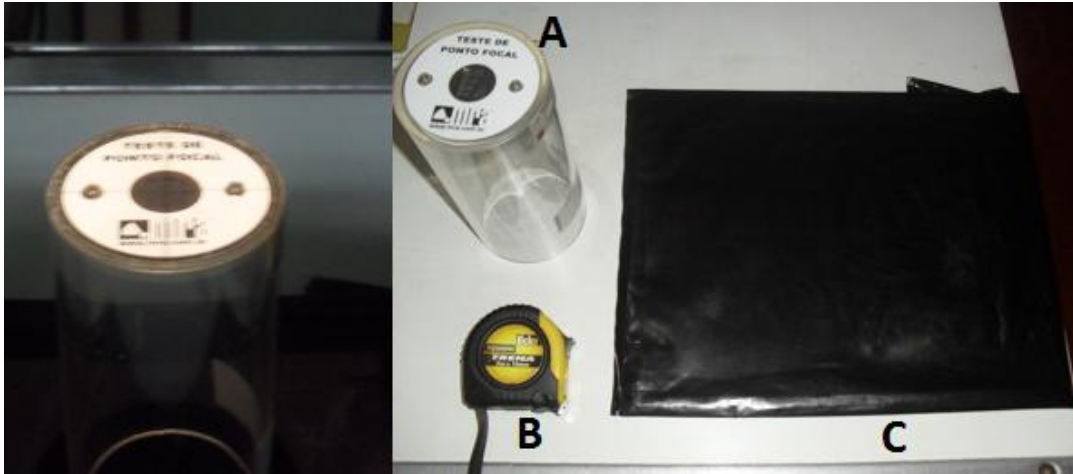
4. Ponto focal;

O teste avalia as dimensões do ponto focal, com frequência mínima anual. Os materiais utilizados nesse teste foi um filme dentro de um envelope, trena e o dispositivo para medir o ponto focal.

O envelope com o filme foi colocado sobre a mesa, e o dispositivo para teste de ponto focal sobre o chassi, com distância do foco-filme (DFF) de 61,3 cm e a colimação ajustada com o dispositivo dentro do campo de radiação, foi feito então duas exposições de 80 kV, 100 mA e 0,100 s, sendo uma exposição foco fino e outra foco grosso. A Figura 15 mostra os

materiais utilizados para o teste de ponto focal, sendo o dispositivo para teste de ponto focal (A), trena (B), envelope com filme (C).

Figura 15: Materiais utilizados para o teste de ponto focal



Na avaliação final, deve-se procurar em cada imagem do ponto focal o menor grupo, no qual todas as barras possam ser resolvidas, e obter o valor do ponto focal medido através da tabela do fabricante do padrão de barras, como mostra na Tabela 6.

Tabela 6: Tamanho do ponto focal do fabricante do padrão de barras

Menor Grupo Resolvido	Grupo de pares de linha/mm	Ampliação= $\frac{4}{3}$ Dimensão maior do ponto focal
1	0,84	2,4 mm
2	1,00	2,0 mm
3	1,19	1,7 mm
4	1,41	1,4 mm
5	1,68	1,2 mm
6	2,00	1,0 mm
7	2,38	0,8 mm
8	2,83	0,7 mm
9	3,36	0,6 mm
10	4,00	0,5 mm
11	4,76	0,4 mm
12	5,66	0,3 mm

A coluna da direita da tabela lista as maiores dimensões do ponto focal real para cada par do grupo de barras quando é usado um fator ampliação de 4/3.

Esses valores encontrados para o ponto focal na tabela do fabricante do padrão de barras devem estar dentro do limite recomendado pela NEMA (Electrical Manufacturers Association) como segue na Tabela 7.

Tabela 7: Tamanhos de ponto focal recomendadas pela NEMA

Tamanho nominal do Ponto Focal	Dimensões máximas 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
1,0	1,40	2,00
1,1	1,50	2,20
1,2	1,70	2,40
1,3	1,80	2,60
1,4	1,90	2,80
1,5	2,00	3,00
1,6	2,10	3,10
1,7	2,20	3,20
1,8	2,30	3,30
1,9	2,40	3,50
2,0	2,60	3,70

(cont.)

(cont.)

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

5. Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo;

Esse teste avalia a exatidão e a reprodutibilidade da tensão do tubo de raios-X. Sua frequência é anual e após reparos no sistema de raios-X.

Para a realização desse teste foi utilizado o detector de estado sólido, e uma trena. O detector foi posicionado sobre a mesa, alinhado com o tubo de raios-X que ficará a 100 cm (distância foco/ detector). A colimação foi ajustada cobrindo a parte sensível do detector. Foi escolhido seis valores usadas clinicamente de tensão variando de 60 kV a 80 kV e 200 mA e tempos de 0,300 s e 0,060 s, para cada técnica foi feito quatro exposições, e as medidas obtidas pelo detector foram anotados.

Na avaliação final da exatidão da tensão do tubo de raios-X, deve-se calcular para cada série de medida, a média das leituras de tensão obtidas e determinar para cada valor de tensão o desvio (d) entre os valores nominais e os valores médios utilizando na relação abaixo:

$$d(\%) = 100 \cdot \frac{Kvp_{nom} - Kvp_{médio}}{Kvp_{nom}} \quad (3)$$

O kVp nominal é o valor nominal selecionado no equipamento e o KVp médio é a média das medidas realizadas para cada valor de tensão. O resultado deve estar dentro de $\pm 10\%$.

Na avaliação da reprodutibilidade da tensão do tubo deve-se calcular para cada série de medidas o kVp máximo (kVp_{Max}) e o kVp mínimo ($kVp_{mín}$) entre as leituras de tensão obtidas, e determinar para cada série de medida a reprodutibilidade (R) utilizando a relação abaixo:

$$R(\%) = 100 \cdot \frac{kVp_{máx} - kVp_{mín}}{(kVp_{máx} + kVp_{mín})/2} \quad (4)$$

Para um resultado satisfatório os valores finais da reprodutibilidade devem ser $\leq 10\%$.

6. Camada semi-redutora (CSR)

Esse teste avalia a qualidade do feixe de radiação, e deve ser realizado anualmente, ou após reparos no equipamento de raios-X. Para a realização do teste deve-se utilizar os materiais como: câmara de ionização e eletrômetro, suporte para câmara de ionização e lâminas de alumínio com pureza de 99%, e espessuras variáveis de 0,1mm a 2,0mm.

A câmara de ionização deve ser posicionada sob o campo de radiação, centralizado com o feixe de raios-X, com distancia foco-detector de 60 cm, realiza-se três exposições na tensão de 80 kV e um valor de 20 mAs a 40 mAs, os valores devem ser anotados. Em seguida adiciona-se atenuadores de 0,5 mm ou de 1,00 mm, a meia distância entre a câmara de ionização e o detector, e realiza-se novas exposições, até obter uma leitura do feixe de raios-X inferior à metade do seu valor inicial, os valores obtidos devem ser anotados. Retira-se as lâminas e realiza-se novamente outra exposição, o valor obtido também deve ser anotado.

Para calcular a CSR deve-se utilizar a seguinte equação:

$$CSR = \frac{X_b \ln\left(\frac{2L_a}{L_0}\right) - X_a \ln\left(\frac{2L_b}{L_0}\right)}{\ln\left(\frac{L_a}{L_b}\right)} \quad (5)$$

Onde:

L_0 = média dos valores medidos sem filtros.

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 a leitura L_a .

X_b = espessura de Al correspondente a leitura L_b .

Neste trabalho, para realização do teste de camada semi-redutora foi utilizado o detector de estado sólido, onde todos os valores já são calculados. O detector foi posicionado sobre a mesa de modo que a colimação cobrisse a sua parte sensível, com distancia foco-detector de 60 cm, utilizando de 60 kV a 80 kV e 200 mA.

Para interpretação dos dados deve ser comparado o valor obtido da CSR, com os valores fornecidos pela Tabela 8, para os diferentes valores de kVp e tipo de retificação do equipamento de raios-X.

Tabela 8: Valores mínimos de CSR em relação à fase e tensão do tubo

Tensão de Pico (KVp)	CSR mm Al
	Monofásico
50	1,2
60	1,3
70	1,5
71	2,1
80	2,3
90	2,5

7. Dose de entrada na pele

Esse teste estima a dose de entrada na pele representativa dos exames praticados no serviço. Sua frequência mínima é bianual e após reparos. Para a execução desse teste foi utilizado detector de estado sólido e uma trena.

Foi solicitado pelo técnico os parâmetro radiográficos (KVp, mA, tempo, ponto focal, distância foco-filme) usados para os exames. Posicionou-se o detector, alinhando-o com o feixe central, e a colimação cobrindo a área sensível do detector. Para cada técnica radiográfica fornecida foram feitos quatro exposições, determinando também a camada semi-redutora de cada tensão utilizada.

Para as leituras em unidades de exposição, deve-se converter para unidade de Kerma (mGy) no ar: Kerma no ar (mGy) = exposição (mR) x 0,0087.

Calcular a dose de entrada na pele (DEP):

$$DEP = K_{ar} \cdot BSF \cdot K_{p,t} \cdot F_C \quad (6)$$

Onde:

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 temperatura e pressão.

F_C = fator de calibração da câmara de ionização para a qualidade do feixe.

Na interpretação dos resultados, deve-se comparar os valores obtidos com os níveis de referências apresentados na Tabela 9.

Tabela 9: Referência em termos de dose de entrada na pele (DEP)

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

8. Reprodutibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar

O teste avalia a linearidade e a constância da taxa de kerma no ar, sua frequência é anual ou após reparos. Os materiais usados para a realização desse teste foi o detector de estado sólido e a trena.

O detector foi posicionado sobre a mesa, alinhado com o tubo de raios-X, e ajustado o tamanho do centro do campo de luz na sua área sensível. Foi escolhido um valor fixo de 70 kV variando o mAs.

Foram feitos quatro disparos para cada combinação de técnica, e os valores obtidos foram anotados, inclusive distância foco-detector utilizado. Para o cálculo de reprodutibilidade deve-se utilizar a seguinte equação:

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

Para cada valor de técnica selecionada, escolher o valor máximo ($L_{\text{máx}}$), e o valor mínimo ($L_{\text{mín}}$) de dose. Na interpretação final os valores de reprodutibilidade deve ser $\leq 10\%$.

No cálculo de linearidade, deve-se calcular o valor médio das leituras obtidas ($L_{\text{médio}}$) para cada técnica, e o valor da média calculada deve ser dividida pelo mAs correspondente ($R = L_{\text{médio}} / \text{mAs}$), seleciona-se o valor máximo (R_1) e o valor mínimo (R_2) e calcula a linearidade L (%) com a seguinte equação:

$$R(\%) = 100 \cdot \frac{L_{\text{máx}} - L_{\text{mín}}}{(L_{\text{máx}} + L_{\text{mín}})/2} \quad (8)$$

O desvio da linearidade deve ser $\leq 20\%$.

9. Rendimento do tubo de raios-X.

O teste avalia o rendimento do tubo de raios-X, sua frequência mínima é anual e excepcionalmente após reparos. Para a realização desse teste foi utilizado o detector de estado sólido.

O detector foi colocado sobre a mesa, alinhada com o tubo de raios-X, e o campo de luz ajustado de forma a cobrir apenas a área sensível. Foi selecionado um valor de 80 kV, de 200 mA e tempo de 0,300 s, e a distância foco-detector foi de 1,0 m, realizou-se quatro exposições.

Para o cálculo do rendimento do tubo utiliza-se a seguinte equação:

$$R \text{ (mGy/mA min)} = \frac{0,876 \cdot \bar{L} \cdot f_{(p,t)} \cdot 0,01 \cdot 60}{I \cdot t} \quad (9)$$

Onde:

\bar{L} = média das leituras em mR.

$f_{(p,t)}$ = fator de correção para pressão e temperatura.

T = tempo de exposição em segundos.

I = corrente em mA.

Na interpretação do resultado final, se os valores de tensão e de corrente e a camada semi-redutora estiverem corretos, o valor encontrado para o rendimento (R) deve ser considerado como linha da base para os testes futuros.

10. Exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição.

Esse teste avalia a exatidão e a reprodutibilidade de exposição, sua frequência é anual ou após reparos. Para a realização desse teste foi utilizado detector de estado sólido.

O detector foi posicionado sobre a mesa, a técnica utilizada foi 70 kV, 200 mA e valor de tempo variando de 0,060 s a 0,500 s, foram feitos quatro exposições para cada valor de tempo. Calcula-se para cada série de medidas, o valor máximo ($t_{\text{máx}}$) e o valor mínimo ($t_{\text{mín}}$)

entre as leituras de tensão obtidas, e determinar para cada série de medida a reprodutibilidade utilizando a seguinte equação:

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

O valor de cada desvio da reprodutibilidade deve ser $\leq 10\%$.

Deve-se calcular também a média dos valores obtido, e para cada tempo selecionado o desvio percentual d (%) como segue na equação abaixo:

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

Onde:

t_{nom} = valor do tempo selecionado no equipamento.

O valor de cada exatidão deve estar dentro de $\pm 10\%$.

11. Contato tela-filme

Para esse teste foi utilizado o dispositivo para avaliar o contato entre o écran-filme. O dispositivo foi colocado sobre cada um dos chassis com filme, utilizou-se a distância foco-chassi de 1,0 m, e realizou-se uma exposição utilizando a técnica de 35 kV, 100 mA e 0,033 s, para cada chassi com o colimador aberto.

Na imagem revelada dos chassis, foram avaliadas suas condições de utilização de acordo com sua resolução da rede de metal na tela, e homogeneidade em toda a extensão do campo de radiação.

12. Alinhamento de grade.

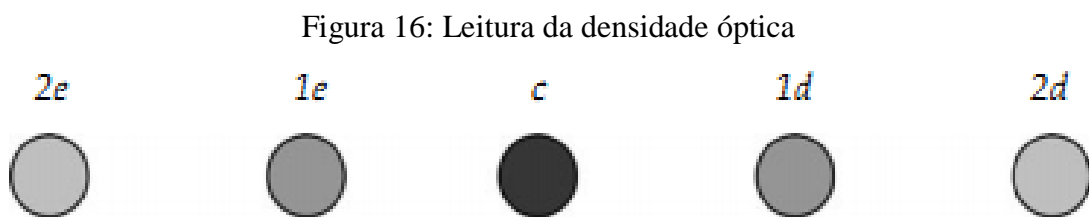
Esse teste determina a correta instalação da grade anti-espalhamento, verificando o seu alinhamento, a frequência mínima desse teste é semestral. Para a realização desse teste são utilizados os instrumentos: dispositivo para verificação do alinhamento de grade, trena, nível de bolha, filme, densitômetro.

O tubo de raios-X é centralizado em relação ao receptor de imagem, o tubo é colocado na distância da focalização da grade a ser testada, e o dispositivo de teste posicionado sobre a mesa, conforme recomendação do fabricante. O furo central do

dispositivo é centralizado com o campo luminoso, e o feixe colimado para obter um campo quadrado, pouco menor que o comprimento do dispositivo. Deve ser colocado blocos de chumbo sobre os demais furos, de modo que somente o furo central fique descoberto, seleciona-se uma técnica de acordo com os protocolos de medição e é feita a exposição.

Sem mexer o dispositivo, os blocos de chumbo são mudados cobrindo apenas o último furo de cada lado em relação ao centro, novamente é realizado uma exposição com a mesma técnica, e por fim é retirado o bloco de chumbo, e realizado mais uma exposição. Através do densitômetro verifica se os furos central possui densidade óptica entre 1 e 2.

Após as leituras das densidades ópticas, fazer as anotações no filme de acordo com a Figura 16, para análise da imagem.



Deve-se calcular as diferenças abaixo e anotar os resultados.

- $(C - 1e)$
- $(C - 2e)$
- $(C - 1d)$
- $(C - 2d)$

A grade é considerada alinhada quando:

- $(C - 1e) = (C - 1d)$
- $(C - 2e) = (C - 2d)$

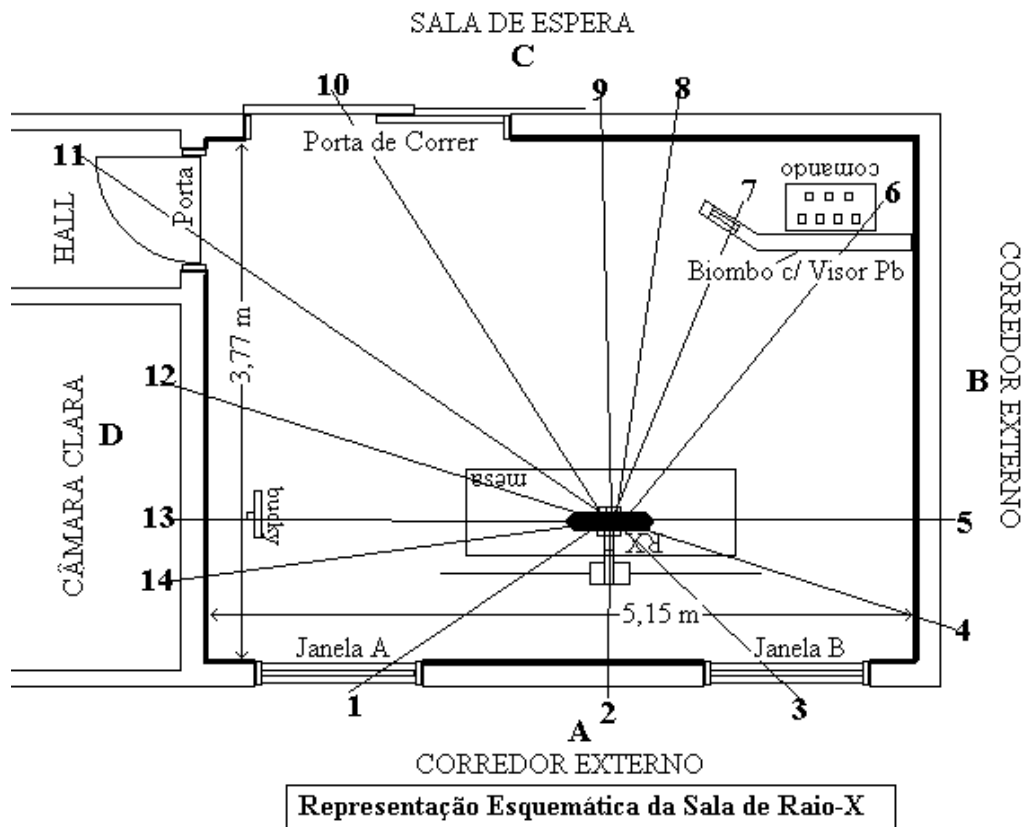
As diferenças de leituras das densidades devem ser menores que 10%.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

1. Levantamento Radiométrico;

A Figura 17 representa detalhadamente a sala de exame e suas áreas adjacentes (Croqui).

Figura 17: Croqui da sala de exame



A natureza e espessura dos materiais das paredes, portas, teto e piso, e revestimentos usados são:

- Paredes: As paredes divisórias da sala de exames são construídas de tijolos com 23,0 cm de espessura com revestimento reboco e barita (2,0 cm de espessura) interna e reboco externo.
- Piso: Cerâmica. Não há pavimento inferior.
- Teto: Laje. Não há pavimento superior.
- Portas: 1 porta de correr de madeira com 4,0 cm de espessura revestidas de folha de chumbo e 1 porta de madeira com 3,5 cm de espessura .
- Janelas: 2 Vitraux de vidro (1,0 m x 1,50 m) a 2,10 m de altura do piso.

Na Tabela 10 segue as medidas obtidas nos pontos de interesse. Sendo:

A = nível radiométrico - medidas em $\mu\text{Sv/h}$;

B = Incidência do Feixe Principal Sim (S) ou Não (N);

C = Tipo de Vizinhança - Trabalhador (T) ou Público (P);

D = Fator de Ocupação;

E = Carga de Uso - Medida em horas/semana;

F = Nível Radiométrico Semanal

Tabela 10: Medidas do nível radiométrico semanal dos pontos de interesse

Ponto	VIZINHANÇA	Leitura	A	B	C	D	D	E	F	
		mR / h	$\mu\text{Sv} / \text{h}$						mSv/sem.	
1	Janela A	Corredor Ext.	12,000	120,000	N	P	1/16	0,063	0,278	2,1000E-03
2	Parede A	Corredor Ext.	0,037	0,370	N	P	1/16	0,063	0,278	6,4750E-06
3	Janela B	Corredor Ext.	10,000	100,000	N	P	1/16	0,063	0,278	1,7500E-03
4	Parede B	Corredor Ext.	0,036	0,360	N	P	1/16	0,063	0,278	6,3000E-06
5	Parede B	Corredor Ext.	0,037	0,370	N	P	1/16	0,063	0,278	6,4750E-06
6	Biombo	Comando	0,040	0,400	N	T	1	1,000	0,278	1,1111E-04
7	Visor Pb	Comando	1,000	10,000	N	T	1	1,000	0,278	2,7778E-03
8	Parede C	Sala de Espera	0,037	0,370	N	P	1	1,000	0,278	1,0278E-04
9	Parede C	Sala de Espera	0,370	3,700	N	P	1	1,000	0,278	1,0278E-03
10	Porta A	Sala de Espera	0,041	0,410	N	P	1	1,000	0,278	1,1389E-04
11	Porta B	Hall	0,045	0,450	N	P	1/4	0,250	0,278	3,1250E-05

Nenhum ponto apresenta valor superior aos níveis de restrição de dose (0,10 mSv/semana – área controlada e 0,01 mSv/semana – área livre). Além disso, nenhum ponto apresenta valor de nível radiométrico anual superior aos limites máximos permissíveis (limite máximo permitido = 20 mSv/ano para trabalhador ou 1,0 mSv/ano para indivíduo do público). Portanto, não é necessário o uso de barreira de proteção adicional.

O levantamento radiométrico trás a segurança de que todas as barreiras estão protegendo todo o público, inclusive o profissional que ao realizar os exames fica localizado dentro da sala, atrás do biombo para se proteger da radiação.

2. Teste de fuga do cabeçote;

Esse teste mostra que a radiação de fuga do cabeçote está dentro do limite permitido, não ultrapassando o valor de 1,0 mGy/h a 1,0 m do ponto focal, a Tabela 11 mostra as leituras obtidas em cada ponto.

Tabela 11: Valores de exposição obtida em cada ponto da cúpula

LEITURAS										
PONTO	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
mR/h	13,0	16,0	17,0	19,0	21,0	19,0	21,0	17,0	15,0	22,0
mGy/h	0,130	0,160	0,170	0,190	0,210	0,190	0,210	0,170	0,150	0,220

É essencial a realização desse teste, pois é uma garantia que se tem, de que a blindagem do cabeçote dos raios-X barra o suficiente de radiação, verificando se há algum vazamento.

3. Avaliação do sistema de colimação e alinhamento do eixo central do feixe de raios-X;

No teste de sistema de colimação, a imagem conseguida na revelação do filme apresentou um campo de radiação retangular. As diferenças entre as bordas do campo de radiação e as bordas do campo luminoso foram: o lado esquerdo apresenta desvio de 0,75 cm (0,75 %), o lado direito desvio de 1,0 cm (1,0 %), lado inferior = 0,5 cm (0,5 %), lado superior = 0,75 cm (0,75 %), ou seja, estão dentro do padrão permitido.

No teste de alinhamento do eixo central do feixe de raios-X, a imagem da esfera do topo do cilindro projetou-se dentro do 1º círculo (Distância entre as imagens das esferas foi de 2,0 mm), representando uma inclinação < 1,5°.

A Figura 18 é a imagem obtida no teste de colimação e alinhamento do eixo central do feixe de raios X.

Figura 18: Teste de colimação e alinhamento do eixo central do feixe de raios-X



Nesse teste quando os campos não se coincidem, pode haver perda de informações nas imagens do exame, pois quando o profissional selecionar a região a ser avaliada no paciente haverá um desvio do mesmo mascarando possíveis diagnósticos, e quem acaba prejudicado é o próprio paciente. É importante também que o eixo central do feixe esteja perpendicular ao paciente, pois se houver uma inclinação vai ocorrer a distorção da imagem.

4. Ponto focal;

Conforme inspeção visual como segue na Figura 19, o menor grupo de pares de fendas resolvido é o grupo 6 (foco fino) e grupo 5 (foco grosso), o que, segundo a tabela do manual de instruções do dispositivo, implica que a dimensão maior do ponto focal efetivo respectivamente é de 1,0 mm e 1,2 mm. Essas dimensões analisadas com a tabela do manual da ANVISA mostram que suas dimensões máximas permitidas para o foco fino e foco grosso respectivamente é de 1,40 x 2,0 mm e 1,70 x 2,40 mm.

Figura 19: Teste de ponto focal



É importante sempre comparar os resultados atuais com os testes anteriores, para avaliar possíveis variações, pois quanto maior o ponto focal efetivo estiver do seu tamanho original, menor os detalhes de uma imagem. Então quanto menor o ponto focal melhor os detalhes da imagem.

5. Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo;

O teste de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo mostra que é necessário ajuste no seletor de tensão do equipamento de raios-X, pois não apresentaram valores de exatidão aceitáveis. Abaixo na Tabela 12 temos os resultados de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo.

É muito importante que as técnicas selecionadas no equipamento sejam as mais exatas e reprodutíveis possíveis, pois as variações das técnicas resultam em aumento ou diminuição da dose no paciente, interferindo inclusive na qualidade da imagem.

6. Medida da camada semi-redutora;

No teste de camada semi-redutora os valores obtidos estão dentro dos valores mínimos permitidos na referência da portaria MS/SVS 453/98 de 01/06/1998. A camada semi-redutora interfere muito na qualidade do feixe de radiação, e se os valores estiverem fora do permitido haverá a perda da qualidade da imagem, prejudicando no diagnóstico final. Abaixo a Tabela 12 com os valores de camada semi-redutora obtida.

Tabela 12: Resultados do teste de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo e medida da camada semi-redutora

Med.	Medidas de kV								Média	Desvio	D		Coef	
	kV	mA	s	1 ^a	2 ^a	3 ^a	4 ^a	KV			%	pad.	Var	Repr.
1	60,0	200,0	0,300	49,5	51,0	51,0	51,5	50,75	15,4	0,866	0,017	0,04	1,5	
2	66,0	200,0	0,060	54,5	55,5	56,0	56,5	55,63	15,7	0,854	0,015	0,04	1,7	
3	70,0	200,0	0,060	59,5	63,0	63,0	63,5	62,25	11,1	1,848	0,030	0,07	1,8	
4	76,0	200,0	0,300	68,0	69,0	70,0	70,5	69,38	8,7	1,109	0,016	0,04	1,9	
5	78,0	200,0	0,300	71,5	72,0	73,0	73,5	72,50	7,1	0,913	0,013	0,03	2,1	
6	80,0	200,0	0,300	74,5	76,0	78,5	79,0	77,00	3,8	2,121	0,028	0,06	2,2	

7. Dose de entrada na pele;

Os resultados comparados com os níveis de referência encontram-se dentro do permitido, isso é muito importante, pois obteve-se uma estimativa de dose de entrada na pele representativa em um exame prático e também pode-se avaliar se o paciente está recebendo além da dose permitida em um exame de raios-X. A Tabela 13 apresenta os valores das somáveis medidas e técnicas utilizadas em rotina e os resultados finais.

Tabela 13: Dose de entrada na pele

Med.	KVp	mA	s	Taxa de			Rend.	Rep.	D pad	Coef		
				Dose	Média	Kerma				Var	CV	
				[mGy/s]	[mGy]	mGy/mAs		%	σ			
1	78,0	200,0	0,400	5,86	2,480	0,031	1,860	1,61	0,0231	0,0093	Col.Lomb.AP	
2	80,0	200,0	0,500	6,79	3,498	0,035	2,099	1,14	0,0206	0,0059	Col.Lomb.P	
3	78,0	200,0	0,400	5,76	2,448	0,031	1,836	2,04	0,0206	0,0084	AbdômenAP	
4	70,0	200,0	0,200	3,70	0,787	0,020	1,181	1,40	0,0050	0,0063	Tórax PA	
5	80,0	200,0	0,200	9,69	0,209	0,005	0,313	3,83	0,0043	0,0208	Tórax LAT	
6	74,0	200,0	0,300	4,58	1,408	0,023	1,408	2,14	0,0150	0,0107	Crânio AP	
7	76,0	200,0	0,100	5,27	0,594	0,030	1,781	1,35	0,0034	0,0058	Crânio P.	

8. Reprodutibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar;

A taxa de kerma no ar é a transferência linear de energia por unidade de massa no tecido, os dados da Tabela 14 mostram que a reprodutibilidade foi satisfatória, e a linearidade,

ou seja, a capacidade dos valores medidos da taxa de kerma no ar serem reproduzidas em uma mesma condição teve um desvio de -5,45%, e também se encontra dentro do permitido.

Tabela 14: Dados da reprodutibilidade da taxa de kerma no ar

Med.	KVp	mA	s	Taxa de		Média	Kerma	Rend.	Rep.	D pad	Coef	
				Dose	CSR						Var	CV
				[mGy/s]	mmAl	[mGy]	mGy/mAs		%	σ		
1	70,0	200,0	0,060	4,38	1,7	0,278	0,023	1,389	3,24	0,0038	0,0136	
2	70,0	200,0	0,100	4,63	1,8	0,487	0,024	1,462	2,05	0,0043	0,0089	
3	70,0	200,0	0,200	4,59	1,8	0,976	0,024	1,463	0,92	0,0039	0,0040	
4	70,0	200,0	0,300	4,67	1,8	1,480	0,025	1,480	2,70	0,0183	0,0123	
5	70,0	200,0	0,400	4,67	1,8	1,955	0,024	1,466	2,56	0,0208	0,0106	
6	70,0	200,0	0,500	4,68	1,8	2,455	0,025	1,473	1,63	0,0191	0,0078	

9. Rendimento do tubo;

Esse teste compara a produção de raios-X em relação ao feixe total de elétrons que chega ao anodo. O valor encontrado para o rendimento pode ser considerado como linha base para os testes futuros. A Tabela 15 mostra o resultado do rendimento do tubo utilizando a técnica de 80 kV, aproveitando também outras técnicas para obter os valores de rendimento .

Tabela 15: Dados obtidos do rendimento do tubo

Med.	KVp	mA	s	Taxa de		Média	Kerma	Rend.	Rep.	D pad	Coef	
				Dose	CSR						Var	CV
				[mGy/s]	mmAl	[mGy]	mGy/mAs		%	σ		
1	60,0	200,0	0,300	2,04	1,5	0,622	0,010	0,622	1,77	0,0047	0,0075	
2	66,0	200,0	0,060	3,64	1,7	0,228	0,019	1,138	2,64	0,0026	0,0116	
3	70,0	200,0	0,060	4,50	1,8	0,281	0,023	1,406	2,49	0,0030	0,0106	
4	76,0	200,0	0,300	6,02	1,9	1,848	0,031	1,848	3,23	0,0287	0,0155	
5	78,0	200,0	0,300	7,95	2,0	2,450	0,041	2,450	2,86	0,0316	0,0129	
6	80,0	200,0	0,300	8,69	2,0	2,673	0,045	2,673	2,25	0,0275	0,0103	
7	70,0	100,0	0,300	3,16	2,0	1,020	0,034	2,040	4,88	0,0245	0,0240	
8	70,0	150,0	0,300	4,19	1,9	1,290	0,029	1,720	3,86	0,0216	0,0167	
9	70,0	300,0	0,300	4,63	1,8	1,453	0,016	0,968	2,74	0,0189	0,0130	

10. Exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição;

Tempo de exposição é o período em que o paciente fica exposto a radiação em um exame. O teste de exatidão avalia se o tempo que o paciente está exposto corresponde ao tempo selecionado no equipamento, e o teste de reprodutibilidade avalia a variação de tempo para cada exame realizado com o mesmo tempo e as mesmas condições. Os dados obtidos na Tabela abaixo encontram-se dentro do permitido.

Tabela 16: Dados da exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição, utilizando técnica de 70 kV

Med.	Corrente tempo		Leituras (Segundos)				Média segundos	D pad σ	Reprod CV	Exatidão d %
	mA	s	1 ^a	2 ^a	3 ^a	4 ^a				
1	200,0	0,060	0,062	0,062	0,063	0,063	0,063	0,0006	0,0092	-4,17
2	200,0	0,100	0,104	0,108	0,110	0,111	0,108	0,0031	0,0286	-8,25
3	200,0	0,200	0,211	0,211	0,216	0,218	0,214	0,0036	0,0166	-7,00
4	200,0	0,300	0,303	0,307	0,311	0,313	0,309	0,0044	0,0144	-2,83
5	200,0	0,400	0,412	0,416	0,419	0,420	0,417	0,0036	0,0086	-4,19
6	200,0	0,500	0,512	0,518	0,518	0,520	0,517	0,0035	0,0067	-3,40

O tempo em que o paciente está exposto a radiação é um dos fatores que interfere na dose de radiação recebida, pois quanto maior o tempo de exposição do paciente, maior será a dose. Por isso a importância de que o tempo selecionado seja o máximo possível reprodutível.

11. Contato tela-filme;

A imagem revelada dos chassis mostrou que eles estão em condições razoáveis de utilização, com boa resolução da rede de metal na tela e homogênea em toda a extensão do campo de radiação. Sendo que os chassis 3, 6, 8 e 10 apresentarão manchas possivelmente causadas por falta de manutenção nos mesmos. A tabela abaixo apresenta a relação dos chassis em que foi realizado o teste.

Tabela 17: Contato tela-filme

Chassi	Tamanho	Observações
1	13,0x18,0cm	Boa resolução
2	13,0x18,0cm	Boa resolução

(cont.)

(cont.)

3	13,0x18,0cm	Algumas manchas
4	18,0x24,0cm	Boa resolução
5	24,0x30,0cm	Boa resolução
7	30,0x40,0cm	Boa resolução
8	35,0x35,0cm	Algumas manchas
9	35,0x35,0cm	Boa resolução
10	15,0x40,0cm	Algumas manchas
11	15,0x40,0cm	Boa resolução

O aparecimento de manchas nas imagens prejudica na qualidade do exame, dificultando na visualização das estruturas de interesse do paciente, deixando a desejar em um possível diagnóstico.

5 CONCLUSÃO

Embora no teste de contato tela-filme, alguns chassis não terem sido aprovados e o teste de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo não ter sido satisfatório, é muito importante que esses testes continuem sendo realizados periodicamente, pois em um ano pode acontecer alguma alteração e se o mesmo for detectado com antecedência, evitará muitos acontecimentos desagradáveis como já citado no trabalho.

Todas as clínicas e hospitais devem conscientizar-se do quão importante é a implementação de um Programa de Garantia de Qualidade, levando em consideração a exposição do paciente e do profissional, e até mesmo o desperdício de materiais devido a um possível desalinhamento do equipamento. Ainda com toda fiscalização da vigilância, há muitas instituições que não se adaptaram a esse programa.

A realização periódica desses testes nos proporciona comparações, verificando alterações nos equipamentos podendo evitar paradas repentinas do equipamento de raios-X, adiantando uma possível manutenção para melhor atender o paciente.

REFERÊNCIAS

ANDREUCCI, R. **A radiologia industrial**. 6. ed. São Paulo: Abende, 2003.

ALMEIDA, A. L. L. et al. **Física dos raios X e técnicas radiográficas**. 2011. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação Tecnológica em Radiologia Médica)-Faculdade de Tecnologia da Amazônia, Belém, 2011.

BADIN, A. A. **Fonte de alimentação de um tubo de raios X para diagnósticos odontológicos**. 2004. 125f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2004.

BERLEZE, C. **Controle de qualidade no setor de radiologia convencional através da padronização dos procedimentos operacionais**. 2000. 93f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em tecnólogo em Radiologia) Ulbra, Canoas, 2000.

BONTRAGER, K. L.; LAMPIGNANO J.P. **Tratado de posicionamento radiográfico e anatomia associada**. 7. Ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.813p.

BRASÍLIA. (Estado). Decreto n.453, de 01 de junho de 1998. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. **Secretaria da Vigilância Sanitária (SVS) do Ministério da Saúde**. Brasília, 59 p., 01 jun. 1998.

BULLA, R. T. **Método de calibração de câmaras de ionização de placas paralelas para dosimetria de feixes de elétrons**. 2000. 147f. Dissertação (Mestre em Ciências em Engenharia Nuclear- Aplicações) Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. São Paulo, 1999.

BURIGO, R. B.; BURIGO, V. V. **Avaliação dos requisitos de proteção radiológica em clínica de radiodiagnóstico**.2007. 117f. Tese (pós-graduação) – Universidade do Extremo Sul Catarinense – Unesc, Criciúma, 2007.

CARVALHO et al. Aplicação da análise ergonômica do trabalho - AET Numa Ação Ergonômica de Melhoria do Processo Radiológico de um Hospital. In: ENCONTRO NACIONAL DE ENGENHARIA DE PRODUÇÃO, XXVII. 2007, Foz do Iguaçu. **Associação Brasileira de Engenharia de Produção**, 2007.p.1-11.

CURRY, T. S.; DOWDEY, J. E.; MURRY, R. C. **Christensen's Physics of Diagnostic Radiology**. 4. ed. Lea & Febiger. 1990. 522 p.

DAROS, K. A. C. **Detectores de radiação ionizante**. Universidade Federal de São Paulo. Disponível em: <<http://www.higieneocupacional.com.br/download/detectores-daros.pdf>>. Acesso em: 26 set. 2012.

EBISAWA, M. L. N.; MAGON, M. F. A.; MASCARENHAS, Y. M. Comparação dos laudos de controle de qualidade dos equipamentos radiológicos de Instituições de Saúde do Estado de São Paulo. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 21., 2000, 2002, 2004, Salvador. 2008. p.391-394.

ESPECTRO eletromagnético. Disponível em: <<http://www.if.ufrgs.br/oei/cgu/espec/intro.htm>>. Acesso em: 25 set. 2012.

FERNANDES, M. A. R.; KANEZAWA, J. S. Avaliação radiométrica de equipamento de raios-X na região de Araçatuba-SP. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE FÍSICA MÉDICA. XIV. São Paulo. **Anais**. 2009.

FRANCISCO, F. C. et al. Radiologia: 110 anos de história, Roentgen e a descoberta dos raios X. **Rev. Imagem**, v.4, n.27, p.281-286, nov. 2005.

KHAN, F. M. **The physics radiation therapy**. Philadelphia – USA: Lippincott Williams & Wilkens, 2003. 506p.

LACERDA, M. A. S.; SILVA, T. A.; OLIVEIRA, A. H. Influência da metodologia de avaliação da camada semi-redutora em radiologia diagnóstica. **Radiol. Bras.**, v.5, n.40, p.331-336, 2007.

LILLEY, J. **Nuclear Physics: principles and Applications**. Inglaterra: John Wiley & Sons, Ltd, 2001. 385p.

MARTINS, J. S.; BORCK, C. Desenvolvimento de procedimentos operacionais padrão e ferramentas de gerenciamento dos dados de controle de qualidade para equipamentos de raios X médicos e odontológicos, In: SALÃO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA, X., 2009. p.1103-1105.

MACEDO, H. A. S; RODRIGUES, V. M. C. P. Programa de controle de qualidade: a visão do técnico de radiologia. **Radiol. Bras.**, v.1, n.41, p.37-41, 2009.

MCKEEVER, S.W.S.; MOSCOVITCH, M.; TOWNSEND, P. D. **Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses**. England: Nuclear Technology, 1995.

MEDEIROS, R. F. et al. Exposição a radiação ionizante na sala de hemodinâmica. **Rev. Bras. Cardiol Invasiva**. v.3, n.18, p. 316-320, 2010.

NAVARRO, M. et al. **Qualidade em radiodiagnóstico médico e odontológico: a importância da portaria ms 453/98**. Disponível em: <<http://www.cefetba.br/comunicacao/etc/etc2a8.htm>>. Acesso em: 01 Dez.2011.

NERISSIAN, D. Y. **Determinação das dimensões do ponto focal de tubos de raios X utilizando um sensor CCD e o método das funções de transferências**. 2004. 152f. Tese (Doutorado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear- Aplicações) Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. São Paulo, 2004.

ROS, R. A. **Metodologia de controle de qualidade de equipamentos de raios X (nível diagnóstico) usados em calibração de instrumentos**. 2000.98f. Dissertação (Mestre em Ciências em Engenharia Nuclear- Aplicações) Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. São Paulo, 2000.

ROS, R. A.; CALDAS, L. V. E. Controle de qualidade em medidores de tensão não invasivos em equipamentos de raios X, nível diagnóstico. **Radiol. Bras.**, v.2, n.34, p.89-94, 2001.

SÃO PAULO. (Estado). Resolução SS-625, de 14 de dezembro de 1994. Aprova 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 de São Paulo**, São Paulo, 24p. 14 dez. 1994. Seção 1.

SCAFF, L. A. M. **Física da radioterapia: a base analógica de uma era digital**; São Paulo: Projeto Saber, 2010.

SILVA, M. A. **Dosimetria biológica em proteção radiológica: elaboração de curvas dose-resposta para ^{60}Co e ^{137}Cs** . 1992. 101f. Dissertação (Mestre em Ciências em Tecnologia Nuclear) Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. São Paulo, 1997.

SILVA, R. C. **Desenvolvimento e implementação de uma metodologia de análise de programa de garantia de qualidade em serviços de radiodiagnóstico**. 2008. 160f. Dissertação (Mestre em Ciências em Engenharia Nuclear) Universidade Federal do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro, 2008.

SOUZA, J. F. **Controle de qualidade em raios-X convencional**, 2008, 54f. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharel em Física Médica) Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho". Botucatu. 2008.

SPRAWLS, P. Jr. **Physical principles of medical imaging**. 2. ed. Gaithersburg: Aspen Publishers, 1993.

WOLBARST, A. B. **Physics of radiology**. Norwalk: Appleton & Lange, 1993.

ANEXO 1

RELATÓRIO TÉCNICO Nº = 5679/12-RXM**RADIOLOGIA MÉDICA****1 - LEVANTAMENTO RADIOMÉTRICO.**

(Vencimento: 26 de Outubro de 2016).

2 - TESTE DE FUGA.

(Vencimento: 26 de Outubro de 2016).

3 - PLANO DE RADIOPROTEÇÃO.**4 - PROGRAMA DE GARANTIA DE QUALIDADE.**

(Vencimento: 26 de Outubro de 2013).

Equipamento: Aparelho de Raios X para Exames de Radiodiagnóstico Médico.

Fabricante: SALGADO E HERMANN.

Modelo: SH 300 DS.

Proprietário: **HOSPITAL SANTA TEREZINHA E MATERNIDADE ERCÍLIA PIERONI.**

CNPJ: **50.157.494/0001-90.**

Responsável: **Dra. Valéria Aparecida Padua Fleuri.**

Médica – CRM/SP nº.: 83267.

Endereço: Praça São Roque, 48.

Centro – Itatinga – SP.

Fone: (14) 3848-1539 / 3848-1325.

CEP: 18690-000.

e-mail: hstitatinga@ig.com.br

Data da Perícia: 26 de Outubro de 2012.

NUCLEATA - Radiometria Ltda - ME
Rua Oscar Rodrigues Alves, 720 – Vila Mendonça.
Araçatuba – SP – CEP: 16015-030
Fone/Fax: (18) 3624-3513 / 3608-2532
Site: www.cetea.com.br/nucleata – email: nucleata@cetea.com.br

1) Objetivo:

O objetivo desta perícia é proporcionar requisitos de radioproteção e segurança, no sentido de garantir o controle dos níveis de exposição de pessoas do público e trabalhadores, às radiações ionizantes, especificados por lei: Portaria CVS/EXP-2, de 20/01/94, Resolução SS625 de 14/12/94, CV3 de 02/06/97 - Secretaria da Saúde do Estado de São Paulo; Portaria 453 de 01/06/98 da Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde e Resolução-RE nº: 64 de 04/04/03 da ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária.

2) Especificação do Equipamento:

2.a) Características Gerais :

Tipo: Aparelho de Raios-X para exames de **radiodiagnóstico médico**.

Marca: SALGADO E HERMANN

Modelo: SH 300 DS.

Série: 0.14 – Número: 925

Voltagem: 220 V.

Kilovoltagem máxima do tubo: 130 kVp.

Corrente máxima no tubo: 300,0 mA.

Tempo máximo de exposição: 5,00 s.

2.b) Composição:

Comando analógico, transformador, mesa de exames com bucky horizontal, coluna porta tubo, suporte de ampola de raios X de comprimento variável, bucky vertical, ampola de raios X e colimador.

2.c) Técnicas Radiográficas:

As técnicas radiográficas empregadas dependem da região anatômica a ser radiografada, algumas das técnicas mais utilizadas estão ilustradas abaixo.

Localização	Tensão KVp	Corrente mA	Tempo s
Coluna Lombar AP	78,0	200,0	0,400
Coluna Lombar LAT	80,0	200,0	0,500
Abdômen AP	78,0	200,0	0,400
Tórax PA	70,0	200,0	0,200
Tórax LAT	80,0	200,0	0,200
Crânio AP	55,0	200,0	0,200
Crânio LAT	74,0	200,0	0,300
Mão	76,0	200,0	0,100

2.d) Número de pacientes atendidos (carga de trabalho):

São realizados, em média, cerca de 200 exames por semana.

Considerando a corrente máxima (300,0 mA) do aparelho e o tempo de exposição máximo (5,00 s) em termos de tempo de exposição (E) por semana , tem-se:

Número de Exames/semana =	200
Corrente Máxima (mA) =	300,0
Tempo de Exposição Máximo (s) =	5,00
E =	0,2778 horas / semana
W =	5000,00 mA.min/sem

3) Levantamento Radiométrico:

3.a) Instrumento utilizado:

Utilizado uma Câmara de Ionização (Ion Chamber Survey Meter), marca RADCAL CORPORATION, modelo 20x6-180, número de série: 31110; e um eletrômetro, marca RADCAL CORPORATION, modelo 2026C RADIATION MONITOR, número de série: 26-0838; calibrado em 17/09/2012 no IPEN – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares; Certificado de calibração nº: 0375/2012.

3.b) Condições de Leitura:

As leituras foram realizadas com a maior energia mais comumente utilizada nos exames (80 kV), corrente de 200,0 mA e 0,500 s, que representa uma técnica radiográfica de maior exposição de radiação dentre os exames mais utilizados.

O feixe de raios-X foi diretamente apontado para a mesa com um fantom de água (medida de feixe espalhado), com campo de abertura máximo e distância focal de 1,0 m em relação à mesa.

As medidas foram efetuadas a 1m em relação ao piso interno da sala e afastada de 10 cm das barreiras. Os valores apresentados na tabela representam a média de três leituras consecutivas sobre pontos de medidas de níveis radiométricos uniformemente distribuídos sobre a barreira testada.

3.c) Representação da Sala de Exames, e medidas nos pontos de interesse:

Ponto	VIZINHANÇA	Leitura	A	B	C	D	D	E	F	
		mR / h	$\mu\text{Sv} / \text{h}$						mSv/sem.	
1	Janela A	Corredor Ext.	12,000	120,000	N	P	1/16	0,063	0,278	2,1000E-03
2	Parede A	Corredor Ext.	0,037	0,370	N	P	1/16	0,063	0,278	6,4750E-06
3	Janela B	Corredor Ext.	10,000	100,000	N	P	1/16	0,063	0,278	1,7500E-03
4	Parede B	Corredor Ext.	0,036	0,360	N	P	1/16	0,063	0,278	6,3000E-06
5	Parede B	Corredor Ext.	0,037	0,370	N	P	1/16	0,063	0,278	6,4750E-06
6	Biombo	Comando	0,040	0,400	N	T	1	1,000	0,278	1,1111E-04
7	Visor Pb	Comando	1,000	10,000	N	T	1	1,000	0,278	2,7778E-03
8	Parede C	Sala de Espera	0,037	0,370	N	P	1	1,000	0,278	1,0278E-04
9	Parede C	Sala de Espera	0,370	3,700	N	P	1	1,000	0,278	1,0278E-03
10	Porta A	Sala de Espera	0,041	0,410	N	P	1	1,000	0,278	1,1389E-04
11	Porta B	Hall	0,045	0,450	N	P	1/4	0,250	0,278	3,1250E-05

A = Nível Radiométrico - medidas em $\mu\text{Sv}/\text{h}$.

B = Incidência do Feixe Principal - Sim ou Não.

C = Tipo de Vizinhança - Trabalhador (T) ou Público (P).

D = Fator de Ocupação:

Total (1) - residências, consultórios, câmara escura, sanitários, etc.

Parcial (1/4) - corredores, estacionamentos, etc.

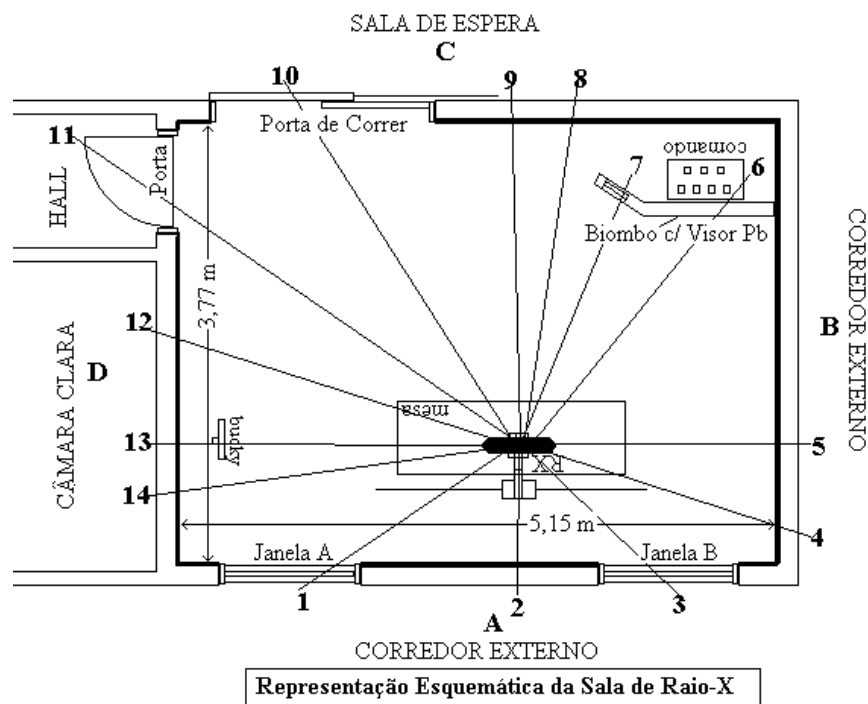
Eventual (1/16) - escadas, elevadores, ruas, etc.

E = Carga de Uso - Medida em horas/semana.

F = Nível Radiométrico Semanal - Medida em (mSv/semana) e obtido com a multiplicação do nível radiométrico (A) pelo fator de ocupação (D) e pela carga de trabalho (E) e dividindo-se resultado por mil. $\{F = (A \times D \times E) / 1000\}$.

Nenhum ponto apresenta valor de **F** superior aos Níveis de Restrição de Dose (0,10 mSv/semana – área controlada e 0,01 mSv/semana – área livre). Além disso, nenhum ponto apresenta valor de F superior aos Limites Máximos Permissíveis (LMP = 20 mSv/ano para trabalhador ou 1,0 mSv/ano para indivíduo do público). Portanto, não é necessário o uso de barreira de proteção adicional.

Croqui da sala de exames:



3.d) Natureza e espessura dos materiais das paredes, portas, teto e piso, e revestimentos usados :

Paredes: As paredes divisórias da sala de exames são construídas de tijolos com 23,0 cm de espessura com revestimento reboco e barita (2,0 cm de espessura) interna e reboco externo.

Piso: Cerâmica. Não há pavimento inferior.

Teto: Laje. Não há pavimento superior.

Portas: 1 porta de correr de madeira com 4,0 cm de espessura revestidas de folha de chumbo.

1 porta de madeira com 3,5 cm de espessura

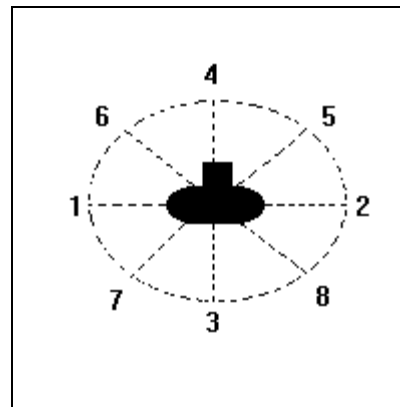
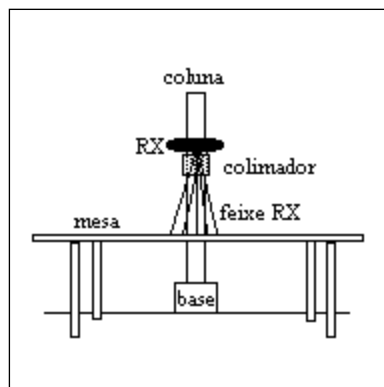
Janelas: 2 Vitraux de vidro (1,0 m x 1,50 m) a 2,10 m de altura do piso.

4) Teste de Fuga do Cabeçote:

Utilizado uma Câmara de Ionização (Ion Chamber Survey Meter), marca RADCAL CORPORATION, modelo 20x6-180, número de série: 31110; e um eletrômetro, marca RADCAL CORPORATION, modelo 2026C RADIATION MONITOR, número de série: 26-0838; calibrado em 17/09/2012 no IPEN – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares; Certificado de calibração n°: 0375/2012.

A distância do foco aos pontos de medidas foi de 1 metro. Medidas realizadas, com 80 kVp, 200,0 mA e 0,500 s.

As medidas foram obtidas com o colimador fechado e blindagem adicional na saída do feixe primário com uma placa de 4,0 mm de chumbo.



	L E I T U R A S									
PONTO	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
mR/h	13,0	16,0	17,0	19,0	21,0	19,0	21,0	17,0	15,0	22,0
mGy/h	0,130	0,160	0,170	0,190	0,210	0,190	0,210	0,170	0,150	0,220

PLANO DE RADIOPROTEÇÃO – RADIOLOGIA MÉDICA

O Plano de Radioproteção de um Serviço de Radiologia Médica deverá conter:

a) croquis da sala de exames em escala 1:50 com a localização de portas, janelas, mobiliário e equipamentos de raios X e com identificação das vizinhanças laterais, superior e inferior;

Ver ítem 3.c deste relatório.

b) croquis do veículo para o caso de unidades móveis.

Não se aplica a este equipamento.

c) descrição do tipo de ocupação das seis ou mais vizinhanças da sala;

Ver ítem 3.c deste relatório.

d) descrição técnica da natureza e espessura dos materiais usados nas paredes, piso, teto, portas e janelas, bem como dos revestimentos usados;

Ver ítem 3.d deste relatório.

e) descrição técnica dos equipamentos de raios X: tensão e corrente elétrica máximas, filtros, colimadores e disparadores;

Ver ítem 2.a deste relatório.

f) descrição do dispositivo de segurança que interrompe o feixe quando se abre a porta, para unidades fixas e serviços de hemodinâmica; Na porta de entrada da sala de exame não há dispositivo de segurança que interrompa a emissão de radiação quando da abertura da porta.

g) descrição técnica dos equipamentos de proteção individual: aventais, luvas, protetores e biombos plumbíferos;

4 – Aventais de chumbo. 1 – Protetor de Tireóide

h) descrição sumária das técnicas de exames mais frequentes e previsão do número mensal de exames;

Ver ítems 2.c e 2.d deste relatório.

- i) lista dos trabalhadores, ocupacionalmente expostos, com suas funções, qualificações e treinamentos especificados;

Nome	Função	Treinamentos Específicos
Dra. Valéria Aparecida Padua Fleuri	Médica	CRM/SP n.º: 83.267.
Cristiane Aparecida de Souza	Médico Radiologista	CRTR n.º: 2079T
Guilherme Bolane Zapparoli	Técnico em Radiologia	CRTR n.º: 10626T
Fernando Cesar dos Santos	Técnico em Radiologia	CRTR n.º: 17325T
Júlio Cesar Bertola	Técnico em Radiologia	CRTR n.º: 26197T

- j) cópia das instruções a serem fornecidas por escrito aos trabalhadores ocupacionalmente expostos, visando à execução das atividades em condições de segurança;

Ver Anexo A.

- l) resultados de levantamento radiométrico, como descrito nessa Norma Técnica;

Ver item 3.c deste relatório.

- m) resultados das medidas de radiação de fuga ou vazamento, como descrito nesta Norma Técnica.

Ver item 4 deste relatório.

ANEXO A

Cópia das instruções a serem fornecidas por escrito aos trabalhadores ocupacionalmente expostos, visando à execução das atividades em condições de segurança:

Todo trabalhador ocupacionalmente exposto deve ter em mente que as três formas mais eficientes de proteção aos efeitos determinísticos e estocásticos provocados pela exposição à radiação ionizante são: DISTÂNCIA - TEMPO - BARREIRA. Desta forma, deve-se, quando da realização de um exame de raios X, posicionar-se a uma distância quanto maior possível do tubo de raios X, durante o menor tempo possível e utilizar-se de barreiras protetoras quando possível.

Equipamentos radiográficos podem ser utilizados somente sob a direção e supervisão do médico responsável que possui adequado treinamento em proteção radiológica e em técnicas radiográficas. É responsabilidade do médico de garantir que todos os membros da equipe envolvidos em atividades com radiação ionizante (procedimentos radiográficos) recebam instruções sobre os riscos radiológicos ao seu trabalho e treinamento em medidas de proteção radiológica apropriadas.

Todo equipamento de raios X deve ser mantido em condições adequadas de funcionamento e ser submetido a verificações de desempenho regularmente. Atenção particular deve ser dada para equipamentos antigos. Qualquer deterioração na qualidade das radiografias deve ser imediatamente investigada e o problema corrigido.

Para segurança contra choques elétricos e proteção dos componentes eletrônicos, todos os componentes do aparelho de raios X deverão estar aterrados.

Todas as medidas de proteção radiológica relativas ao paciente, aos profissionais e ao público e de controle de qualidade devem ser observadas.

Proteção do operador e da equipe:

O operador ou qualquer membro da equipe não devem ficar na direção do feixe primário nem segurar o cabeçote ou o localizador durante as exposições.

Nenhum elemento da equipe deve segurar o filme durante a exposição.

O operador deve ficar atrás de uma barreira protetora com uma espessura de, pelo menos, 0,5 mm equivalente de chumbo.

Caso seja necessária a presença de pessoas para assistir uma criança ou um paciente debilitado, elas devem evitar localizar-se na direção do feixe direto e estar usando avental plumbífero.

No caso das fluoroscopias, o nível de radiação pode ser significativamente alto, particularmente no caso de radiologia intervencionista, onde a equipe fica próxima ao paciente e ao tubo de raios-X, nestes casos equipamentos de proteção individuais (EPI's) especiais devem ser usados.

Devem ser feitos registros sobre as doses recebidas pelos profissionais. Dosímetros (monitores) pessoais devem ser usados continuamente por todo o pessoal envolvido com as exposições. Os dosímetros devem ser utilizados no tronco. A troca dos dosímetros deve ser feita mensalmente. Se as doses registradas forem inferiores ao nível de registro durante o primeiro ano, então o intervalo de troca dos dosímetros poderá ser aumentado. Em caso de mulheres grávidas, o monitor deve ser utilizado sobre o abdômen e trocado mensalmente.

O IRD/CNEN (Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear) recomenda a utilização do dosímetro sob o avental plumbífero, de modo que a dose anual possa ser contabilizada a partir dos resultados da monitoração mensal.

Em casos onde as extremidades ou porções da pele podem receber doses significativas, recomenda-se o uso complementar de um ou mais dosímetros. Quando a dose no cristalino for significativa, em relação ao limite determinístico (150 mSv/ano), a avaliação pode ser feita através de um dosímetro colocado na testa. As doses estimadas desta forma poderão indicar a necessidade de novas medidas de proteção (por exemplo, protetores especiais para os olhos), e ou modificar as práticas de trabalho.

O objetivo principal da monitoração é certificar que as exposições dos trabalhadores estão sendo mantidas baixas, além de garantir que as restrições de dose não sejam ultrapassadas.

Apenas pessoas cuja presença seja essencial ao exame radiográfico devem permanecer na sala de exame durante as exposições.

Uma sala de raios X não deve ser utilizada simultaneamente para mais que um exame radiológico.

O processamento do filme deve ser realizado com bastante atenção, garantindo total qualidade em todas as etapas e na câmara escura. Preferem-se filmes mais rápidos (velocidade E) em conformidade com a qualidade da imagem a se obter e seguindo as recomendações do fabricante.

Nunca se deve usar de tempos maiores de exposição para reduzir o tempo de revelação.

Proteção ao paciente:

Todas as radiografias devem ser clinicamente justificadas e as doses mantidas tão baixas quanto razoavelmente exequível, de acordo com os requisitos apresentados nas Diretrizes Básicas da CNEN.

As radiografias devem fornecer a maior quantidade de informação diagnóstica possível. Repetir exposições por causa de técnica inadequada ou processamento incorreto é indesculpável.

Cuidados adicionais devem ser tomados com mulheres que estão ou podem estar grávidas, evitando-se o quanto possível às exposições no abdômen.

O feixe deve ser limitado ao mínimo necessário para cobrir a área em exame, os órgãos que não interessam ao estudo e que por ventura estejam sendo atingidos pelo campo de radiação devem ser colimados.

As gônadas devem ser blindadas quando estiverem dentro do feixe primário ou a menos de 5 cm do mesmo, sempre que essa blindagem não exclua ou prejudique informações diagnósticas importantes.

O resultado para cada exame deve ser avaliado antes da realização do próximo exame, evitando-se, assim, exames desnecessários.

Proteção do público:

O feixe útil não deve ser direcionado para portas ou janelas ou piso de madeira atrás dos quais possam estar pessoas. O feixe deve ser restrito a certas direções e, nestas localizações, deve existir material absorvedor com espessura adequada (tijolo, concreto ou chumbo - biombo de 50x50cm revestido com 1,0 mm de chumbo), de modo a proteger as pessoas trabalhando ou morando nas áreas adjacentes.

O acesso à sala onde exista aparelho de raios X deve ser limitado durante os procedimentos radiográficos.

“Nos serviços especializados em radiologia odontológica, deve existir sinalização na(s) entrada(s), com a indicação “RAIOS-X” - ENTRADA RESTRITA”.

PROGRAMA DE GARANTIA DE QUALIDADE

Objetivo:

O Programa de Garantia de Qualidade em radiologia médica visa à obtenção de imagens de boa qualidade que permitam diagnóstico correto, com redução da dose ao paciente e diminuição do custo, devido principalmente à repetição de exames.

O Programa de Garantia de Qualidade em radiologia médica deverá compreender a execução do controle de qualidade dos equipamentos de raios-X e do controle de procedimentos.

Testes de Controle de Qualidade.

Equipamentos utilizados:

- 1 - Detector ThinX RAD, fabricado pela Unfors, número de série 30000992, certificado de calibração nº: 30000992 – 100330 de 30/03/2010.
- 2 - Cronômetro de Raios-X, fabricado pela M.R.A. Indústria de Equipamentos 2 - Eletrônicos Ltda, modelo MRA CQ-03, número de série 03-132; certificado de calibração emitido pelo IEE – Instituto de Eletrotécnica e Energia nº: 59208 de 30/06/05.
- 3 - DIGIT kVp METER III, marca VICTOREEN, modelo 07-494, número de série 409, calibrado em 12/08/2005, certificado nº: 59476 emitido pelo IEE – Instituto de Eletrotécnica e Energia.
- 4 - Câmara de Ionização marca RADCAL CORPORATION, modelo 20x6-6; número de série: 30899. Calibração em 17/09/2012 no IPEN – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares; Certificado de Calibração nº: 0376/2012;
- 5 - Câmara de Ionização marca RADCAL CORPORATION, modelo 20x6-180, número de série: 31110. Calibração em 17/09/2012 no IPEN – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares; Certificado de calibração nº:0375/2012.
- 6 - Eletrômetro, marca RADCAL CORPORATION, modelo 2026C RADIATION MONITOR, número de série: 26-0838; calibrado em 17/09/2012 no IPEN – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares; Certificado de Calibração nº: 0375/2012.
- 7 - Kit de placas de alumínio (ALUMINUM SET), marca VICTOREEN, modelo 07-430.

- 8 - Dispositivo para teste de alinhamento de feixe CQ-09 fabricado pela M.R.A. Indústria de Equipamentos Eletrônicos Ltda.
- 9 - Dispositivo para teste de colimador CQ-12 fabricado pela M.R.A. Indústria de Equipamentos Eletrônicos Ltda.
- 10 - Dispositivo para medir Ponto Focal CQ-06 fabricado pela M.R.A. Indústria de Equipamentos Eletrônicos Ltda.
- 11 - Dispositivo para avaliar o contato entre o écran-filme CQ-10 fabricado pela M.R.A. Indústria de Equipamentos Eletrônicos Ltda.

1) Sistema de Colimação e Alinhamento do Eixo Central do Feixe de Raios X:

Os dispositivos CQ-12 e CQ-09 foram colocados sobre um chassi com filme e écran, foi realizado uma exposição com 42 kV, 0,06 s. A distância do foco ao filme foi fixada em 100,0 cm.

Sistema de Colimação:

A imagem conseguida na revelação do filme apresentou um campo de radiação retangular. As diferenças entre as bordas do campo de radiação e as bordas do campo luminoso foram: o lado esquerdo apresenta desvio de 0,75 cm (0,75 %), o lado direito desvio de 1,0 cm (1,0 %), lado inferior = 0,5 cm (0,5 %), lado superior = 0,75 cm (0,75 %).

Alinhamento do Eixo Central do Feixe de Raios X:

A imagem da esfera do topo do cilindro projetou-se dentro do 1º círculo (Distância entre as imagens das esferas foi de 2,0 mm), representando uma inclinação $< 1,5^\circ$.

2) Exatidão e Reprodutibilidade da Tensão do Tubo e Medida da Camada Semi-Redutora:

Med.	Medidas de kV							Média	Desvio	D pad.	Coef		Repr.	CSR
	kV	mA	s	1 ^a	2 ^a	3 ^a	4 ^a				KV	%		
1	60,0	200,0	0,300	49,5	51,0	51,0	51,5	50,75	15,4	0,866	0,017	0,04	1,5	
2	66,0	200,0	0,060	54,5	55,5	56,0	56,5	55,63	15,7	0,854	0,015	0,04	1,7	
3	70,0	200,0	0,060	59,5	63,0	63,0	63,5	62,25	11,1	1,848	0,030	0,07	1,8	
4	76,0	200,0	0,300	68,0	69,0	70,0	70,5	69,38	8,7	1,109	0,016	0,04	1,9	
5	78,0	200,0	0,300	71,5	72,0	73,0	73,5	72,50	7,1	0,913	0,013	0,03	2,1	
6	80,0	200,0	0,300	74,5	76,0	78,5	79,0	77,00	3,8	2,121	0,028	0,06	2,2	

3) Exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição: Técnica: 70 KVp

Med.	Corrente	tempo	Leituras (Segundos)				Média	D pad	Reprod	Exatidão
			1 ^a	2 ^a	3 ^a	4 ^a				
1	200,0	0,060	0,062	0,062	0,063	0,063	0,0006	0,0092	-4,17	
2	200,0	0,100	0,104	0,108	0,110	0,111	0,0031	0,0286	-8,25	
3	200,0	0,200	0,211	0,211	0,216	0,218	0,0036	0,0166	-7,00	
4	200,0	0,300	0,303	0,307	0,311	0,313	0,0044	0,0144	-2,83	
5	200,0	0,400	0,412	0,416	0,419	0,420	0,0036	0,0086	-4,19	
6	200,0	0,500	0,512	0,518	0,518	0,520	0,0035	0,0067	-3,40	

4) Reprodutibilidade e Linearidade da Taxa de Kerma no Ar / Dose de Entrada na Pele/ Rendimento do Tubo de Raios-X:

Med.	KVp	mA	s	Taxa de			Coef					
				Dose [mGy/s]	CSR mmAl	Média [mGy]	Ker.	Rend.	Rep. %	D pad σ	Var CV	
1	60,0	200,0	0,300	2,04	1,5	0,622	0,010	0,622	1,77	0,0047	0,0075	
2	66,0	200,0	0,060	3,64	1,7	0,228	0,019	1,138	2,64	0,0026	0,0116	
3	70,0	200,0	0,060	4,50	1,8	0,281	0,023	1,406	2,49	0,0030	0,0106	
4	76,0	200,0	0,300	6,02	1,9	1,848	0,031	1,848	3,23	0,0287	0,0155	
5	78,0	200,0	0,300	7,95	2,0	2,450	0,041	2,450	2,86	0,0316	0,0129	
6	80,0	200,0	0,300	8,69	2,0	2,673	0,045	2,673	2,25	0,0275	0,0103	
7	70,0	100,0	0,300	3,16	2,0	1,020	0,034	2,040	4,88	0,0245	0,0240	
8	70,0	150,0	0,300	4,19	1,9	1,290	0,029	1,720	3,86	0,0216	0,0167	
9	70,0	300,0	0,300	4,63	1,8	1,453	0,016	0,968	2,74	0,0189	0,0130	
10	70,0	200,0	0,060	4,38	1,7	0,278	0,023	1,389	3,24	0,0038	0,0136	
11	70,0	200,0	0,100	4,63	1,8	0,487	0,024	1,462	2,05	0,0043	0,0089	
12	70,0	200,0	0,200	4,59	1,8	0,976	0,024	1,463	0,92	0,0039	0,0040	
13	70,0	200,0	0,300	4,67	1,8	1,480	0,025	1,480	2,70	0,0183	0,0123	
14	70,0	200,0	0,400	4,67	1,8	1,955	0,024	1,466	2,56	0,0208	0,0106	
15	70,0	200,0	0,500	4,68	1,8	2,455	0,025	1,473	1,63	0,0191	0,0078	
1	78,0	200,0	0,400	5,86	2,1	2,480	0,031	1,860	1,61	0,0231	0,0093	Col.Lomb.AP
2	80,0	200,0	0,500	6,79	2,2	3,498	0,035	2,099	1,14	0,0206	0,0059	Col.Lomb.P
3	78,0	200,0	0,400	5,76	2,1	2,448	0,031	1,836	2,04	0,0206	0,0084	AbdômenAP
4	70,0	200,0	0,200	3,70	1,8	0,787	0,020	1,181	1,40	0,0050	0,0063	Tórax PA
5	80,0	200,0	0,200	9,69	2,2	0,209	0,005	0,313	3,83	0,0043	0,0208	Tórax LAT
6	74,0	200,0	0,300	4,58	2,0	1,408	0,023	1,408	2,14	0,0150	0,0107	Crânio AP
7	76,0	200,0	0,100	5,27	2,0	0,594	0,030	1,781	1,35	0,0034	0,0058	Crânio P.

Dose = média de 4 medidas consecutivas / Kerma= mGy/mAs / Rep = Reprodutibilidade (%)

Rend = Rendimento [mGy/mA.min] / Desvio de Linearidade = **-5,45 %**

5) Ponto Focal:

O dispositivo foi colocado sobre um chassi de filme sem écran, a distância do foco ao filme (DFF) foi de 61,3 cm, fez-se uma exposição com 80 kV 100,0 mA e 0,100 segundo (foco fino) e uma exposição com 80 KV, 100 mA e 0,100 segundos (foco grosso).

Conforme inspeção visual, o menor grupo de pares de fendas resolvido é o grupo 6 (foco fino) e grupo 5 (foco grosso), o que, segundo a tabela no manual de instruções do dispositivo, implica que a dimensão maior do ponto focal efetivo respectivamente é de 1,0 mm e 1,2 mm.

6) Contato Tela-Filme:

Utilizado o dispositivo para avaliar o contato entre o écran-filme CQ-10 fabricado pela M.R.A. Indústria de Equipamentos Eletrônicos Ltda.

O dispositivo foi colocado sobre cada um dos chassis com filme, utilizou-se a distância foco-chassi de 1,0 m, e fez-se uma exposição, para cada chassi com o colimador aberto, utilizando a técnica de 35 kV, 100 mA e 0,033 s.

Chassi	Tamanho	Observações	Chassi	Tamanho	Observações
1	13,0x18,0cm	Boa resolução	7	30,0x40,0cm	Boa resolução
2	13,0x18,0cm	Boa resolução	8	35,0x35,0cm	Algumas manchas
3	13,0x18,0cm	Algumas manchas	9	35,0x35,0cm	Boa resolução
4	18,0x24,0cm	Boa resolução	10	15,0x40,0cm	Algumas manchas
5	24,0x30,0cm	Boa resolução	11	15,0x40,0cm	Boa resolução
6	24,0x30,0cm	Algumas manchas	--	---	----

A imagem revelada dos chassis mostrou que eles estão em condições razoáveis de utilização com boa resolução da rede de metal na tela e homogênea em toda a extensão do campo de radiação. Sendo que os chassis 3, 6, 8 e 10 apresentarão manchas possivelmente causadas por falta de manutenção nos mesmos.

Controle de Procedimentos:

Os testes para controle de procedimentos deverão ser realizados pelo responsável do serviço. Os parâmetros mínimos a serem analisados são os seguintes:

- a) controle da qualidade do sistema de revelação;

- b) análise do índice de rejeição de radiografias;
- c) grau de escurecimento da sala (para fluoroscopia);
- d) teste de integridade dos acessórios plumbíferos (aventais e outros);
- e) conferência dos livros de registros.

Verificação da transmissão pelos acessórios plumbíferos:

Utilizado uma Câmara de Ionização (Ion Chamber Survey Meter), marca RADCAL CORPORATION, modelo 20x6-180, número de série: 31110; e um eletrômetro, marca RADCAL CORPORATION, modelo 2026C RADIATION MONITOR, número de série: 26-0838; calibrado em 17/09/2012 no IPEN – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares; Certificado de calibração n°: 0375/2012.

Medida com o monitor a 1,0 m do ponto focal (feixe direto)	= 151,8 mR.
Medida com o monitor e o avental A a 1,0 m do ponto focal	= 0,096 mR.
Medida com o monitor e o avental B a 1,0 m do ponto focal	= 0,115 mR.
Medida com o monitor e o avental C a 1,0 m do ponto focal	= 0,051 mR.
Medida com o monitor e o avental D a 1,0 m do ponto focal	= 0,092 mR.
Medida com o monitor e o Protetor de Tireóide a 1,0 m do ponto focal	= 0,815 mR

As medidas foram obtidas com o monitor no modo de operação normal, foram feitas duas exposições seguidas para cada situação, com a técnica de 80 kV, 200,0 mA e 0,500 s cada.

OBS: Os acessórios plumbíferos possuem blindagem adequada à radiação ionizante.

RESUMO DAS AVALIAÇÕES DA SALA DE EXAMES:

Teste	SATISFATÓRIO
Levantamento Radiométrico	sim
Fuga do cabeçote	sim
Área Construída (sala de exames = 19,42 m ²)	sim

RESUMO DOS TESTES DOS PARÂMETROS FÍSICOS DO EQUIPAMENTO:

Teste	SATISFATÓRIO
Sistema de Colimação e Alinhamento do Eixo Central do Feixe de Raios X	sim
Exatidão e Reprodutibilidade da Tensão do Tubo	Não(*)
Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no Ar:	sim
Rendimento do Tubo de Raios X	sim
Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição	sim
Camada Semi-redutora do Feixe de Raios X	sim
Ponto Focal	sim
Contato Tela Filme	sim
Dose de Entrada na Pele (DEP)	sim
Integridade dos Acessórios Plumbíferos	sim

(*) Obs.: Necessário ajuste no seletor de tensão do equipamento de Raios X

OBSERVAÇÕES SOBRE O CONTROLE DOS PROCEDIMENTOS:

Componentes	SITUAÇÃO
Câmara de revelação	adequada
Negatoscópio	adequada
Soluções utilizadas para a revelação e a fixação	dentro da validade
Filmes utilizados	dentro da validade
Tempos de revelação e fixação	Inadequados(*)
Livro de registro das radiografias	Dado orientações
Análise do índice de rejeição de radiografias	adequada

(*) Alguns filmes depois de revelados apresentaram ranhuras e manchas de umidade possivelmente causada pelo processo automático de processamento.

Itatinga, 06 de Outubro de 2012.

Prof. Dr. Marco Antônio Rodrigues Fernandes. Físico Responsável ABFM nº: 778 – CNEN nº: FT-00094	Dra. Valéria Aparecida Padua Fleuri. Médica CRM/SP nº.: 83267.
---	---