

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE FÍSICA
CURSO DE BACHARELADO EM FÍSICA**

RENATA MATOS DA LUZ

**ESTUDO COMPARATIVO DE DOSE E QUALIDADE DA IMAGEM EM EXAMES
DE TÓRAX REALIZADOS EM SISTEMAS ANALÓGICOS E DIGITALIZADOS**

Porto Alegre
2008

RENATA MATOS DA LUZ

**ESTUDO COMPARATIVO DE DOSE E QUALIDADE DA IMAGEM EM EXAMES
DE TÓRAX REALIZADOS EM SISTEMAS ANALÓGICOS E DIGITALIZADOS**

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado à Faculdade de Física da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para obtenção do grau de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Gabriela Hoff

Porto Alegre
2008

RENATA MATOS DA LUZ

**ESTUDO COMPARATIVO DE DOSE E QUALIDADE DA IMAGEM EM EXAMES
DE TÓRAX REALIZADOS EM SISTEMAS ANALÓGICOS E DIGITALIZADOS**

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado à Faculdade de Física da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para obtenção do grau de Bacharel em Física Médica.

Aprovada em _____ de _____ de _____.

BANCA EXAMINADORA:

Nome do Professor

(assinatura do professor)

Nome do Professor

(assinatura do professor)

Dedico esse trabalho a todas as
pessoas que me ajudaram a obter minha
formação de nível superior em especial à
minha mãe.

AGRADECIMENTOS

A minha orientadora Prof^a. Dr^a. Gabriela Hoff, por ter me auxiliado no desenvolvimento deste trabalho e ter dado incentivo em todos os momentos.

A Prof^a.Dr^a Elaine E. Streck por ter contribuído durante as correções com a melhoria do trabalho desenvolvido.

A meu namorado Diego Vaz Vaguetti por ter compreendido minha ausência e ter me apoiado no desenvolver desse trabalho.

A Física Laura Jacques Christofoli pelo auxílio, compreensão e incentivo.

Ao Núcleo de Pesquisas em Imagens Médicas (NIMED) por terem cedido gentilmente seu tempo e em especial aos estagiários Cristiano e Davi.

Aos colegas Jefferson Santana e Elias Hoffmann por me auxiliarem.

Aos Técnicos em radiologia Daniel Mota, Cinara Nunes e Edson Ribarcieri por terem colaborado com esse trabalho.

RESUMO

Este trabalho apresenta uma comparação entre imagens radiográficas de tórax, adquiridas através dos sistemas analógico e digitalizado CR para dois tipos de equipamentos geradores de raios X diferentes. A radiografia computadorizada vem se tornando cada vez mais comum na área de radiodiagnóstico. Entretanto a migração de sistemas analógicos para digitalizados requer um estudo específico, visto que ainda são questionadas a qualidade das imagens e a dose geradas neste processo de adaptação. Desta forma, o objetivo desse trabalho foi a análise e comparação da qualidade da imagem e KERMA na entrada e na saída do simulador, nas imagens reproduzidas pelos dois sistemas. Para o desenvolvimento deste trabalho foram utilizados dois equipamentos de raios X de marcas e modelos diferentes, instalados no Setor de Radiologia de um hospital. No momento da realização deste trabalho ambos os sistemas (analógico e digitalizado) estavam sendo utilizados. Como resultado deste trabalho foi observado o aumento na tensão de tubo e/ou carga transportada pelo tubo de raios X quando houve a migração para o sistema CR. Os resultados apresentados mostram uma divergência significativa entre os dois sistemas de aquisição de imagens estudados. As maiores diferenças, aumento de dose e redução da qualidade da imagem, foram observadas no equipamento com retificação de onda de 12 pulsos com utilização de sistema de imagens CR.

Palavras-chaves: Radiografia computadorizada, qualidade da imagem, KERMA.

ABSTRACT

This work presents a comparison between the radiographic images of thorax acquired using analogical and digitalized CR systems for two different kinds of X-ray generators equipments. The computed radiography has been coming more and more common on diagnostic radiological area. However the migration from analogical systems to digitalized systems needs a specific study, because still are questioned the image quality and the dose generated in the adaptation process. Because of that, the objective of this work was analyzing the comparison of image quality and KERMA on entrance skin and exit skin of the simulator on images generated by to systems. To develop this work were used two X-ray equipments of different type and model installed on a Radiological Sector in a hospital. At the moment of the realization of this work both systems (analogical e digitalized) were been used. As results of this work was observed the increase on tube peak tension and/or transported charge by the X-ray tube when the migration to CR system happened. The presented results had shown a significant discrepancy between the two studied systems of imaging acquisition. The larger differences, increasing on dose and decreasing on image quality, were observed on equipment using 12 pulses wave rectification using the CR imaging system.

Keywords: Computed Radiography, Image Quality, KERMA.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Representação esquemática de um equipamento de raios X.	16
Figura 2: Tubo de raios X com ânodo rotatório.	17
Figura 3: Efeito fotoelétrico.	18
Figura 4: Efeito Compton.	19
Figura 5: Demonstração da composição filme analógico.	20
Figura 6: Arranjo experimental do Conjunto tela-filme contido em um cassete.	21
Figura 7: Demonstração da redução de dose com uso de telas intensificadoras.	22
Figura 8: Formação da Imagem Latente.	23
Figura 9: Esquema representativo de uma processadora automática.	24
Figura 10: Organograma dos fatores que afetam a qualidade da imagem – Sistema analógico.	25
Figura 11: Composição Image Plate.	26
Figura 12: Estrutura Cristalina do BaFBr.	27
Figura 13: Scanner Imagem Plate - CR 950 Kodak®.	28
Figura 14: Processo de formação da imagem computadorizada.	29
Figura 15: Processo de formação da imagem computadorizada.	30
Figura 16: Imagem radiográfica com a representação dos eixos conforme orientação normalmente usada em processamento de imagens.	31
Figura 17: Imagem do pixel (a) e Matriz de <i>pixel</i> (b).	32
Figura 18: Imagem com resolução de 6 p.p.m.	33
Figura 19: Demonstração das ferramentas de brilho contraste e Nitidez CR 950 Kodak.	35
Figura 20: Interface de alteração de brilho e contraste disponibilizado pelo CR 950 Kodak®.	36
Figura 21: Demonstração do aumento de nível da Janela e conseqüente aumento de nitidez (a) Imagem Original (faixa dinâmica 0-295), (b) imagem modificada, aumento nitidez (faixa dinâmica 82-255).	37
Figura 22: Anatomia do Tórax.	39
Figura 23: Demonstração magnificação estruturas do tórax.	40
Figura 24: Demonstração penumbra geométrica.	41

Figura 25: Gráfico do espectro de emissão de raios X do Tungstênio com 100 kVp, a 750 mm do ponto focal.	45
Figura 26: Influência do material do alvo no espectro para energias do W e Mo a 30 kVp, a 750 mm do ponto focal.	46
Figura 27: Gráfico do espectro de emissão de raios X do Tungstênio com diferentes tensões, a 750 mm do ponto focal.	47
Figura 28: Curvas de tensão para os diferentes tipos de retificação de onda: monofásica de meia onda (a), monofásica de onda completa (b), trifásico de onda completa e seis pulsos (c), trifásico de onda completa e doze pulsos (d), alta frequência (e), e contínuo (f).	48
Figura 29: Representação do ponto focal real e efetivo.	50
Figura 30: Gráfico do espectro de emissão de raios X do tubo com trilha de Tungstênio operando a 30 kVp, coletado a 750 mm do ponto focal, considerando uma filtração inerente equivalente a 2,5 mm Al, para diferentes angulações efetivas.	51
Figura 31: Gráfico do espectro de emissão de raios X do tubo com trilha de Tungstênio operando a 90 kVp, ângulo de vôo dos elétrons de 22° considerando um <i>ripple</i> de 5%(a) e 15%(b).	54
Figura 32: Gráfico do espectro de emissão de raios X do tubo com trilha de Tungstênio operando a 90 kVp, ângulo de vôo dos elétrons de 22° e filtro de Al de 3 mm de espessura, considerando um <i>ripple</i> de 5%(a) e 15%(b).	55
Figura 33: Gráfico do espectro de emissão de raios X do tubo com trilha de Tungstênio operando a 90 kVp, ângulo de vôo dos elétrons de 22° e filtro de Al de 3 mm de espessura, considerando um <i>ripple</i> de 5%(a) e 15%(b) para entrada no simulador, espessura 18cm.	56
Figura 34: Gráfico do espectro de emissão de raios X do tubo com trilha de Tungstênio operando a 90 kVp, ângulo de vôo dos elétrons de 22° e filtro de Al de 3 mm de espessura, considerando um <i>ripple</i> de 5%(a) e 15%(b) para entrada no simulador, espessura 20, 18 cm PMMA e 18 cm mais 2 cm de Al.	57
Quadro 1: Critérios de qualidade da imagem segundo a Comunidade Européia para exames de tórax na projeção PA.	60
Quadro 2: Características dos equipamentos utilizados na pesquisa.	62
Figura 35: Equipamento CR 950 KODAK®.	63

Figura 36: Demonstração do posicionamento do simulador. (a) com relação ao <i>bucky</i> mural, (b) com relação ao tubo de raios X.	64
Figura 37: Demonstração do posicionamento da câmara de ionização com relação ao <i>bucky</i> mural e com relação ao tubo de raios X.....	66
Figura 38: Demonstração da demarcação da região de interesse – <i>Software Image J</i> , sendo elas: região simulada de campo pulmonar (a) e região simulada da coluna (b).....	67
Figura 39: Demonstração da apresentação dos resultados.	68
Figura 40: Equipamento 1: Comparação das imagens geradas utilizando o sistema analógico (a) e o sistema CR; (b) para a técnica radiográfica 117 kVp com 4 mAs. .	72
Figura 41: Equipamento 2 : Comparação das imagens geradas utilizando o sistema analógico (a) e o sistema CR; (b) para a técnica radiográfica 117 kVp com 4 mAs. .	72
Figura 42: Comparação da imagem do sistema CR para o fator de exposição 117 kVp com 4 mAs para o equipamento 1 (a) e para o equipamento 2 (b).	74
Figura 43: Histograma das imagens do sistema CR apresentadas para o fator de exposição 117 kVp com 4 mAs para o equipamento 1 (a) e para o equipamento 2 (b).....	75
Figura 44: Comparação da imagem do sistema analógico para o fator de exposição 117 kVp com 4 mAs para o equipamento 1 (a) e para o equipamento 2 (b).	76
Figura 45: Histograma das imagens do sistema analógico apresentadas na figura 44 para o fator de exposição 117 kVp com 4 mAs para o equipamento 1 (a) e para o equipamento 2 (b).	76

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Testes do Programa de Garantia da Qualidade.....	59
Tabela 2: Fatores de exposição e distância utilizada na aquisição das imagens.	65
Tabela 3: Parâmetros especificados no <i>scanner</i> para digitalização de imagens de tórax.	67
Tabela 4: Tabela de cálculo dos parâmetros de qualidade da imagem.	68
Tabela 5: Planilha com os valores dos parâmetros de qualidade para o sistema analógico e com CR em ambos os equipamentos.	69
Tabela 6: Valores de KERMA, entrada e saída do simulador para o fator de exposição que mais aproximou a semelhança visual. (117 kVp com 4 mAs).	77

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	13
OBJETIVO GERAL	14
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	14
JUSTIFICATIVA	14
1 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	16
1.1 PRODUÇÃO RAIOS X	16
1.1.1 Princípios de Formação da Imagem: Transdução do Sinal de Imagem Latente em Imagem Visível.....	17
1.1.2 Sistema analógico: Processamento e Qualidade da Imagem	20
1.1.3 Radiologia Computadorizada: Processamento e qualidade da Imagem .	26
1.1.4 Principais Fatores que influenciam na Qualidade da Imagem digital.....	32
1.1.5 Anatomia e procedimentos para realização de uma radiografia de tórax	38
1.1.6 Grandezas dosimétricas	41
1.1.7 Espectros e suas Influências na Qualidade da Imagem	45
1.1.8 Estudo Sobre a Influência dos Espectros na Geometria Simulada	53
1.1.9 Normatização Nacional	58
2 METODOLOGIA	62
2.1 CARACTERIZAÇÃO DOS EQUIPAMENTOS UTILIZADOS	62
2.2 FORMAÇÃO DAS IMAGENS	64
2.3 DIGITALIZAÇÃO E ANÁLISE DAS IMAGENS	66
3 RESULTADOS	69
CONCLUSÃO	79
REFERÊNCIAS	82

APÊNDICES.....	86
APÊNDICE A – Representação das demais imagens geradas em ambos os sistema para o equipamento 1 e 2.....	86
APÊNDICE B – Análise dos relatórios mensais de uso do serviço de empréstimo domiciliar.....	88
ANEXOS	89
ANEXO A - demonstrativo dos testes de controle de qualidade implantados no equipamento pela instituição.....	89
ANEXO B – certificado de calibração da câmera de ionização utilizada.	94

INTRODUÇÃO

Após a descoberta dos raios X foi necessário desenvolver um equipamento que fosse capaz de armazenar a informação transportada pelo feixe emergente do tubo de raios X. Em 1929, foi idealizado um método de padronização da revelação, sendo o primeiro protótipo de processadora automática apresentado em 1942 [1]. Melhorias ocorreram em 1956 quando foi lançada a primeira processadora com transporte por rolos [1] e o tempo de processamento seco-a-seco foi reduzido a 90 segundos. Estas melhorias permitiram o emprego de novos tipos de emulsão nos filmes, novos tipos de produtos químicos para revelação bem como o aumento da temperatura do revelador [2,3]. Em 1975, a primeira processadora de mesa foi construída [4]. Em 1987, a primeira processadora de alta velocidade (45 segundos) que utilizava filmes especiais foi comercializada. O processamento automático associado à descoberta das telas intensificadoras resultou num grande avanço na produtividade e padronização das exposições e técnicas radiográficas, levando à redução das doses fornecidas aos pacientes.

No final da década de 80, visando aplicações médicas, a Fuji Film® do Japão desenvolveu um detector bidimensional denominado *Image Plate (IP)* para radiografias, com o objetivo de substituir o filme radiográfico tradicional. Nessa época, cada equipamento era considerado um sistema isolado, estando conectado somente à sua estação de trabalho e a uma determinada impressora [5].

A necessidade de reduzir a dose de radiação e proporcionar melhor contraste de imagem com baixo ruído é um grande incentivo para as pesquisas de novos produtos. A rápida substituição da radiografia com telas intensificadoras por sistemas computadorizados trouxe muitas vantagens operacionais, tais como o arquivo eletrônico de imagens e o pós-processamento da imagem. Entretanto, também criou a necessidade de aquisição de novos conhecimentos, conceitos e a alteração de procedimentos existentes, bem como trouxe à tona um conjunto novo de problemas a serem solucionados.

Na radiografia computadorizada, o conceito de qualidade de imagem tem um novo significado e interpretação devido aos seus atributos únicos, o contraste e brilho final da imagem podem ser manipulados com o pré-processamento do sinal digital.

OBJETIVO GERAL

Comparar a dose absorvida e a qualidade das imagens de exames radiográficos de tórax obtidos através de sistema analógico e digital (CR).

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Definir as técnicas radiográficas para o estudo.
- Realizar medidas de KERMA na porção anterior e posterior do simulador com câmara de ionização.
- Realizar estudo teórico comparativo entre os espectros de raios X característicos para as técnicas selecionadas no estudo.
- Realizar estudo comparativo dos parâmetros de qualidade das imagens formadas no sistema analógico e digitalizado.
- Determinar o método mais adequado para definição da técnica radiográfica a ser utilizada em sistemas geradores de imagens digitais.

JUSTIFICATIVA

Os fabricantes de sistemas de processamento de imagens computadorizadas informam uma redução dos fatores de exposição em relação ao sistema analógico [7]. Entretanto, isso depende, não somente do sistema de aquisição das imagens, mas também dos equipamentos disponíveis para a realização dos exames, especialmente do tipo de gerador e da retificação de onda. Por isso, ao se alterar o sistema de aquisição das imagens, se não for realizado um estudo de adequação da técnica radiográfica, o que pode ser observado é o aumento da carga transportada no tubo e tempo de exposição verificado no Serviço de Radiologia de uma instituição, desde a implantação do sistema de radiografia computadorizada (CR) na realização de exames radiográficos e conseqüentemente um aumento da dose

absorvida para os pacientes submetidos aos exames, e ainda uma redução da vida útil dos tubos de raios X do serviço. Assim sendo, fez-se necessário um estudo comparativo entre esses sistemas. Também se tornou necessário desenvolver um método para determinar as técnicas mais adequadas para a utilização da radiologia digital.

Além disso, outro fator importante na mudança de sistemas de aquisição de imagens é o fator humano. A equipe que utiliza os equipamentos de raios X e analisa as imagens médicas deve ser capacitada e adaptada às possibilidades da nova tecnologia para que esta possa ser utilizada para trazer todo o benefício associado à mesma.

Assim sendo, este trabalho traz como proposta o desenvolvimento de uma metodologia para adequação da técnica radiográfica, usando como caso teste a radiografia de tórax, em busca da aplicação do princípio ALARA quando se muda de um sistema analógico para sistema de imagem digital.

1 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

1.1 PRODUÇÃO RAIOS X

Os raios X são ondas eletromagnéticas de natureza semelhante à da luz visível. Foram descobertos em 1895 pelo físico alemão Wilhelm Conrad Roentgen [8,9].

Os equipamentos de raios X utilizados em diagnóstico são compostos fundamentalmente por gerador, transformador de alta tensão, banco de comando e tubo de raios X. Nesses equipamentos, os raios X são produzidos no interior do tubo devido freamento à colisão de elétrons acelerados com um alvo metálico. A Figura 1 mostra o esquema de um equipamento de raios X e os seus componentes.



Figura 1: Representação esquemática de um equipamento de raios X.

Fonte: Prof. Alwin Elbern, Ph.D. DENUC – UFRGS, disponível em: www.prorad.com.br/pro/imag-1.pdf

Os elétrons são emitidos do filamento do cátodo que está incrustado em um copo focalizador, ambos constituindo o eletrodo negativo do tubo de raios X. O material que forma o filamento é o tungstênio (W), pois este possui maior emissão termoiônica e apresenta alto ponto de fusão devido ao seu elevado número atômico.

Os elétrons são acelerados em direção ao eletrodo positivo do tubo de raios X (ânodo) devido a uma alta diferença de potencial entre os eletrodos, sendo a sua energia cinética final diretamente dependente desta diferença de potencial. A trilha do alvo é revestida normalmente por tungstênio, nas aplicações gerais da radiologia diagnóstica, pois esse material possui alto ponto de fusão [10] e resiste ao calor gerado pelo freamento dos elétrons.

Quando um feixe de elétrons de alta energia, acelerado por uma diferença de potencial de alguns milhares de volts, é freado devido à interação dos elétrons com o campo elétrico do núcleo ou com a eletrosfera dos átomos do alvo, o elétron desvia da sua trajetória inicial, perdendo energia cinética. Uma pequena parte dessa energia perdida aparece na forma de radiação como fótons de raios X. Por esse motivo a radiação X contínua é frequentemente chamada de *Bremsstrahlung*¹. A Figura 2 mostra um tubo de raios X utilizado em radiodiagnóstico com seus respectivos componentes.

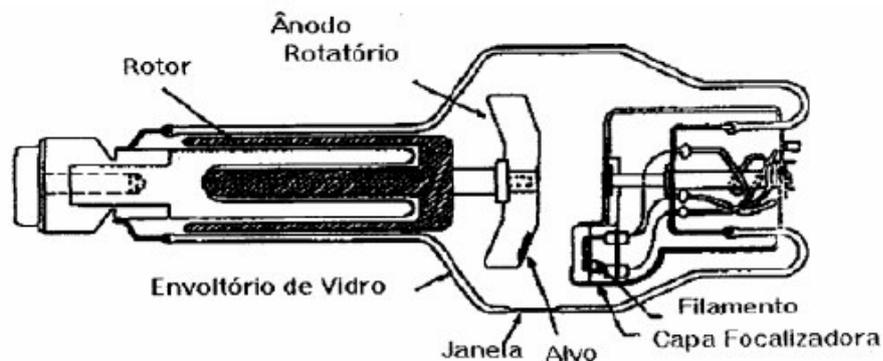


Figura 2: Tubo de raios X com ânodo rotatório.

Fonte: Rezende, 2001.

No espectro de raios X produzido tem-se a presença de radiação de freamento e de radiação característica, esta última apresentando as características do material com o qual os elétrons estão interagindo. Esses raios X característicos aparecem com picos destacados no espectro total emitido.

1.1.1 Princípios de Formação da Imagem: Transdução do Sinal de Imagem Latente em Imagem Visível

A formação da imagem se dá em duas etapas distintas: a exposição do filme aos raios X que forma uma imagem latente, e a revelação que converte essa imagem latente em imagem visível.

Existem, pelo menos, quatro fatores importantes que afetam as interações dos fótons com a matéria: a densidade, a espessura, o número atômico do material

¹ *Bremsstrahlung*, do alemão Brems (significa frenagem, desaceleração) e strahlung (significa radiação)

de interação (sendo este, no caso desta aplicação, o paciente) e a energia do fóton incidente.

A radiação eletromagnética possui mecanismos bem específicos de interação com a matéria, cuja probabilidade de ocorrência é representada pela respectiva secção de choque. Uma secção de choque é definida como a probabilidade de interação por unidade de fluência de partícula daquela radiação por centro de interação com o material, sendo sua unidade no SI o m^2 , ou barn (b) tal que $1b=1 \times 10^{-24} cm^2$, a ordem de grandeza dos núcleos dos átomos [11].

Para radiodiagnóstico, onde a energia dos feixes é inferior a 150 keV, a interação dos raios X com a matéria se dá por três processos distintos: efeito fotoelétrico, efeito Compton e espalhamento coerente ou Rayleigh, ou seja, a radiação pode ser espalhada por efeito Compton (espalhamento incoerente) ou por espalhamento Rayleigh (espalhamento coerente), enquanto que a absorção da radiação ocorre devido ao efeito fotoelétrico e devido à energia depositada pelos elétrons secundários de baixa energia gerados pelo efeito Compton e pelos elétrons Auger.

O efeito fotoelétrico ocorre quando um fóton interage com um elétron orbital transferindo toda sua energia para ele. Nesse caso o fóton incidente precisa ter energia suficiente para deslocar o elétron e ainda fornecer ao elétron energia cinética suficiente para ejetá-lo da órbita do átomo. Nessa interação o fóton desaparece e o átomo é ionizado. A Figura 3 demonstra a absorção fotoelétrica.

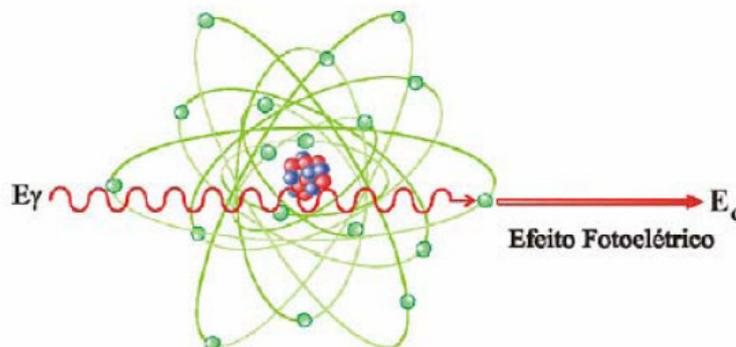


Figura 3: Efeito fotoelétrico.
Fonte: TAUHATA et al., 2003.[27].

Quando os fótons incidentes, de energia $h\nu$, interagem com um elétron de uma camada atômica mais interna estes transferem toda sua energia para esse elétron. O elétron é ejetado da órbita com energia $E = h\nu - E_{\text{ligação}}$, onde h é a

constante de Planck, γ é a frequência e $E_{\text{ligação}}$ é a energia de ligação do elétron orbital.

O efeito fotoelétrico é predominante para baixas energias e para elementos químicos de alto número atômico (Z). A probabilidade de ocorrência aumenta com Z^4 e decresce com o aumento da energia [12].

Na interação Compton os fótons transferem para o átomo alvo parte de sua energia ocasionando o deslocamento dos elétrons das órbitas mais externas do átomo. Nessa interação um fóton de menor energia do que o fóton incidente, depois de interagir com os elétrons fracamente ligados do meio, se propaga em uma direção diferente da direção de incidência. A Figura 4 representa o espalhamento Compton.

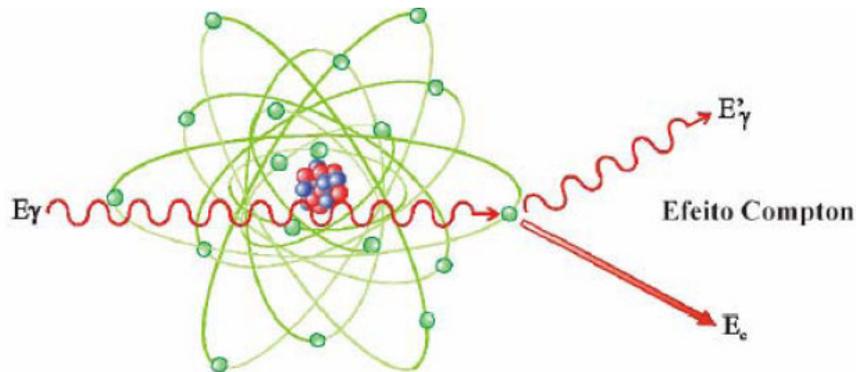


Figura 4: Efeito Compton.
Fonte: TAUHATA et al., 2003.[27].

O espalhamento coerente ou Rayleigh ocorre quando o feixe de fótons de baixa energia incide sobre o átomo. Este é um modelo clássico de espalhamento segundo o qual, o campo elétrico da radiação eletromagnética incidente produz oscilações em um elétron orbital do átomo, que conseqüentemente emitirá radiação eletromagnética. Esta radiação, emitida na forma de um feixe coerente, se propaga na direção do feixe incidente para energias acima de 50 keV. O espalhamento coerente pode ser considerado relevante para energias de até 60 keV e altos

números atômicos $\frac{d\sigma_0}{d\Omega} = \frac{r_0^2}{2} (1 + \cos^2 \theta^2)$ [12]. A equação representa a secção de

choque diferencial pra o espalhamento clássico e representa a fração da energia incidente que é espalhada por elétron e por unidade de ângulo sólido $d\Omega$. Nessa expressão, r_0 é o raio clássico do elétron dado por $r_0 = 2,81794 \times 10^{-15}$ m [12].

Os demais processos de interação da radiação com a matéria não serão abordados neste trabalho, pois na faixa energética utilizada em radiodiagnóstico não são observados.

1.1.2 Sistema analógico: Processamento e Qualidade da Imagem

O filme radiográfico é um conversor de imagem, pois converte luz em diversos tons de cinza. A exposição necessária pra produzir uma imagem depende da sensibilidade ou da velocidade do filme. Um filme de alta velocidade resulta em menor dose para o paciente, mas por outro lado pode degradar a qualidade da imagem. Os filmes analógicos são compostos basicamente por base, emulsão e camada protetora que ficam superpostas por várias camadas. A estrutura básica de um filme radiográfico pode ser vista na Figura 5.

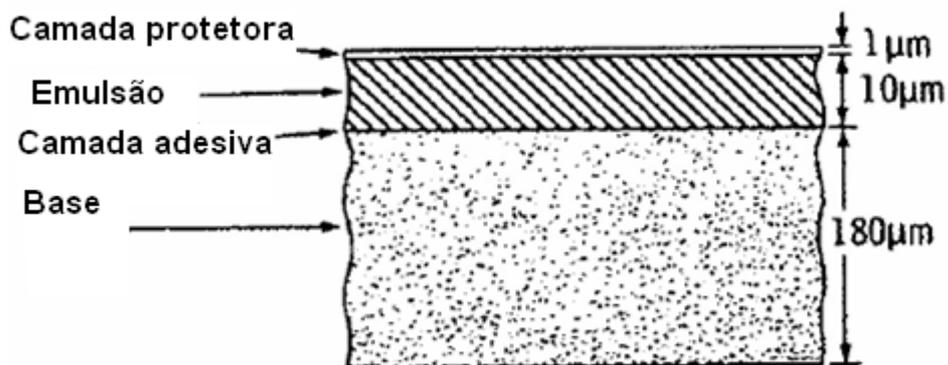


Figura 5: Demonstração da composição filme analógico.

Fonte: Curso de Biossegurança Hospitalar Cap 8, disponível em: www.biossegurancahospitalar.com.br

A base, ou suporte, é geralmente constituído de poliéster e possui espessura de aproximadamente 180 µm. A base é dotada de espessura uniforme, sendo desprovida de irregularidades para que cada camada fotossensível possa ser distribuída por igual [13,14].

A camada protetora é a película que cobre a emulsão para protegê-la contra a abrasão e o atrito possui espessura de aproximadamente 1 µm.

A emulsão é composta de haletos e brometos de prata suspensos em gelatina. A gelatina permite a distribuição uniforme dos cristais de haleto de prata para uma resposta puntiforme e a penetração dos produtos químicos de revelação nos cristais para a formação da imagem, sem diminuir sua firmeza e constância. A espessura da emulsão é de aproximadamente 10 μm .

Na radiografia convencional o receptor radiográfico consiste do filme em contato com duas telas intensificadoras que formam o conjunto tela-filme. O conjunto é disposto dentro de cassete conforme demonstrado na Figura 6.

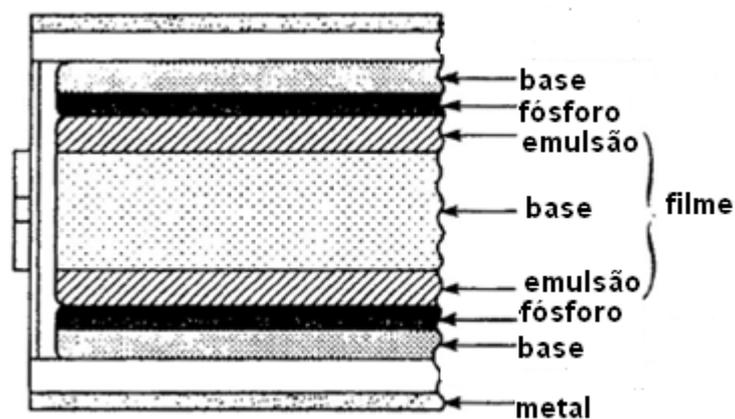


Figura 6: Arranjo experimental do Conjunto tela-filme contido em um cassete.
Fonte: Cap. 8 Curso de Biossegurança Hospitalar, disponível em:
www.biossegurancahospitalar.com.br

As telas intensificadoras (ou écran) são materiais usados dentro do cassete, entre a parte interna do cassete e o filme. Sua principal finalidade é converter os raios X incidentes em comprimentos de onda visíveis, de modo a aumentar a sensibilização do filme, facilitando a formação da imagem radiográfica. Um composto usado comumente nas telas intensificadoras é o oxissulfeto de gadolínio térbio ativado. A emissão de luz verde desta tela requer o uso de emulsões de filme sensíveis a este comprimento de onda [13,14]. Apenas cerca de 5% da imagem é formada pela ação direta dos raios X e 95% é formada pela ação da luz proveniente das telas intensificadoras. Daí resulta seu alto rendimento de conversão de sinal para a formação da imagem latente. Entretanto, esse ganho implica na redução da resolução espacial da imagem.

A tela é um conversor de energia. O filme radiográfico é desenvolvido de forma a ser mais sensível à luz visível da cor do espectro de emissão da tela do que os raios X. Assim sendo, o uso da tela possibilita uma substancial redução do tempo

de exposição o que acarreta uma redução na dose transferida ao paciente conforme representa o esquema da Figura 7.

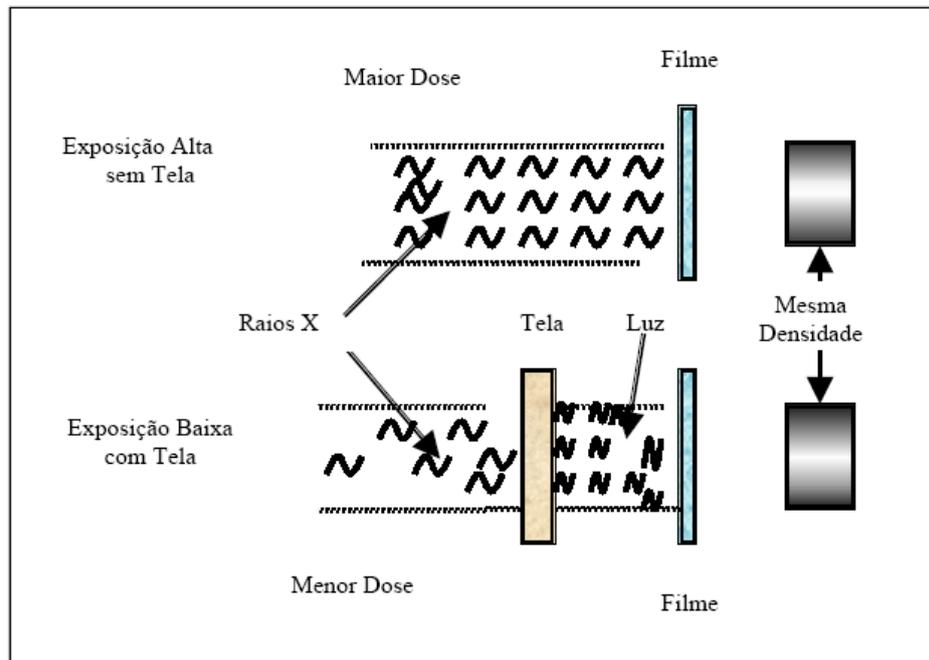


Figura 7: Demonstração da redução de dose com uso de telas intensificadoras.

Fonte: PRORAD, disponível em: www.prorad.com.br

Os chassis ou cassetes são dispositivos à prova de luz que acondicionam o filme em seu interior e fazem o contato entre a tela intensificadora e o filme. Os cassetes na radiologia convencional possuem duas telas intensificadoras usadas em um filme com dupla emulsão.

Quando a radiação luminosa proveniente das telas intensificadoras interage com os cristais de haletos de prata que constituem o filme, a estrutura dos microcristais de haletos de prata do filme radiográfico é modificada, formando o que se conhece como imagem latente. A Figura 8 demonstra a formação da imagem latente, bem como a possível dispersão resultado causado pelo efeito de geração de luz visível pela tela intensificadora.

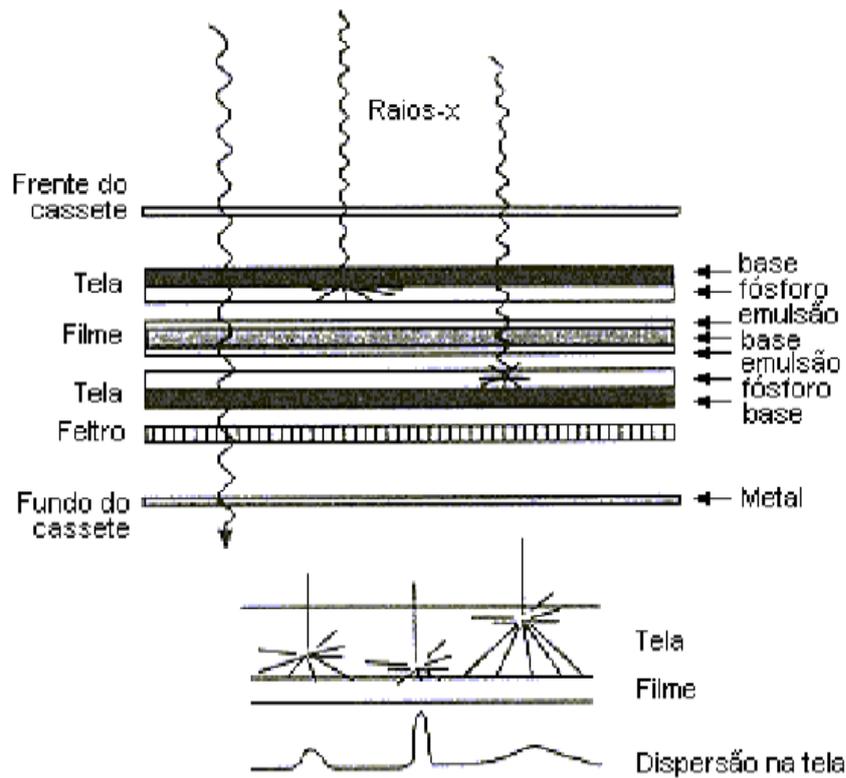


Figura 8: Formação da Imagem Latente.
Fonte: PRORAD, disponível em: www.prorad.com.br

A visualização da imagem latente, somente será possível após o processo de revelação, que fará com que aqueles microcristais que foram sensibilizados sofram uma redução de maneira a se transformarem em prata metálica enegrecida.

Apenas quando a prata for enegrecida, a imagem será visível na radiografia e supõe-se que conterá as informações acerca das estruturas irradiadas.

O processo de revelação do filme radiográfico, também denominado processamento químico ou úmido, é composto por quatro etapas bem distintas: revelação, fixação, lavagem e secagem.

Na revelação ocorre a redução química (ganho de elétrons) de todos os íons de prata do cristal exposto, transformando-os em prata metálica. Esta redução química ocorre em todos os cristais, mas os átomos de prata da imagem latente agem como catalisadores de reação, fazendo com que os cristais expostos sofram redução muito mais rapidamente que os não expostos. Como em qualquer reação química, a temperatura, a concentração dos preparados químicos e o tempo de revelação devem ser combinados de modo a propiciar a máxima conversão dos cristais expostos e a mínima dos não expostos. Nestas condições, a revelação é considerada otimizada.

Terminada a revelação, os cristais de haleto de prata remanescentes devem ser removidos, para não serem vagarosamente reduzidos com o tempo, escurecendo o filme.

A temperatura da solução reveladora depende do tipo de filme, do ciclo de processamento e das recomendações do fabricante. A temperatura irá influenciar diretamente no contraste radiográfico e deve ser ajustada conforme a velocidade do ciclo de processamento. Um ciclo de processamento com alta velocidade e uma temperatura do revelador acima da recomendada pode gerar imagens com alto contraste e, ao contrário, uma baixa velocidade e temperatura reduzida podem resultar em uma imagem clara.

O fixador tem as propriedades de neutralizar, clarear, preservar e endurecer. No entanto, sua principal função é a de remover os cristais de haleto de prata não expostos. Normalmente o componente ativo do agente fixador é o tiosulfato de sódio ou de amônio.

Na lavagem, todos os traços remanescentes dos produtos químicos utilizados são removidos, evitando a mudança de cor com o tempo, e a conseqüente degradação da qualidade da radiografia [13]. A Figura 9 demonstra um esquema de uma processadora automática que realiza em tempo pré-determinado o processo de revelação completo do filme. O tempo médio do ciclo é de 90 segundos.

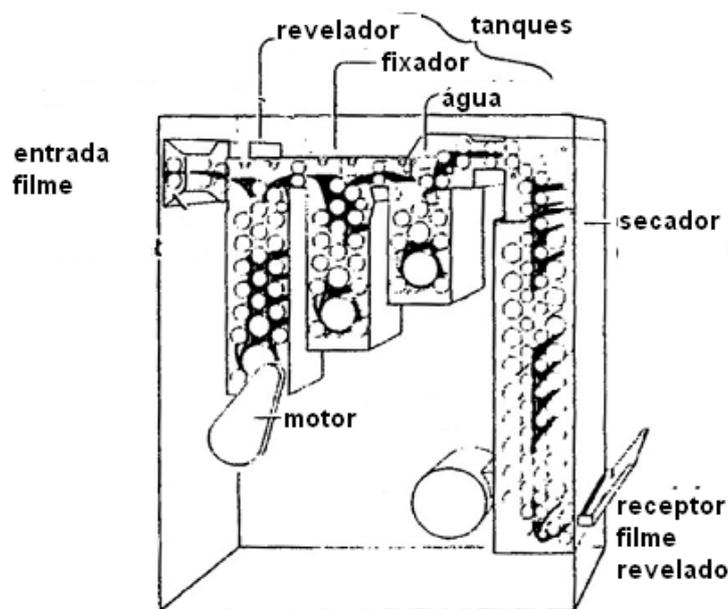


Figura 9: Esquema representativo de uma processadora automática.
Fonte: Cap 8 Curso de Biossegurança Hospitalar, disponível em: www.biossegurancahospitalar.com.br

Os fatores de qualidade que são levados em conta para se obter uma radiografia de qualidade, que é o objetivo do exame radiográfico, são: a densidade, o contraste, o detalhe, a distorção e os artefatos.

A densidade é grau de enegrecimento da radiografia processada, ou seja, quanto maior o grau de enegrecimento, maior é a densidade. O fator que mais influencia nesse parâmetro é o produto corrente x tempo (mAs) aplicado na aquisição da imagem, mas outros fatores como, por exemplo, a distância do foco ao filme (tubo ao detector) e a diferença de potencial (kVp), também são importantes. A distância do foco ao filme reduz a intensidade do feixe de raios X e, portanto, a densidade, enquanto um aumento na diferença de potencial (kVp) causa um aumento da energia e, conseqüentemente, um aumento na quantidade de raios X que chegam no detector, o que provoca um aumento na densidade.

O contraste é a diferença entre os graus de enegrecimento que permite distinguir duas estruturas adjacentes. Isto decorre do fato de que diferentes substâncias atenuam o feixe de fótons de raios X. Quanto maior for a diferença de potencial (kVp) aplicado, menor será a diferença de atenuação produzida pelos diferentes tecidos e, conseqüentemente, menor será o contraste.

A qualidade final de uma imagem radiográfica formada no sistema analógico dependerá ainda de outros fatores, que incluem desde uma exposição adequada até a constância e controle do sistema como um todo. O esquema representado na Figura 10 especifica esses fatores, os quais podem ser controlados e otimizados através da implantação de um Programa de Garantia da Qualidade (PGQ).

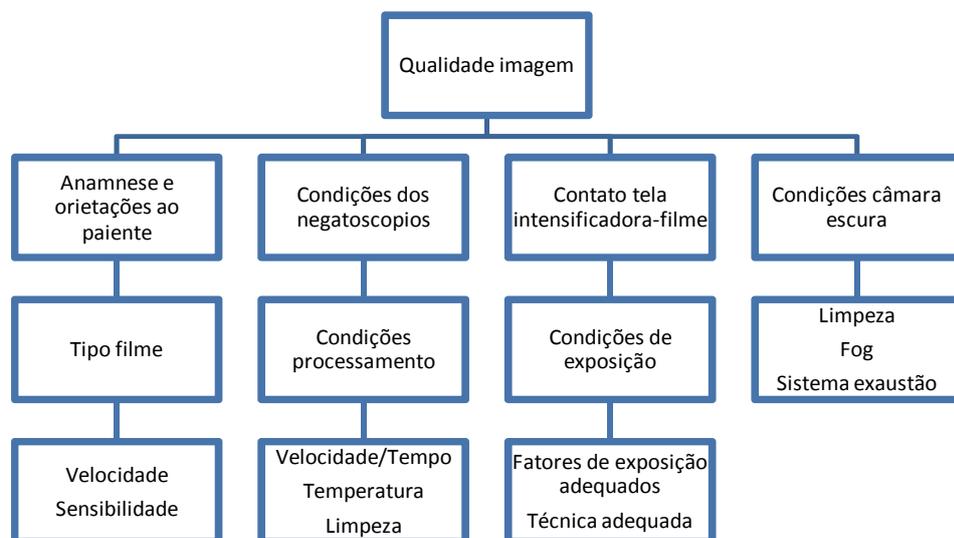


Figura 10: Organograma dos fatores que afetam a qualidade da imagem – Sistema analógico.

O estudo da qualidade da imagem tem como objetivo identificar e minimizar os efeitos produzidos pelo conjunto de fatores que interferem no processo de formação e registro da imagem.

Os métodos utilizados para avaliar a qualidade de uma imagem devem ser segundo padrões que estimem a visibilidade de marcas anatômicas do paciente ou de um simulador. O primeiro é um método objetivo, baseado na visibilidade de marcas anatômicas predefinidas em uma imagem padrão. Os simuladores, por sua vez, permitem a avaliação de um ou mais parâmetros que influenciam na qualidade da imagem radiográfica [15,16] e podem ser de dois tipos: antropomórficos ou não antropomórficos.

1.1.3 Radiologia Computadorizada: Processamento e qualidade da Imagem

A radiografia computadorizada (CR) é a técnica radiográfica que utiliza um tipo de detector bidimensional acumulador de radiação incidente como uma imagem latente denominado de *image plate (IP)*.

Os *image plates* são placas flexíveis formadas por suporte de poliéster, camada de material fosforescente, camada protetora e outros componentes que podem variar de acordo com o fabricante. A composição geral comum aos *image plate* está demonstrada na Figura 11.

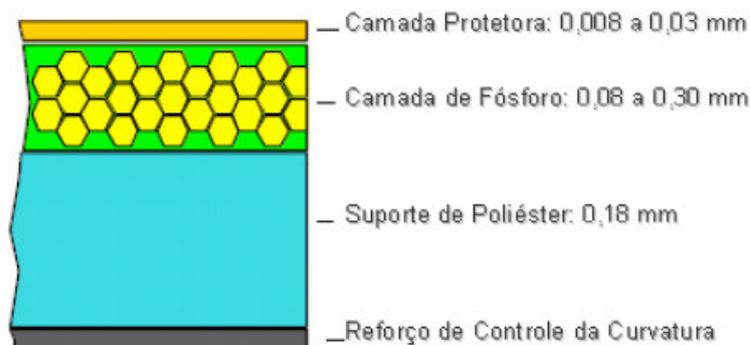


Figura 11: Composição Image Plate.

Fonte: Oliveira, F.D.2007 [34]

A camada do material fosforescente fotoestimulável é comumente constituída de cristais de cloreto de bário e flúor dopado com európio (BaFBr:Eu^{2+}), com grãos de aproximadamente $5\ \mu\text{m}$. A utilização desse material fosforescente se justifica pelo fato da radiografia computadorizada vir a ser um avanço no processo de aquisição das imagens radiográficas sendo, dessa forma, de fundamental importância que o material fotoestimulável possua vantagens sobre o material que constitui as telas intensificadores de terras raras. Além disso, este deve permitir um tempo de varredura praticável e possuir propriedades que permitam sua leitura através de feixe laser. Os BaFX:Eu são materiais fosforescentes na forma de cristais formados de haletos de bário flúor. Estes utilizam como traço de impureza o elemento de terra rara európio, que serve como ativador da emissão de luz. Essas impurezas criam níveis de energia entre a banda de valência e a banda de condução, sendo estes chamados F-centros. Nesse caso, o európio é um íon bivalente que substitui o íon bário e o X representa o átomo de halogênio que pode ser Cl, Br ou I. Na Figura 12 é demonstrada a estrutura cristalina do material fosforescente BaFBr .

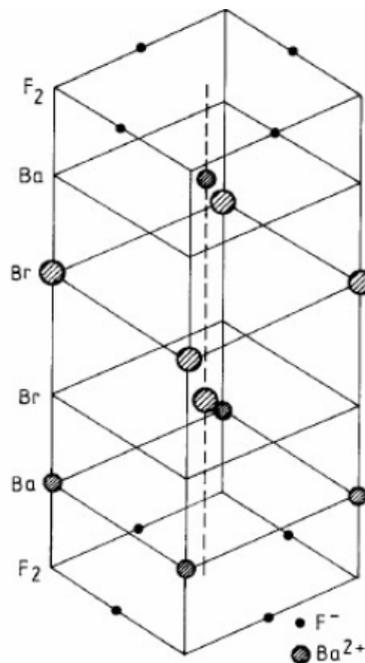


Figura 12: Estrutura Cristalina do BaFBr .
Fonte: Gurvich, 1996 [41]

No *image plate* quando o material fosforescente é exposto aos raios X, pares elétron-lacuna são formados na rede cristalina. A quantidade de pares elétron-lacuna formada é proporcional à energia da radiação incidente. Os elétrons excitados passam para um nível de energia mais alto, deixando atrás de si uma

lacuna no íon de Eu^{2+} . Enquanto alguns desses elétrons se recombinam imediatamente e excitam o Eu^{2+} , passando este a emitir luz visível, outros ficam presos nos F-centros, entre a banda de valência e a banda de condução. São denominados F-centros as impurezas na rede cristalina que favorecem a formação dos pontos sensíveis, que são os atratores iniciais para as cargas geradas pela interação com a luz ou radiação X com o transdutor de sinal. Também são chamados de lacunas ou buracos quando o modelo de bandas é aplicado para explicar a estabilidade da imagem. A distribuição espacial da energia armazenada nesse par elétron-lacuna é a base da imagem latente.

Após a exposição, o processo de leitura do *image plate* consiste em converter a imagem latente em um sinal digital, o qual é transferido ao computador. A imagem radiográfica será adquirida através de um *scanner* especial (CR) onde o *image plate* é inserido, conforme ilustra a Figura 13.

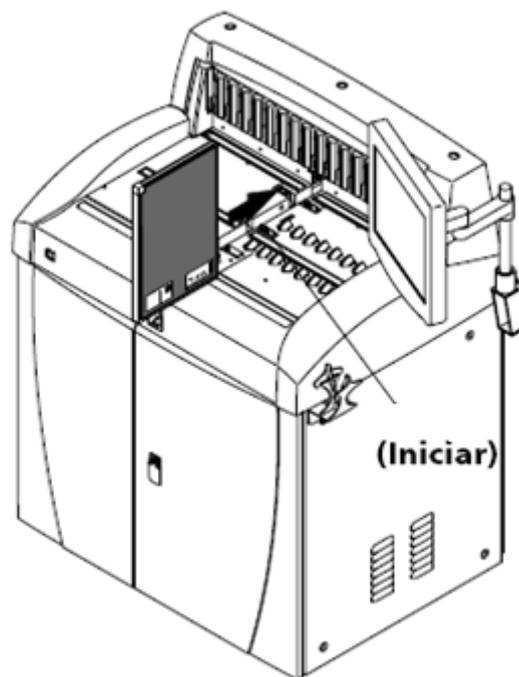


Figura 13: Scanner Imagem Plate - CR 950 Kodak®.
Fonte: Kodak Sistemas CR Guia do Hardware [25]

A transformação da imagem latente em imagem digital é feita através da estimulação com feixe de laser de luz vermelha (700nm), normalmente de He-Ne.

Quando os F-centros absorvem a energia do raio laser os elétrons presos são excitados e, ao retornarem para os níveis de energia originais, provocam a emissão de fótons na região da luz visível. Esse processo é denominado luminescência

fotoestimulada do inglês PSL (*Photo Stimulated Luminescence*). A Figura 14 demonstra o ciclo de produção da imagem radiográfica digital desde a formação da imagem latente no *image plate*, quando exposto aos raios X, até a obtenção do sinal digital no *scanner*.

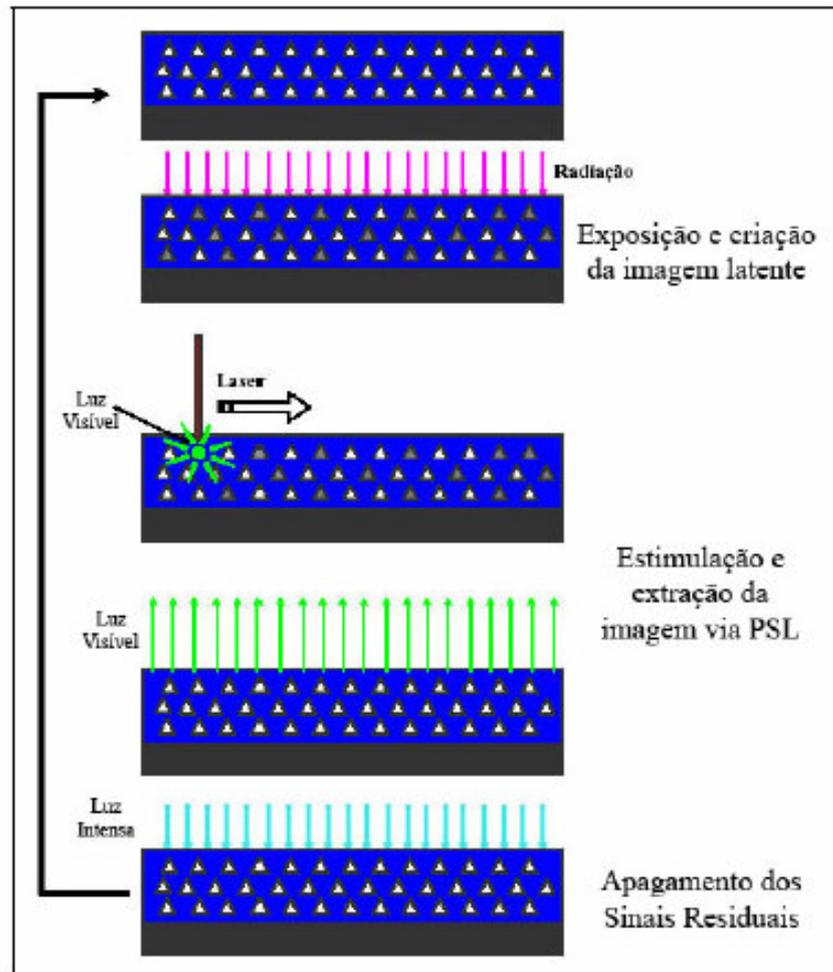


Figura 14: Processo de formação da imagem computadorizada.
Fonte: Oliveira, F.D. 2007[20].

Durante o processo de leitura, nem toda energia armazenada nos F-centros é liberada. Assim sendo, para que o *image plate* possa ser reutilizado, o *scanner* possui um sistema que com uma luz de alta intensidade por um curto período de tempo apaga o restante da informação.

Ainda no *scanner*, a luminescência fotoestimulada emitida durante a varredura do laser é coletada por um tubo fotomultiplicador que possui a função fundamental de coletar a luz produzida na luminescência e transformá-la em pulsos de corrente elétrica, que posteriormente será convertida em imagens digitais. Um componente importante no *scanner* é o guia coletor, que consiste de um sistema de

captura ótica posicionado na interface material fosforescente-laser ao longo de toda direção de leitura do *scanner* e tem por função capturar uma porção da luz emitida e direcioná-la ao cátodo da fotomultiplicadora, pois o sinal fotoestimulado é emitido em todas as direções.

A radiografia computadorizada vem sendo utilizada largamente no radiodiagnóstico, por apresentar vantagens sobre o sistema analógico convencional como: maior sensibilidade, menor tempo de exposição, linearidade superior e melhor resolução espacial, além de possibilitar o pós-processamento da imagem por essa ser digital [17]. A Figura 15 apresenta um gráfico que mostra a linearidade na sensibilidade do *image plate* em relação a um filme convencional submetidos a diferentes doses de radiação beta do P^{32} por um período de dezoito horas.

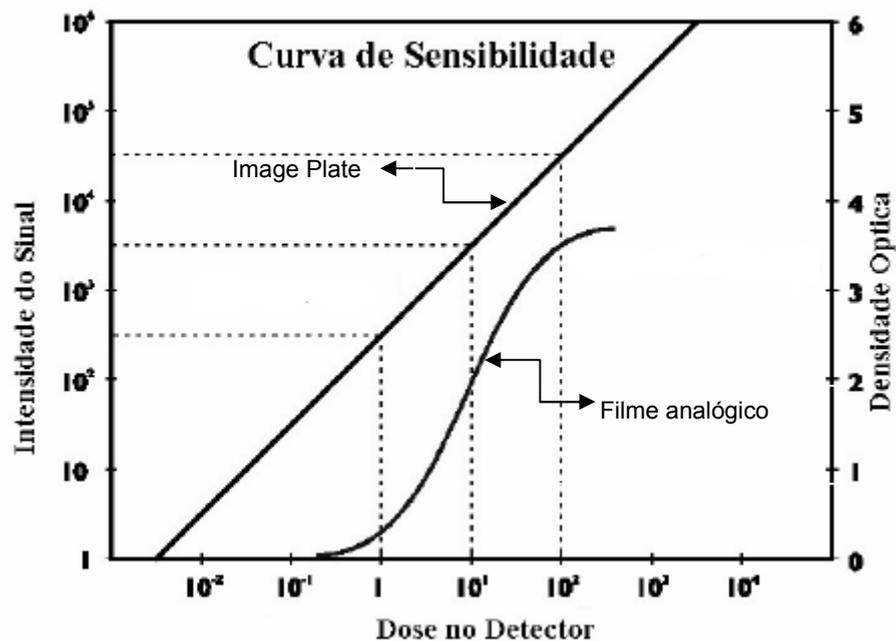


Figura 15: Processo de formação da imagem computadorizada.

Fonte: SHINOHARA, A. H.; ACIOLI, E. KHOURY, H.J. Salvador, 2002 [33].

O P^{32} emite radiação beta de 1,7 MeV. Na Figura 15 a abscissa corresponde às doses de radiação desse elemento, o eixo da ordenada à esquerda representa a quantidade de radiação luminescente acumulada no *image plate* e o eixo da ordenada à direita representa o grau de enegrecimento de um filme de raios X. Essas características são similares às obtidas com raios beta, elétrons, raios X e gama de outras energias.

As imagens digitais obtidas pelo processo de luminescência fotoestimulada são constituídas de matrizes de dados de intensidade de sinal em função da

posição, podendo ser manipuladas, ou seja, uma imagem é uma função de intensidade de sinal bidimensional $f(x,y)$, onde x e y são as coordenadas espaciais e o valor de f no ponto (x,y) é proporcional ao brilho (ou amplitude) da imagem, conforme demonstrado na Figura 16.

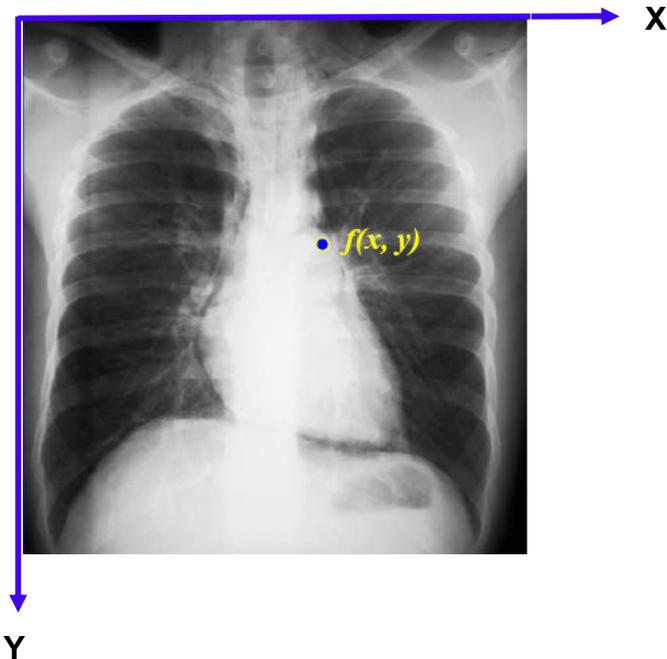


Figura 16: Imagem radiográfica com a representação dos eixos conforme orientação normalmente usada em processamento de imagens.

O menor elemento de uma imagem digital é denominado *pixel* do inglês *picture element*. O número de *pixels* contido em uma imagem é o produto do número de linhas pelo de colunas, sendo este usualmente um número de múltiplo 2, devido às características binárias do sistema digital.

A resolução espacial da imagem é função do número de *pixels* que venham a compor a imagem. Quanto maior o número de *pixels*, menor a distância entre eles e, portanto, melhor definição visual. A resolução espacial varia de acordo com a intensidade de fótons incidentes. Uma boa resolução espacial requer *pixels* pequenos que são obtidos por matrizes de grandes dimensões.

A intensidade, brilho ou amplitude da imagem é dado pela cor ou tons de cinza que um *pixel* pode exibir. Quanto maior o número de tons de cinza por *pixel*, maior a variabilidade de tons e melhor impressão visual. As imagens que apresentaram alto valor de sinal apresentaram-se com menor variabilidade de tons e pior impressão visual [18].

Cada *pixel* é representado na memória por um número bits, que varia de acordo com o número de cores/tons de cinza que se escolha para definir uma determinada imagem. Este valor é o que se define como profundidade do pixel. A título de exemplo, para que um *pixel* possa exibir um espectro de 256 tons de cinza ele deve ter uma profundidade de 8 bits (ou seja, 8 bits de memória para cada *pixel*).

A escolha do número de *bits*, por *pixel*, a serem digitalizados num sistema de aquisição de imagem está relacionada com a taxa de transferência de dados e a capacidade de armazenamento dos mesmos. Quanto maior o número de *bits* por *pixel*, maior será o tempo de transmissão até o aparelho de exibição de imagem e maior será a quantidade de memória necessária para armazenar a imagem [19].

A Figura 17 mostra imagens digitais como matrizes em que cada elemento ou *pixel* é representado por um valor numérico que representa uma tonalidade de cor, sendo que cada *pixel* possui uma única tonalidade de cor e mesma medida horizontal e vertical. A Figura 17 ilustra o contraste que pode existir entre dois *pixels* vizinhos. A imagem total é formada pela união dos *pixels* e suas tonalidades representadas em tons de cinza.

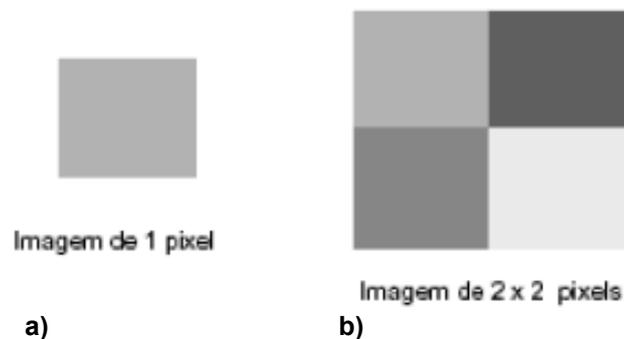


Figura 17: Imagem do pixel (a) e Matriz de *pixel* (b).

Fonte: Souza M.E.; Março 2008.

1.1.4 Principais Fatores que influenciam na Qualidade da Imagem digital

Os principais fatores que influenciam na qualidade de uma imagem digital são: a resolução espacial, a intensidade de sinal, o contraste, o ruído e a relação sinal ruído.

A resolução espacial é definida como a menor separação entre dois pontos da imagem que permite que estes possam ser distinguidos ou visualizados. O número de *pixels* por milímetro ou polegada (dpi) define a resolução espacial de uma imagem, sendo única para cada imagem. Assim sendo, para visualizar detalhes nas imagens, o tamanho e a quantidade de *pixels* por unidade de área são de fundamental importância. A Figura 18 mostra uma imagem de 6 dpi, o que significa que existem 6 *pixels* em cada medida linear de 1 mm.

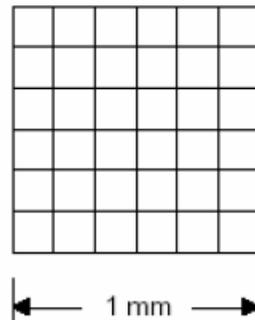


Figura 18: Imagem com resolução de 6 p.p.m.
Fonte: Souza M.E.; Março 2008.

O sinal resultante em uma imagem radiográfica digital pode ser obtido através de uma média do sinal de *pixels* de uma região de interesse (ROI). A Equação 1 representada a seguir define esse parâmetro.

$$S = \frac{1}{i \cdot j} \sum_{ij} X_{ij} = \bar{X} \quad \text{Equação 1}$$

Onde i e j são respectivamente o número de linhas e colunas da área utilizada como região de interesse e $X_{i,j}$ são valores de intensidade ou densidade ótica de cada pixel.

O contraste da imagem radiográfica é definido como a diferença relativa de sinal entre duas regiões adjacentes do filme. Ela depende diretamente do contraste do sujeito² (material irradiado), refletindo diferenças entre número atômico, densidade, densidade de elétrons, espessura, bem como espectro de energia do feixe de radiação emitido [20]. Como exemplo, pode-se considerar a fluência de radiação (Φ) entre duas regiões adjacentes do paciente, Φ_1 e Φ_2 , cuja diferença é

² Contraste do sujeito é definido como a diferença de fluência de energia de duas regiões adjacentes do objeto de interesse.

devida às variações na constituição destes tecidos. Dessa forma, o contraste da imagem pode ser medido como a diferença de densidade ou sinal entre as duas áreas do filme ou da imagem digital, respectivamente, divididas pelo sinal da área da região de interesse, conforme a mostra a Equação 2.

$$C = \frac{\Delta\Phi}{\Phi_1} = \frac{\Phi_{S2} - \Phi_{S1}}{\Phi_{S1}} \quad \text{Equação 2}$$

O ruído, principal fator que limita o contraste de uma imagem digital, é um sinal que interfere na homogeneidade da imagem reduzindo o contraste. É frequentemente definido como a incerteza em um sinal devido à suas flutuações randômicas [21]. As possíveis causas para estas flutuações são decorrentes da natureza estatística do feixe de radiação emergente do tubo, cujo número de fótons por unidade de tempo apresenta uma distribuição gaussiana. Outras fontes de flutuação randômica são introduzidas pelo processo de atenuação da radiação pela matéria, que também pode obedecer ou a uma distribuição gaussiana ou a uma distribuição de Poisson, além do fato do sistema eletrônico introduzir ruído devido ao processamento eletrônico binário [15,22].

Dessa forma, há diferentes fontes de ruído em uma imagem, sendo as principais o ruído quântico e o ruído eletrônico. O ruído quântico representa a imprecisão estatística introduzida no sinal de radiação pela flutuação randômica na produção e atenuação dos fótons. O ruído quântico ocorre naturalmente e não pode ser evitado. O ruído eletrônico consiste na incerteza adicionada ao sinal proveniente do sistema de processamento, a magnitude desse ruído depende da intensidade do sinal [15, 22]. O desvio padrão é a variável mais adequada para caracterizar o ruído de um sistema de imagens, pois ele quantifica a variação dos valores de *pixel* de uma imagem em torno de um valor médio [15,22].

$$\sigma = \sqrt{S} \quad \text{Equação 3}$$

Como os dados em análise obedecem a uma distribuição Gaussiana ou uma distribuição de Poisson [23], a definição da distribuição dependerá do valor médio do sinal. Para Poisson, o valor médio deve ser menor que 1. Se for maior que 20, então é uma Gaussiana. O desvio padrão é a incerteza do valor em torno de um valor médio. Na Equação 3, S representa a média de *pixels* na região de interesse.

Para o ruído ter um significado físico ele é associado a um sinal da região de interesse o qual é utilizado na definição da razão sinal-ruído. A razão sinal-ruído

descreve a relação entre o valor médio do sinal e a variação em torno desse valor médio, ou seja,

$$SNR = \frac{S}{\sigma} \quad \text{Equação 4}$$

Através desse descritor, pode-se definir a eficiência do sistema de aquisição de imagens.

Como os descritores são medidas estatísticas, é conveniente que seja avaliada a variação percentual relativa das medidas. Essa pode ser considerada como a quantidade relativa ao valor médio que se desviou desta medida, ou seja, é a variação relativa ao valor considerado como sendo a melhor medida. A variação percentual relativa pode ser calculada através da razão entre o desvio padrão da região de interesse e o valor médio dessa região.

$$\text{Variação(\%)} = \frac{\sigma_{\text{médio}}}{X} \times 100\%. \quad [24]$$

É importante salientar que os *scanners* para diagnóstico médico possuem ferramentas que podem ser manuseadas pelo operador técnico e possibilitam a variação de parâmetros como o contraste, o brilho e a nitidez, conforme ilustrado na Figura 19.



Figura 19: Demonstração das ferramentas de brilho contraste e Nitidez CR 950 Kodak.

Fonte: *Kodak DirectView* Sistemas CR Guia do Hardware [25]

A área selecionada da Figura 19 demonstra as operações no monitor do CR que permitem tais variações. A mudança desses parâmetros altera a faixa dinâmica. A faixa dinâmica indica quantos níveis diferentes de cor ou tons de preto a branco o

scanner identifica. Quanto maior for a faixa dinâmica do scanner, mais sutil será o detalhe produzido nas áreas sombreadas ou brilhantes de uma imagem digital. O gráfico ilustrado na Figura 20 é denominado histograma.

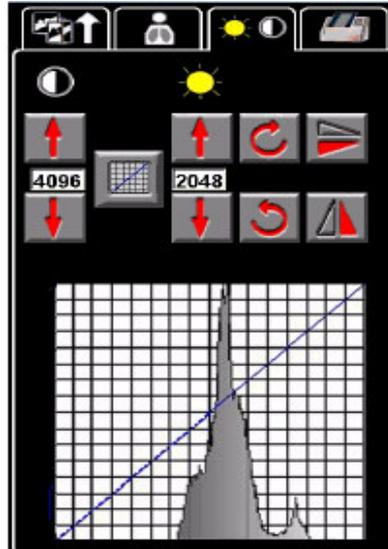


Figura 20: Interface de alteração de brilho e contraste disponibilizado pelo CR 950 Kodak®.

Fonte: *Kodak DirectView* Sistemas CR Guia do Hardware [25]

Um histograma é a representação gráfica do estudo de freqüências em função do sinal. Ele é uma função estatística da imagem que, para cada nível de tonalidade, calcula quantos *pixels* existem naquela tonalidade, de modo que o contraste da imagem é determinado pela largura da janela e pelo nível de brilho do histograma.

Quando as configurações são ajustadas, a imagem exibida é alterada. Os valores padrão de brilho e contraste para o CR modelo 950 da KODAK são respectivamente 2048 e 4095. O aumento da largura da janela reduz o contraste, mas aumenta a possibilidade de representar maior número de tons de cinza perceptíveis a olho nu, enquanto o aumento do nível aumenta o brilho. A Figura 21 mostra um histograma e suas variações para uma determinada imagem [25].

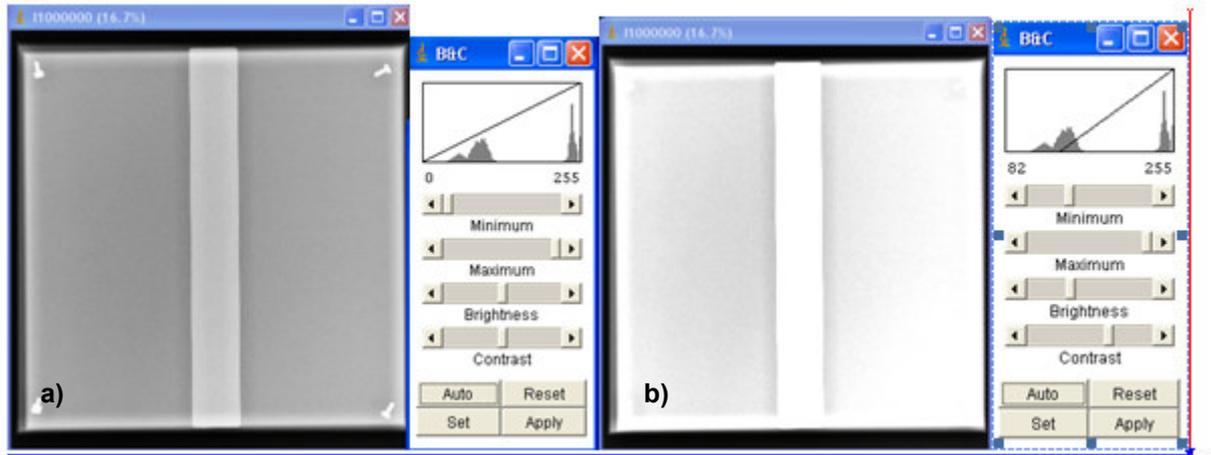


Figura 21: Demonstração do aumento de nível da Janela e conseqüente aumento de nitidez (a) Imagem Original (faixa dinâmica 0-295), (b) imagem modificada, aumento nitidez (faixa dinâmica 82-255).

Diminuindo a faixa dinâmica do histograma o número de *pixels* diminui, tornando a imagem com aspecto mais claro e com mais brilho. Uma imagem de 8 bits possui uma escala de 0-256 tons de cinza. A redução da faixa dinâmica implica em uma redução nessa faixa de tons de cinza.

O *software* do equipamento da Figura 13 possui ainda “otimização de baixa exposição” que, conforme o fabricante do produto, funciona reduzindo a aparência do ruído de quantização nas áreas de baixa exposição, e ao mesmo tempo preserva a qualidade total da imagem radiográfica [25].

Com base na parte do corpo selecionada, o *software* analisa a imagem completa e aplica um algoritmo de redução de ruído somente nas áreas da imagem com baixa relação de sinal para ruído. Por exemplo, em um exame radiográfico do tórax, a região do pulmão pode estar exposta adequadamente, mas as regiões mediastinal e subdiafragmática absorvem mais radiação, resultando em uma menor exposição no receptor de imagem. Esse algoritmo é aplicado automaticamente à área de baixa exposição. Mais adiante, o *software* classifica os componentes da imagem em alta e baixa frequência, e aplica o algoritmo ao componente de alta frequência que contém o ruído visualmente interferente [25]. Esses algoritmos denominam-se filtragem espacial ou processamento por máscaras e são construídos para cada tipo de exame, visando uma imagem de maior qualidade. Tais filtros são pré-determinados pelo fabricante e são aplicados no pré-processamento da imagem com a função de eliminar componentes de alta ou baixa frequência, atenuar ou acentuar bordas, ou ainda para reduzir o ruído, tornando a imagem mais nítida.

Além disso, esse sistema possui uma referência interna associada a exposição/dose. Essa grandeza é denominada *exposure index (IE)*, ou índice de exposição que representa a média dos valores de profundidade de cada *pixel* medidos em uma imagem digital. Segundo o fabricante, para uma imagem adquirida em radiodiagnóstico o IE deve ser entre 1850-1950. Cada 100 unidades de IE acrescidos ou diminuídos em uma imagem representam 30% de dose a mais ou a menos, respectivamente. Esse sistema digital, segundo o fabricante, permite, além da redução da dose, um aumento da vida útil do tubo de raios X. Segundo o fabricante, esse sistema é recomendado para equipamentos de raios X com capacidade até 150kVp com geradores de alta frequência ou trifásicos[26].

Para exames de tórax, partindo da técnica de exposição padrão para sistema analógico, deve ser adicionado de 15 a 20kVp com 2 a 3mAs para incidência antero-posterior [26].

1.1.5 Anatomia e procedimentos para realização de uma radiografia de tórax

Para a faixa de energia do radiodiagnóstico, quando um feixe de fótons interage com um absorvedor, em geral, parte de sua energia é espalhada para fora do absorvedor, parte é absorvida através dos processos descritos anteriormente (seção 1.1.1) e parte atravessa o material sem interagir. Os processos de espalhamento e de absorção de radiação resultam em uma redução da intensidade de sinal que sai do volume de interesse. A relação que descrever essa alteração de sinal pode ser descrita pela equação $I_0 = Ie^{\mu x}$ onde I_0 representa a intensidade de fótons incidentes e μ é o coeficiente de atenuação linear ou total que representa a probabilidade por unidade de comprimento de um feixe sofrer atenuação independente do processo de interação [27].

Como citado na seção 1.1.1, as interações da radiação eletromagnética com a matéria têm a sua probabilidade de ocorrência definida em termos do conceito de seção de choque.

O número de fótons de um feixe que interage é diretamente proporcional ao número de fótons total presente no mesmo, bem como a espessura e seção de

choque do material de interesse. A variação do número de fótons do feixe à medida que atravessa um material pode ser expresso por $\Delta N_{\text{fótons}} = \mu N_{\text{fótons}} \Delta x$, onde μ é uma constante de proporcionalidade denominada coeficiente de atenuação linear que reflete características do meio atenuador para energia dos fótons do feixe incidente e Δx é a espessura.

Dessa forma, a absorção da radiação X depende diretamente da espessura do material. Isso significa que com o aumento da espessura do material o tempo de exposição tende ser aumentado, fato que ocorre por causa do efeito de absorção desse material. Este fenômeno também ocorre para materiais de número atômico elevado, já que o coeficiente de absorção de um material varia diretamente com a sua densidade.

Em anatomia humana, tórax, demonstrada na Figura 22, é a parte superior anterior do tronco. Na região do tórax localiza-se a maior parte do sistema respiratório e o coração que são protegidos por uma armação óssea que liga o esterno à coluna vertebral através das costelas.

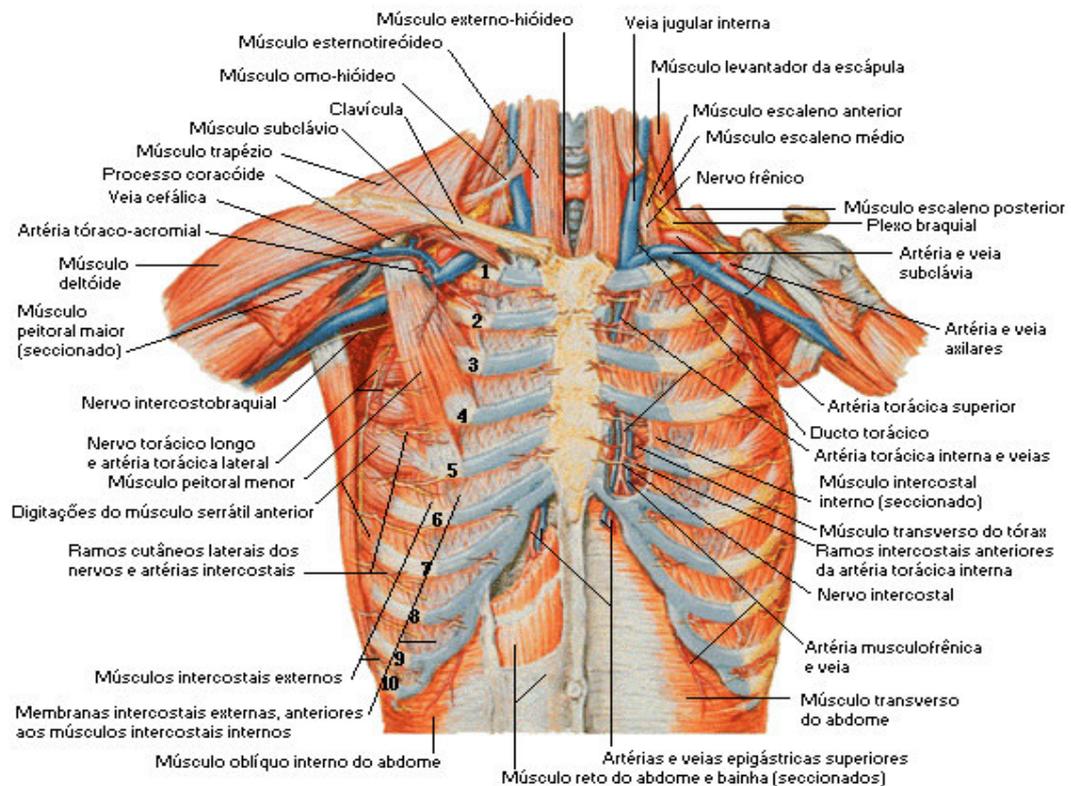


Figura 22: Anatomia do Tórax.

Fonte: NETTER, Frank H., 2000 [35].

A diversidade dos tecidos constituintes da região do tórax e as diferentes densidades desses tecidos resultam em uma absorção diferenciada dos fótons

incidentes. Uma radiografia é composta de uma escala de densidades que vai do branco ao preto. A absorção do feixe de raios X de acordo com Monnier e Tubiana (1999) depende da espessura do meio atravessado pelo feixe de raios X. Dessa forma, o resultado da imagem radiográfica é determinado pelo método utilizado na aquisição dessa imagem como a técnica radiográfica empregada, e as características do equipamento utilizado.

Como os raios X são divergentes, para que as estruturas não sofram uma magnificação excessiva, conforme demonstrado na Figura 23, é necessário manter uma distância mínima. A distância mínima utilizada para realização desse exame é de 1,50 m e máxima 2,00 m, sendo adequada uma distância de 1,80 m [28].

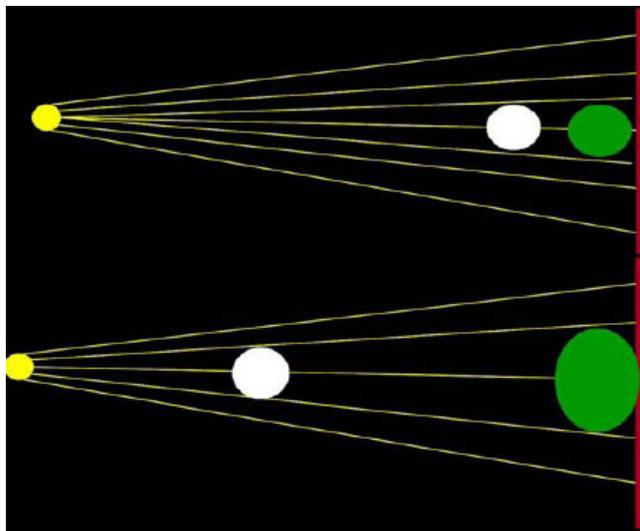


Figura 23: Demonstração magnificação estruturas do tórax.
Fonte: Meirelles S.P.G. (UNIFESP).

A divergência dos feixes de raios X é um conceito básico, porém importante para se compreender o posicionamento radiográfico em um estudo. Isso ocorre porque os fótons de raios X produzidos no tubo se propagam por uma janela. A janela é limitada por colimadores ajustáveis à incidência de interesse. Dessa forma, quanto maior for o campo de colimação, menor será distância do foco ao filme utilizado e maior será o ângulo de divergência nas margens externas, o que aumenta o potencial de distorção [28].

O feixe de raios X é emitido a partir de uma região do ânodo conhecida como ponto focal. O tamanho do ponto focal é um parâmetro que deve ser considerado ao se realizar um exame radiográfico. A seleção de um ponto focal pequeno em um tubo de raios X de duplo foco resultará em menos borramento ou imprecisão da

imagem devido ao efeito de penumbra da imprecisão geométrica conforme a Figura 24. Entretanto, mesmo com o menor ponto focal possível, ainda assim haverá alguma penumbra [28].

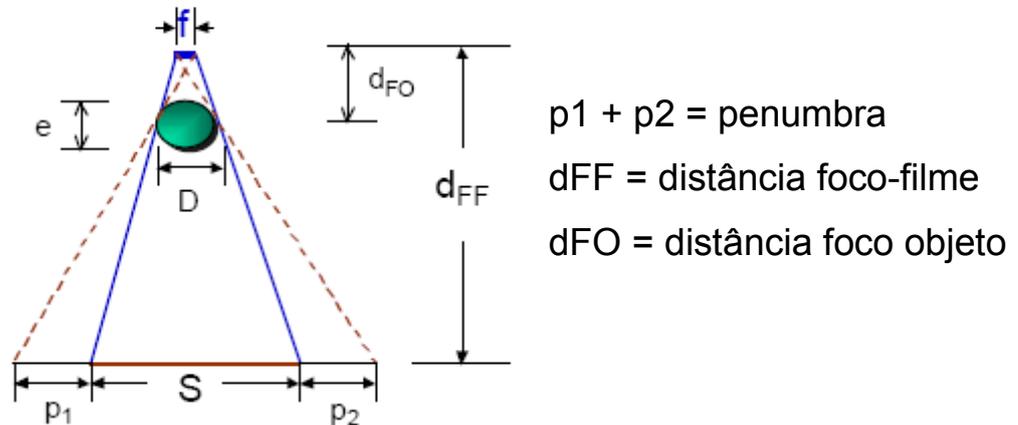


Figura 24: Demonstração penumbra geométrica.
Fonte: Meirelles S.P.G. (UNIFESP).

Na Figura 24, **D** é a espessura do objeto, **e** é o comprimento, **f** é o foco e **S** é a projeção da imagem formada. O somatório de **P1** mais **P2** é a penumbra total.

Assim sendo, na incidência pôsterio-anterior (PA) o paciente é posicionado com as costas voltadas para o tubo de raios X a uma distância de 1,50 a 1,80 m em pé, os feixes de raios X entram posteriormente e perpendicularmente pelas costas do paciente, enquanto a porção anterior do tórax encontra-se em contato com *bucky* mural do equipamento que contém o filme radiológico [28]. Esta posição evita a magnificação do coração, que, por ser anterior, fica perto do filme; possibilitando o posicionamento dos ombros de tal forma que a escápula fique fora do filme. A incidência é realizada com máxima inspiração para que o diafragma não se sobreponha à estrutura de interesse.

1.1.6 Grandezas dosimétricas

Grandezas dosimétricas são grandezas utilizadas para descrever o comportamento de um feixe de raios X ao interagir com a matéria.

Fluência (Φ)

Um feixe de fótons produzido no interior do tubo de raios X possui uma distribuição de intensidades em diferentes energias. Considerando um feixe homogêneo, a ICRU (1993) define essa grandeza como o quociente do número de partículas incidentes dN , sobre uma esfera de secção de área dA ,

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad \text{Equação 5}$$

A fluência é expressa em termos de m^{-2} no Sistema Internacional de Unidades (SI).

Fluência de energia (Ψ)

O feixe de raios X também pode ser descrito através da fluência de energia. A fluência de energia é definida pelo catálogo “*Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data*” [19] com base em modelos semi-empíricos. Considerando, desta forma, a energia total, dR , carregada pelo número esperado de fótons que atingem a área, dA , num intervalo de tempo escolhido arbitrariamente desde um tempo inicial t_0 até um tempo final t [12, 29] é

$$\psi(E) = \frac{dR}{dA} \quad \text{Equação 6}$$

onde R é a energia radiante³ incidente sobre a esfera de seção de área da . A fluência de energia é expressa em $J.m^2(SI)$.

As grandezas escalares fluência e fluência de energia são relevantes na determinação das grandezas dosimétricas cujas definições são dadas a seguir [6]

Exposição (X)

É definida como o quociente entre o valor absoluto de carga total de íons (dQ) de um sinal produzido no ar quando todos os elétrons liberados pelos fótons numa massa de ar (dm) são completamente parados neste ar. A ICRU[6] define a exposição como

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad \text{Equação 7}$$

³ Define-se como energia radiante a energia irradiada isotropicamente do ponto central de da esfera definida pela ICRU.

No caso em que há um espectro de fótons presente no ponto de interesse, a relação entre a exposição e a fluência é dada por

$$X = \int_{E=0}^{E \text{ máx}} \frac{\mu_{en}}{\rho} \text{ ar} \frac{e}{W_{\text{ar}}} \Phi(E) dE \quad \text{Equação 8}$$

onde: $(\mu_{en} / \rho)_{\text{ar}}$ representa o coeficiente de absorção mássica na energia ϵ para o ar, e representa a carga do elétron, $1,602 \times 10^{-19} \text{ C / elétron}$, W_{ar} equivale à energia média necessária para formação de um par de íons no ar sendo para raios gama ou X acima de alguns keV de energia, considerada constante e igual a 33,97 eV e $\Phi =$ fluência de fótons com energia ϵ .

A exposição é expressa em C/kg no Sistema Internacional (SI), porém ainda é utilizada uma unidade especial para esta grandeza é o roentgen (R) tal que $1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$.

A exposição foi criada como forma de quantificar os efeitos da radiação sobre a matéria em termos da quantidade de cargas criadas no ar para a irradiação com raios X e γ .

Todavia, houve a necessidade de quantificar o efeito da radiação em outros tipos de materiais. Considerando-se o efeito como a quantidade de ionizações produzidas, que é proporcional à energia depositada no meio, criou-se o conceito de *KERMA*.

KERMA (K)⁴

É o quociente entre a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas não carregadas incidentes em um material de massa dm , ou seja, a energia transferida, $d\epsilon$, em determinado elemento de volume dV , pela massa dm do elemento,

$$K = \frac{d\epsilon}{dm} \quad \text{Equação 9}$$

O *KERMA* em um ponto P está relacionado à fluência de energia $\psi(E)$ pelo coeficiente de transferência de energia por massa $(\mu_{tr} / \rho)_{E,Z}$, característico para cada energia de fóton e para cada material no ponto P. Para feixes monoenergético esta relação é dada por

⁴ *KERMA* é a sigla, em inglês, de *Kinetic Energy Imparted to the Matter* que em português significa *energia cinética transferida para a matéria*.

$$K = \psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) E, Z \quad \text{Equação 10}$$

No caso em que há um espectro de energia de fótons com energia variando de E_0 a E_{MAX} , presente no ponto de interesse, a relação entre o *KERMA* e a fluência de energia é dada por

$$K = \int_{E_0}^{E_{max}} \psi(E) \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) E, Z dE \quad \text{Equação 11}$$

O *KERMA* é expresso em J/kg no Sistema Internacional (SI), tendo o nome especial de gray (Gy).

Dose absorvida (D)

É o quociente da energia média depositada ($d\bar{E}$) pela radiação ionizante na matéria de massa (dm) num ponto de interesse, ou seja,

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad \text{Equação 12}$$

A dose absorvida é expressa em J/kg no Sistema Internacional e o nome especial para esta unidade é Gray (Gy).

Neste ponto, devem-se introduzir o conceito de "Equilíbrio de partículas carregadas" (EPC) para relacionar as grandezas *KERMA*, dose e exposição entre si. Considerando um volume V de um meio material e um elemento de volume dV nele contido, tendo seus limites separados dos limites de V por uma distância igual ou maior que a distância máxima de penetração das partículas carregadas secundárias presentes ou produzidas: diz-se que o EPC existe quando cada partícula carregada de um determinado tipo e energia que deixa dV substituída por outra partícula idêntica de mesma energia entrando e que quando o meio atende às seguintes condições [12]

- a) a composição atômica do meio for homogênea;
- b) a densidade do meio for homogênea;
- c) o campo de radiação indiretamente ionizante for uniforme;
- d) a ausência de campos magnéticos ou elétricos heterogêneos.

Para medidas ambientais de radiação gama no ar, estas condições são facilmente obtidas. Portanto, pode-se aplicar a seguinte relação [12].

$$D_{\text{ar}}^{\text{CPE}} = (K)_{\text{ar}} = X \cdot \left(\frac{W}{e}\right)_{\text{ar}}$$

Equação 11

1.1.7 Espectros e suas Influências na Qualidade da Imagem

Como descrito na secção 1.1.1, os raios X são obtidos quando se faz incidir um feixe de elétrons com energia suficiente sobre uma superfície metálica [32]. A colisão dos elétrons com a trilha do alvo produz radiação X por dois processos diferentes. Um deles contribui para a formação de um espectro contínuo e o outro, para a formação de uma série de linhas espectrais característica do material do ânodo, ambos, sobrepostos constituem o espectro total da radiação X.

Para descrever o processo de formação da imagem de um equipamento de raios X é fundamental conhecer o espectro de emissão de fótons do ponto focal que pode ser obtido através do fluxo de fótons em função da energia em função da energia conforme a Figura 25. A área do gráfico dessa figura representa a fluência total de fótons do espectro.

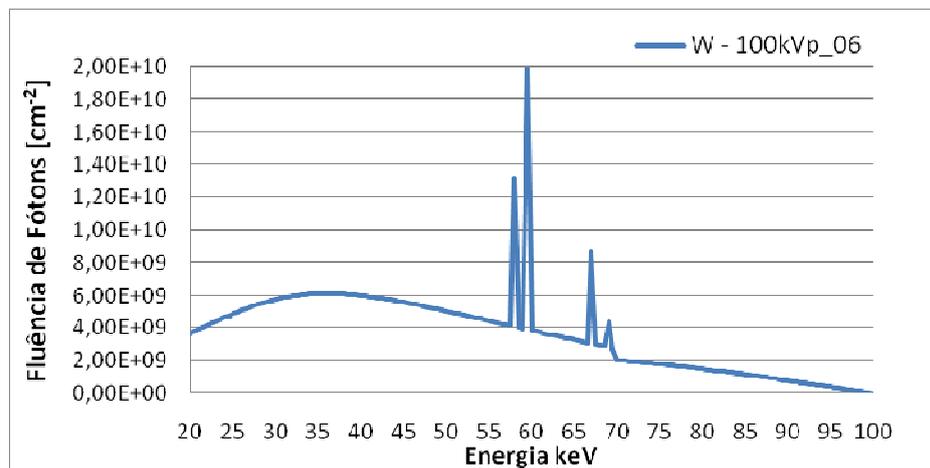


Figura 25: Gráfico do espectro de emissão de raios X do Tungstênio com 100 kVp, a 750 mm do ponto focal.

Fonte: *Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra and Other Data (19)*

A Figura 25 mostra um espectro típico dos fótons emitidos pelo ânodo, e o resultado da superposição da radiação característica do tungstênio (W) com o espectro contínuo gerado pelos elétrons de 100 keV. Nessa figura, pode-se observar

que, além de fótons com energias baixas, existe um número significativo deles com energias correspondentes às linhas de emissão características do tungstênio.

Os espectros de emissão dos raios X podem ser modificados em quantidade e/ou qualidade através do número de fótons em cada energia, resultando em mudança na qualidade da radiação, ou seja, no seu poder de penetração [15]. Os principais fatores que podem afetar a forma geral do espectro emitido são: o material do alvo, a tensão aplicada e a forma de onda da tensão aplicada. Estes fatores são os que mais influenciam a geração de fótons de alta energia, que participam significativamente na formação da imagem radiográfica [15]. O material do alvo influencia na intensidade do espectro contínuo, mas não na sua forma. O aumento do número atômico no material que compõe a trilha do alvo aumenta a eficiência na produção de raios X por freamento, aumentando o número de fótons com maior energia. Além disso, cada material apresenta, conforme a configuração da sua eletrosfera um conjunto de emissões características específicas. A Figura 26 mostra os espectros com dois alvos constituídos de diferentes materiais.

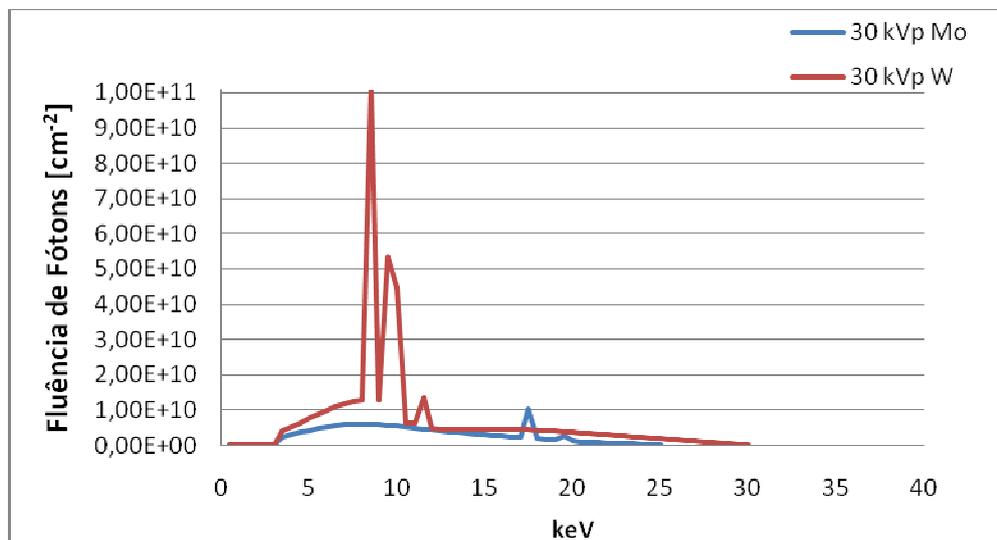


Figura 26: Influência do material do alvo no espectro para energias do W e Mo a 30 kVp, a 750 mm do ponto focal.

Fonte: *Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra and Other Data* [19]

Considerando a influência do material que forma o ânodo no espectro de linhas, átomos com número atômico mais alto têm energia de ligação da camada K mais elevada o que resulta em raios característicos com energias mais altas [15]. Quanto maior o número atômico, maior será a probabilidade de ocorrência de radiação de *bremstrahlung*.

A máxima energia dos fótons emitidos depende da tensão aplicada no tubo e, além disso, um aumento da tensão aceleradora dos elétrons implica num aumento do número de fótons de maior energia [12]. A Figura 27 mostra os espectros emitidos por um tubo de raios X para diversas tensões aplicadas. Pode-se observar que para a tensão de 65 keV, as linhas do espectro característico da camada K não aparecem, porque para romper a energia de ligação de um elétron dessa camada é necessário um potencial de 70 keV.

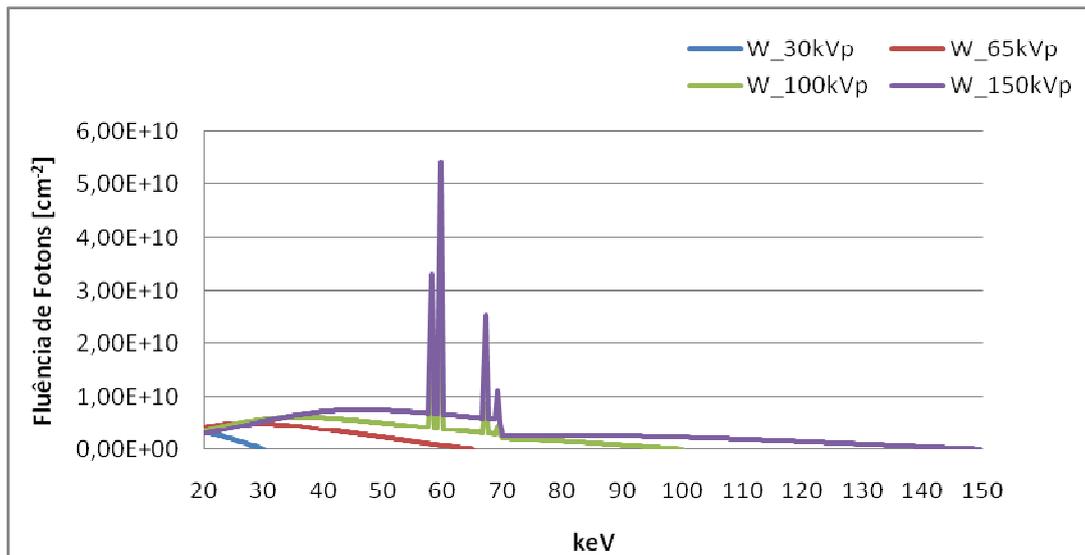


Figura 27: Gráfico do espectro de emissão de raios X do Tungstênio com diferentes tensões, a 750 mm do ponto focal.

Fonte: *Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra and Other Data* [19].

Se mantidos constantes outros fatores como a corrente (mA) e o tempo (t) de exposição ou do produto corrente pelo tempo (mAs), a exposição cresce aproximadamente com o quadrado da tensão (kV) aplicada no tubo ($E \propto kV^2$) [12].

A qualidade do feixe está relacionada com a energia média do feixe. Um aumento da tensão de pico ocasiona um aumento do rendimento (quantidade de fótons de raios X gerados) e de sua energia. Em consequência disso, o poder de penetração do feixe aumenta. Por outro lado, a quantidade de raios X produzido é diretamente proporcional a carga transportada pelo tubo, mAs. Comparativamente, um aumento em 15% da tensão de tubo corresponde a duplicar o mAs, quando consideramos a fluência total do espectro de raios X gerado.

A forma de onda da tensão aplicada

A função dos geradores de alta tensão, parte constituinte dos equipamentos de raios X é produzir a diferença de potencial necessária para acelerar os elétrons que vão produzir os raios X. Estes potenciais são produzidos através de transformadores elétricos que podem trabalhar com a frequência nominal da rede elétrica ou com médias e altas frequências [16].

No gerador também é acoplado a um sistema de retificação que evita o fluxo de corrente entre os eletrodos no tubo de raios X no sentido inverso. A retificação é necessária, pois a tensão alternada não é útil para acelerar os elétrons, que possuem carga negativa e se deslocam em direção a tensões positivas. Logo a retificação é responsável pela tensão do ânodo ser sempre positiva em relação ao cátodo. Na Figura 28 pode-se verificar a forma de onda associada a vários tipos de geradores, na (a) para um gerador monofásico de meia onda, na (b), um gerador monofásico de onda completa, na (c) para um gerador trifásico, na (d) para um gerador de média frequência, na (e) para geradores de alta frequência, e na (f) para um gerador de potencial constante:

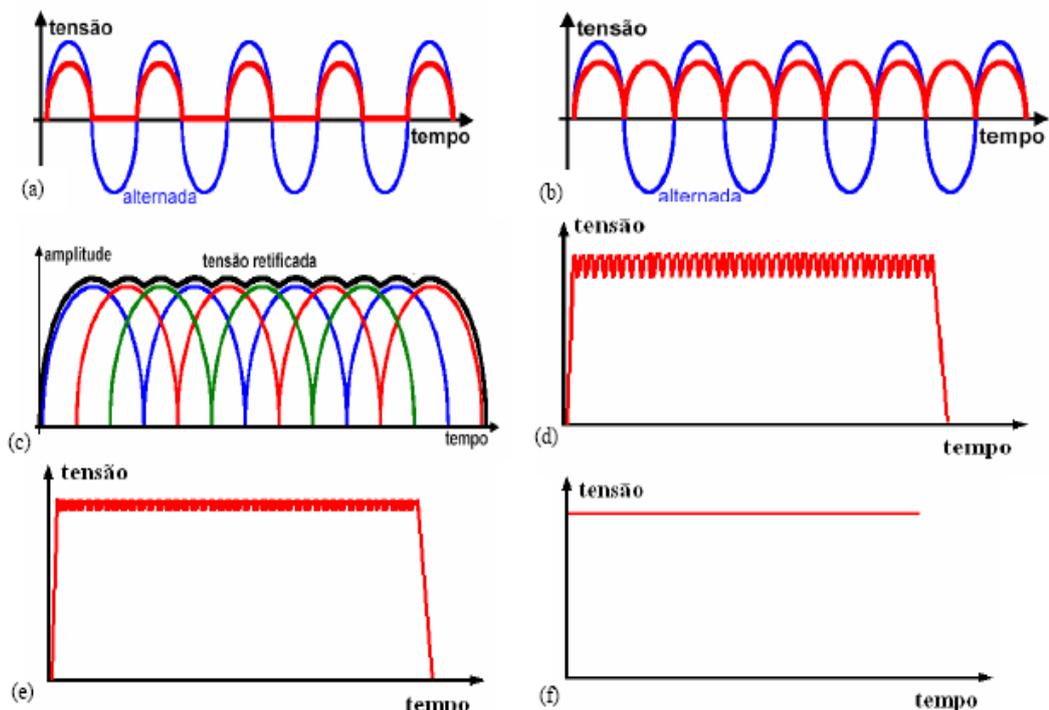


Figura 28: Curvas de tensão para os diferentes tipos de retificação de onda: monofásica de meia onda (a), monofásica de onda completa (b), trifásica de onda completa e seis pulsos (c), trifásica de onda completa e doze pulsos (d), alta frequência (e), e contínuo (f).

Fonte: Correa, S.C.A. – UFRJ, 2005.

O retificador de onda mais simples é o retificador de meia onda, curva mostrada na Figura 28 (a), esse tipo de retificação conhecida também como retificação monofásica de meia onda utiliza apenas a parte positiva da curva de tensão alternada. Para aumentar o aproveitamento da tensão é necessário utilizar a retificação de onda completa que aproveita toda a curva de tensão. Este aproveitamento ocorre devido à transformação da parte negativa da curva senoidal em tensão positiva conforme a Figura 28 (b) demonstra. Para realizar essa transformação é preciso utilizar um circuito retificador de onda completa.

Comparando-se as curvas de tensão de retificação de meia onda e de onda completa na Figura 28 (a) e (b) é possível verificar uma melhoria do aproveitamento do rendimento do equipamento de raios X, pois nos circuitos de meia onda a tensão aplicada permanece metade do tempo nula sem qualquer contribuição para geração de fótons. Na outra metade do tempo a tensão varia de zero até seu valor máximo, o que provoca a geração de um feixe de fótons com tensão máxima variável. Contudo, nos circuitos de onda completa, os intervalos de tempo com tensão nula são pequenos.

Os sistemas de retificadores trifásicos surgiram após os sistemas de retificação monofásica. Existem dois tipos de sistemas de retificação trifásicos: o de seis pulsos e o de doze pulsos. Esse sistema utiliza três tensões cujas formas de onda são deslocadas com alguma defasagem de tempo uma em relação à outra. Cada fase é retificada em onda completa gerando seis pulsos em cada ciclo. No de doze pulsos são geradas seis tensões defasadas no tempo, que, retificadas em onda completa, fornecem doze pulsos.

A flutuação periódica da tensão ao longo do tempo de exposição, proveniente do circuito elétrico do equipamento de raios X, é denominada *ripple*. O *ripple* é

definido por $R (\%) = 100 \times \frac{kV_{\text{máx}} - kV_{\text{min}}}{kV_{\text{máx}}}$ onde o $kV_{\text{máx}}$ é o valor da tensão máxima e kV_{min} é o valor da tensão mínima obtido ao longo do tempo de exposição. O *ripple* é um fenômeno indesejado na produção de raios X devido à redução da tensão média. Para geradores monofásicos, o *ripple* percentual é de aproximadamente 100%. Os geradores trifásicos possuem um *ripple* que varia entre 3 e 25%. No gerador de média frequência, o *ripple* percentual diminui com o aumento da tensão e varia na faixa de 4 a 20%. O gerador de alta frequência é semelhante ao gerador de

média freqüência, porém o *ripple* percentual varia numa faixa menor, de 2 a 15%. O gerador de potencial constante apresenta um *ripple* percentual menor que 1% [17].

Segundo a Portaria 453 do Ministério da Saúde [18], no Brasil, os sistemas de radiografia convencional devem possuir gerador do tipo pulsado retificado ou de armazenamento de carga, sendo proibida a utilização de sistemas auto-retificados ou de meia onda.

Angulação efetiva

Uma característica da produção de radiação X é a não uniformidade do feixe de radiação ao longo do eixo ânodo-cátodo. Esta deformidade na intensidade e na energia do feixe pode provocar a diminuição na qualidade da imagem radiográfica. Uma maneira de se obter grande área de impacto dos elétrons na trilha do alvo, é fazer os elétrons chegarem em ângulo de vôo de 0° graus com a horizontal e fazer a trilha do alvo em cunha, com uma angulação em relação à vertical. Outra forma seria alterar o ângulo de vôo dos elétrons incidentes na trilha do alvo é inclinar o alvo para determinar o ponto focal ideal para aplicações médicas.

A relação entre o ângulo de vôo dos elétrons e a inclinação da trilha é denominada de angulação efetiva, e é característica de cada modelo de tubo de raios X. Esta é uma característica fundamental, pois define o Princípio de Linha Focal, o que está associado ao tamanho dos pontos focal real e efetivo. Denomina-se ponto focal real como sendo a área onde os elétrons colidem e como ponto focal efetivo, a área visualizada na direção do feixe útil conforme a Figura 29:

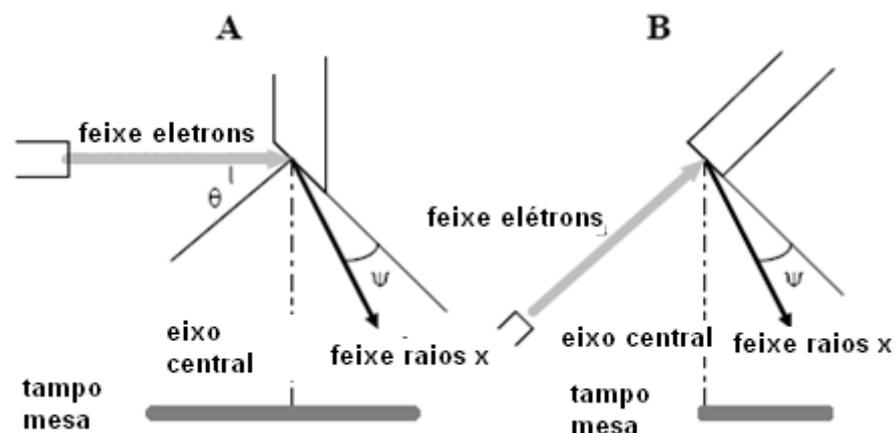


Figura 29: Representação do ponto focal real e efetivo.

Fonte: *Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra and Other Data* [19]

Os raios X produzidos por pequenos ângulos efetivos, geralmente, são filtrados através de uma maior espessura do material ânodo. Dependendo do ângulo do alvo, pode-se ter grande área de impacto com pequeno ponto focal efetivo. Isso ocasiona em uma forma de diminuição do calor residual no alvo.

Associado ao Princípio de Linha Focal ocorre o Efeito Anódico. No Efeito Anódico a intensidade de radiação que sai do lado do cátodo é maior do que a que sai do lado do ânodo, consequentemente, a energia média do espectro é menor no lado do cátodo do que no lado do ânodo, pois a radiação que se dirige para o lado do ânodo encontra seu próprio alvo como blindagem, enquanto a que sai pelo lado o cátodo, encontra uma quantidade de material absorvedor menor. O resultado prático quando se realiza uma radiografia de uma região com grandes variações de espessura, é que se deve dispor o lado de menor densidade e espessura para o lado do ânodo, normalmente indicado nos tubos com um sinal negativo. Esses efeitos ocasionam uma variação sobre o espectro total, pois alteram a intensidade da energia na qual o pico ocorre. Um espectro correspondente a uma pequena variação do ângulo alvo tem um contínuo de energia de maior pico que um espectro de maior ângulo com alvo, conforme mostra a Figura 30.

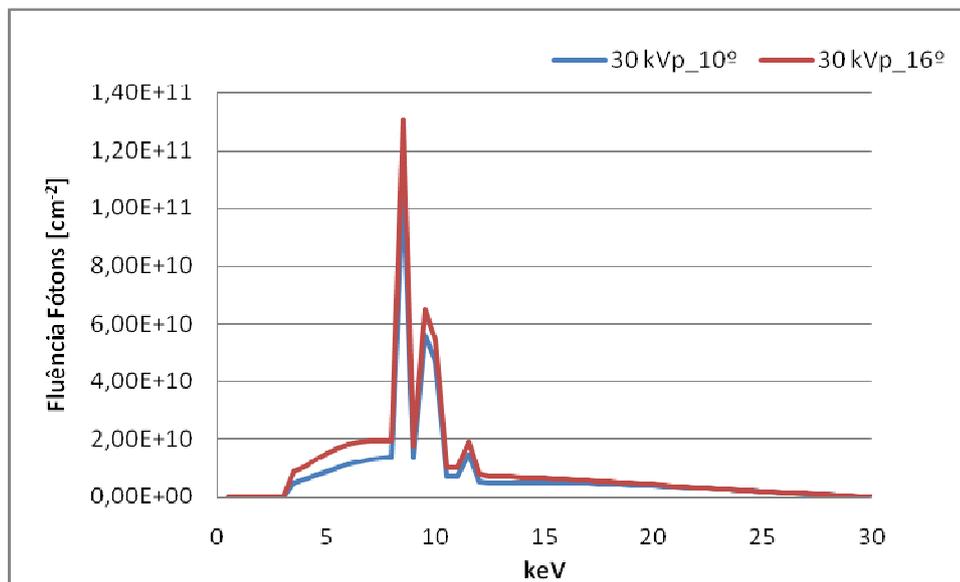


Figura 30: Gráfico do espectro de emissão de raios X do tubo com trilha de Tungstênio operando a 30 kVp, coletado a 750 mm do ponto focal, considerando uma filtração inerente equivalente a 2,5 mm Al, para diferentes angulações efetivas.

Fonte: *Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra and Other Data [19]*

A capacidade de penetração ou qualidade de um feixe de raios X é descrita explicitamente pela sua distribuição espectral.

Um conceito mais usual para descrever e medir a qualidade do feixe é a camada semi-redutora (CSR). A CSR é definida como a espessura de um material padrão (no caso das aplicações médicas o material é Al) necessário para reduzir o *KERMA* medido pela câmara de ionização à metade de seu número original. A CSR

pode ser descrita por $CSR = \frac{\ln 2}{\mu}$. Um feixe de baixa energia será bastante reduzido por uma pequena filtração, tendo, portanto baixo valor de CSR. Sabe-se que a CSR não é uma quantidade constante para um dado feixe, mas aumenta com a filtração. Logo, a segunda CSR será maior que a primeira. Somente um feixe monoenergético terá sucessivas CSR iguais. Sendo o feixe polienergético e o comportamento de atenuação para cada energia diferenciada, é necessária a análise de cada componente do espectro, para chegar-se ao valor da CSR.

A filtração adicional remove seletivamente os fótons de energia mais baixa, resultando em melhor aproximação de um feixe monoenergético e a diferença entre sucessivas CSR torna-se cada vez menor.

Os raios X oriundos do feixe de radiação, vindo do tubo de raios X, possuem fótons com diferentes energias. Esta variação na energia resulta numa distribuição diferencial chamada espectro de energia [12], representada por

$$Espectro = \frac{d\Phi(E)}{dE} \quad \text{Equação 13}$$

A Equação 13 indica a fluência correspondente a cada energia existente no feixe, de onde se pode determinar a fluência total integrando esta equação sobre todas as energias presentes no feixe, como mostra a Equação 14 [12].

$$\phi = \int_{E_0}^E D \Phi(E) \quad \text{Equação 14}$$

A intensidade e a qualidade da radiação emergente do tubo de raios X são funções da corrente e tensão aplicada no tubo, além do ângulo e da composição do material do alvo. A quantidade de raios X gerada é proporcional ao número atômico do material do alvo. Já a distribuição de energia do espectro de raios X é determinada pelo potencial aplicado, pelo material e ângulo de inclinação do anodo e pela composição e espessura o material de filtração.

A eficiência da produção de raios X depende aproximadamente do quadrado da tensão aplicada. Durante a exposição, a tensão e a corrente podem variar.

Aparelhos de raios X monofásicos apresentam variação de 100% entre o valor máximo e mínimo desses parâmetros. Essa variação do valor da tensão e da corrente durante uma exposição é o *ripple*. Reduções significativas na dose recebida pelo paciente podem ser obtidas pelo aumento da tensão.

Dessa forma, para obter um determinado rendimento efetivo (como consequência de uma potência de entrada no tubo), a corrente instantânea no tubo de raios X deve ser cerca de duas vezes a corrente fornecida por uma fonte de alta tensão quase constante (com pouco *ripple*).

1.1.8 Estudo Sobre a Influência dos Espectros na Geometria Simulada

Para melhor compreensão do conteúdo abordado nessa seção, foram realizado um estudo sobre os espectros reais para as energias que apresentaram melhor desempenho para a aquisição das imagens nos sistemas analógico e digitalizado para ambos os equipamentos.

Os espectros foram obtidos com o auxílio do catálogo de espectros *Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data* [19] onde constam valores tabelados de fluência de fótons para diversas energias. Foi utilizado o programa XCOM® do *National Institute of Standards and Technology* [20] para obtenção dos valores de coeficiente de atenuação e o programa Excel® para a graficar os espectros.

Primeiramente foi calculada a fluência inicial através da regressão ao ponto focal com o auxílio de uma planilha do programa Excel®. Os valores para o fluxo de energia, doravante denominado de fluência, utilizados do catálogo de espectros foram espectros de energia de pico de 90 kVp, em passos de 0,5 kV, para um ângulo de vôo de 22 graus e alvo tungstênio. Todos os espectros deste catálogo são definidos a 70 cm do ponto focal.

Como o espectro não é dado no ponto focal, para nossas considerações de regressão ao ponto focal, foi considerado o ar seco, definido pela ICRP documento 44 (densidade de 0,001205 g/cm³) como material atenuador. Dessa forma, considerando a feixe central de radiação e a equação $\psi = \psi_o e^{-\mu x}$. A fluência no ponto focal foi calculada com base na metodologia da seção 1.1.5, utilizando-se dos recursos disponíveis na planilha de dados Excel®. A Figura 31

mostra os gráficos dos espectros regredidos ao ponto focal, considerando os dois casos estudados.

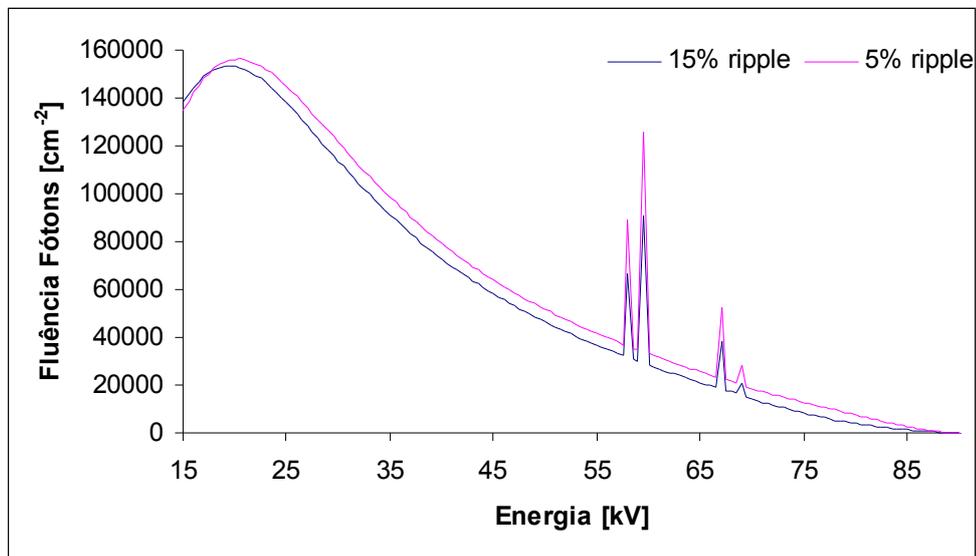


Figura 31: Gráfico do espectro de emissão de raios X do tubo com trilha de Tungstênio operando a 90 kVp, ângulo de vôo dos elétrons de 22° considerando um *ripple* de 5%(a) e 15%(b).

Fonte: Baseado em dados do *Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra and Other Data* [19], calculado em regressão ao ponto focal pela autora.

Da Figura 31 é possível perceber comparando a fluência de fótons para um *ripple* de 15% com a fluência para um *ripple* de 5%, que a fluência de energia dos fótons é inferior na saída do ponto focal para uma mesma tensão aplicada exceto para energia de 15 kV onde a energia é aproximadamente a mesma. Isso é esperado, pois com o aumento do *ripple* tem-se significativa diminuição na energia média do espectro e no número de fótons.

Com os valores da fluência no ponto focal obtidos, foram definidos os espectros para os diferentes pontos e interfaces no caminho percorrido pelo feixe de radiação central. A Figura 32 que segue ilustra o espectro de saída da filtração total.

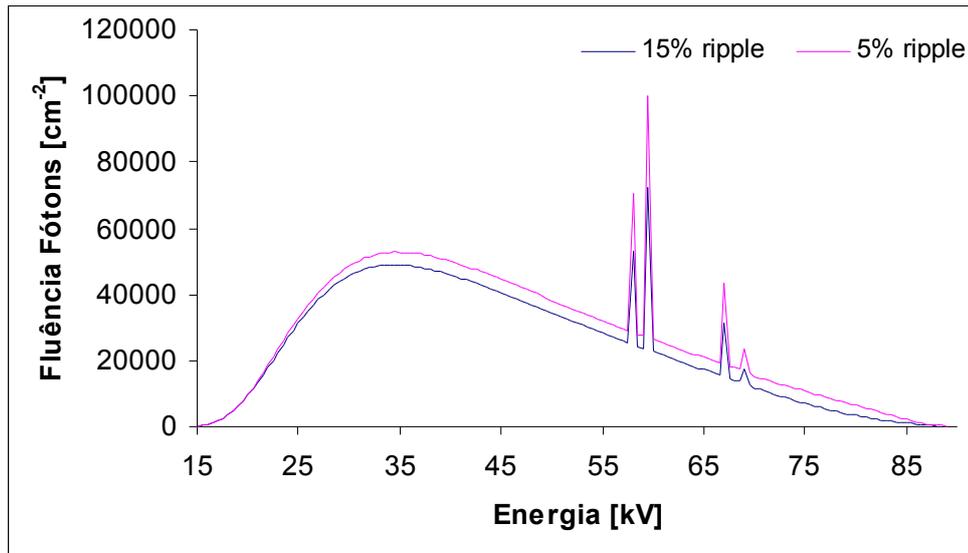


Figura 32: Gráfico do espectro de emissão de raios X do tubo com trilha de Tungstênio operando a 90 kVp, ângulo de vôo dos elétrons de 22° e filtro de Al de 3 mm de espessura, considerando um *ripple* de 5%(a) e 15%(b).

Fonte: Baseado em dados do *Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra and Other Data* [19] filtro de Al calculado e adicionado pela autora.

Após a interação com o filtro pode-se verificar que a fluência de saída do filtro, considerando os dois valores de *ripple*, até a diferença de potencial de 25 kV não tem variações consideráveis para, mas após os 25kV a variação para o *ripple* 15% permanece menor que para 5% indicando que a energia de fluência dos fótons é menor. Isso evidencia a menor capacidade de penetração do feixe de raios X.

Após esta interação, o feixe irá cruzar 130 cm de ar e chegará ao ponto de entrada do nosso simulador utilizado. Dessa forma, a Figura 33 ilustra a fluência de entrada no simulador de tórax, sem considerar o retro-espalhamento.

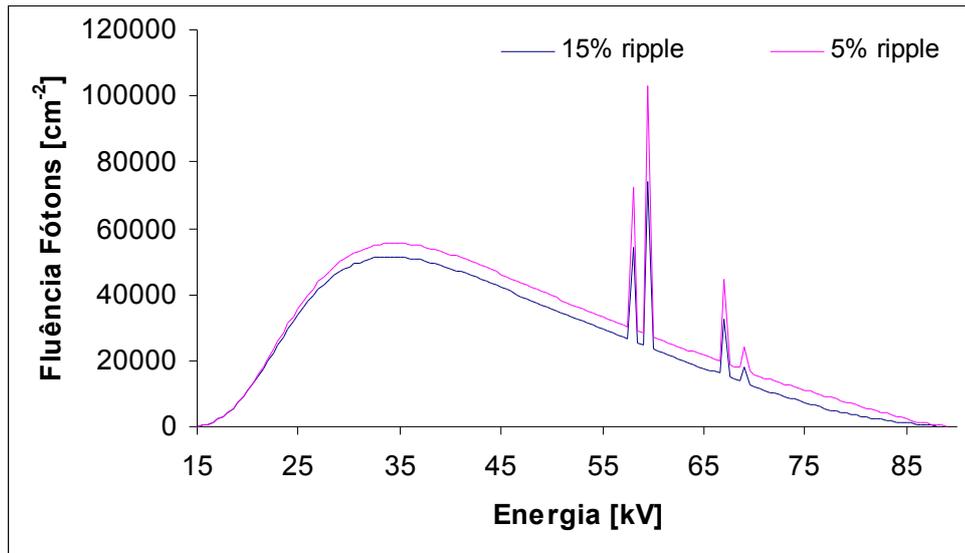


Figura 33: Gráfico do espectro de emissão de raios X do tubo com trilha de Tungstênio operando a 90 kVp, ângulo de vôo dos elétrons de 22° e filtro de Al de 3 mm de espessura, considerando um ripple de 5%(a) e 15%(b) para entrada no simulador, espessura 18cm.

Fonte: Baseado em dados do *Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra and Other Data* [19], filtro de Al e atenuação da camada de ar calculados e adicionados pela autora.

Ao chegar ao simulador a energia do feixe após atravessar a espessura de ar sem considerar o retro espalhamento para um *ripple* de 5% para os mesmos 25 kV já é superior a energia nessa mesma diferença de potencial para um *ripple* de 15%, ou seja, percebe-se a mesma tendência do espectro anterior, o que descarta a participação significativa do ar como material absorvedor para os espectros polienergéticos com este tipo de energia.

Ao penetrar no simulador, o feixe pode passar somente por 20 cm de PMMA, ou por 18 cm de PMMA (representando este a fluência de entrada na coluna de Al) ou passar pelos 18 cm de PMMA e pela coluna de 2 cm de Al (representando este a fluência de saída do simulador). As Figuras 34 (a) e (b) mostram as alterações no espectro ao passar pelo simulador.

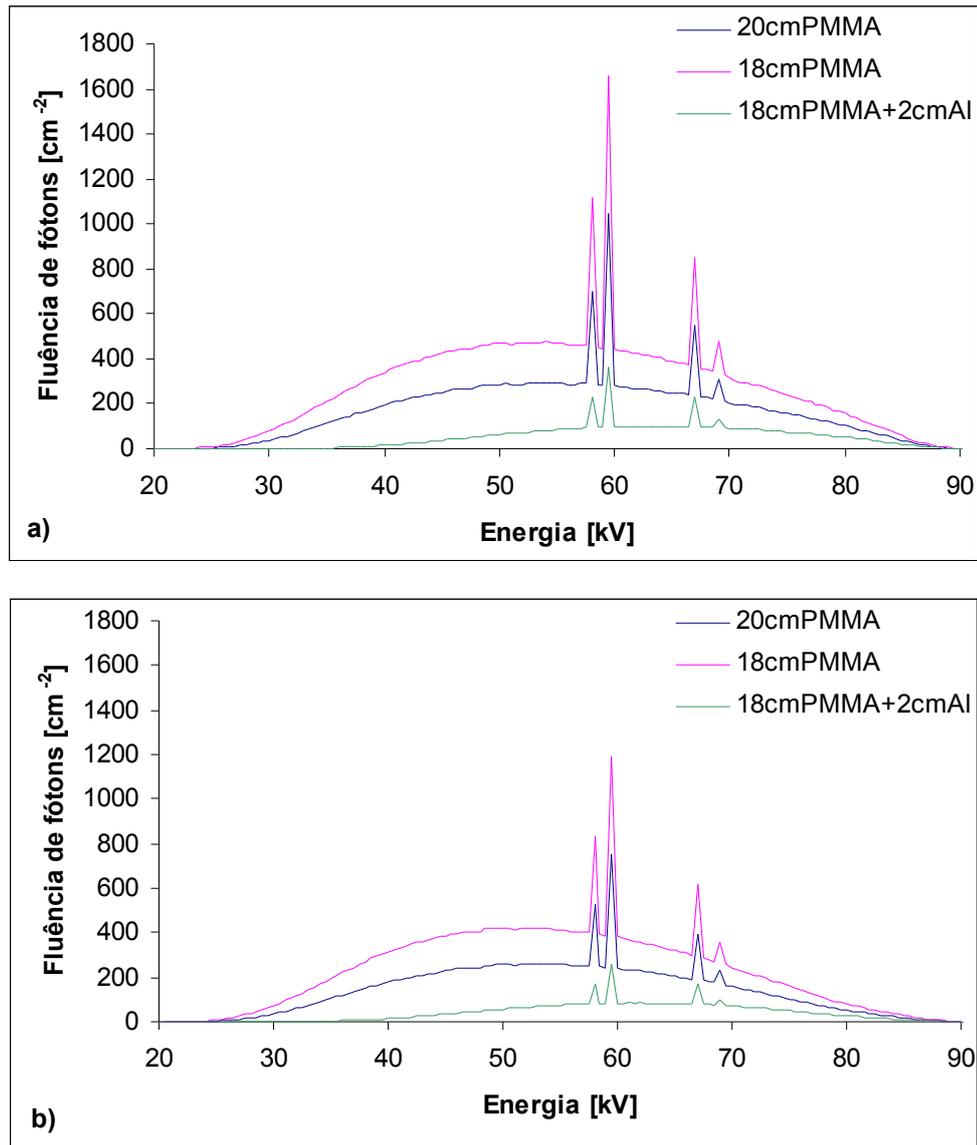


Figura 34: Gráfico do espectro de emissão de raios X do tubo com trilha de Tungstênio operando a 90 kVp, ângulo de vôo dos elétrons de 22° e filtro de Al de 3 mm de espessura, considerando um *ripple* de 5%(a) e 15%(b) para entrada no simulador, espessura 20, 18 cm PMMA e 18 cm mais 2 cm de Al.

Fonte: Baseado em dados do *Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra and Other Data* [19], filtro de Al e demais atenuações calculados e adicionados pela autora.

Comparando a Figura 34(a) e (b) é possível perceber que a fluência final de fótons após a atravessar o material é maior para o *ripple* de 5% indicando que para um *ripple* de 15% há uma maior variação da energia que é reduzida no decorrer da trajetória da distância foco-filme. Torna-se visível a redução da área abaixo das curvas do gráfico representativo do espectro cm 15% de *ripple*, em comparação com o espectro com 5% de *ripple*. Essa redução no número de fótons de saída no simulador evidencia o aumento esperado no ruído quântico da imagem.

Esta análise torna-se importante, pois os dois diferentes espectros sofrem alterações diferentes até chegar ao transdutor. Apresentando fluências diferentes

que serão registradas de forma diferente, influenciando na qualidade da imagem e dose do exame.

1.1.9 Normatização Nacional

A Organização Mundial da Saúde (OMS) define garantia de qualidade em radiologia radiodiagnóstica como sendo “um esforço organizado na direção do departamento no sentido de garantir que sejam obtidas imagens de qualidade suficiente para o diagnóstico com a menor dose possível no paciente”.

Essa garantia é buscada através da implantação de um programa de garantia da qualidade que inclui testes de verificação da constância dos equipamentos utilizados para formação das imagens radiográficas e testes de verificação de dose.

No Brasil, em 1998 foi publicada a Portaria número 453 do Ministério da Saúde de 1998 [18] “Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico” desde então, todo estabelecimento médico que faça uso de raios X como método diagnóstico deve seguir essa Portaria.

A principal contribuição dessa Portaria é a exigência da implementação de programa de controle e garantia da qualidade (PCGQ) em serviços de radiodiagnóstico, além da definição de critérios mínimos de qualidade da imagem e dos equipamentos de raios X a serem utilizados em aplicações médicas e odontológicas no território nacional. O programa de garantia da qualidade deve possuir registros de execução de testes que verifiquem a constância dos equipamentos utilizados para o diagnóstico, para um sistema de radiodiagnóstico convencional, com relação à qualidade, a referente norma faz exigência e restringe limites para os testes descritos a seguir:

Tabela 1: Testes do Programa de Garantia da Qualidade.

Teste	Periodicidade
Exatidão do indicador de tensão do tubo (kVp)	Anual
Exatidão do tempo de exposição, quando aplicável;	Anual
Camada Semi-Redutora;	Anual
Alinhamento do eixo central do feixe de raios-x;	Anual
Rendimento do tubo	Anual
Linearidade da taxa de KERMA no ar com o mAs	Anual
Reprodutibilidade da taxa de KERMA no ar;	Anual
Reprodutibilidade do sistema automático de exposição;	Anual
Tamanho do ponto focal	Anual
Exatidão do sistema de colimação;	Semestral
Contato tela-filme	Semestral
Vedação da câmara escura	Semestral
Alinhamento de grade	Semestral
Condições dos negatoscópios;	Semestral
Integridade das telas e chassis	Semestral
Índice de rejeição de radiografias	Semestral
Temperatura do sistema de processamento	Semanal
Sensitometria do sistema de processamento	Semanal

Fonte: Portaria 453 do M.S.

O principal objetivo da realização do conjunto de testes descritos é garantir que os equipamentos e sistemas utilizados para aquisição das imagens possuam características mínimas que resultem em um diagnóstico correto e seguro.

Crítérios de qualidade de imagem são elaborados com base em que uma melhor imagem proporciona um melhor diagnóstico. A Comunidade Européia elaborou um protocolo com critérios de boas práticas e doses de referência para pacientes. A versão mais recente desse documento [31] foi publicada em 1996 (*EUR 16260 EN-European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*). Nessa publicação podem ser encontrados os critérios de qualidade da imagem para radiografias de tórax, crânio, coluna lombar, pelve, trato urinário e mama. Esses critérios foram definidos considerando como índice de qualidade a presença de estruturas anatômicas de interesse da região radiografada na imagem. Além disso, o grau de visualização das estruturas de interesse, definidos por contraste e resolução, forma o conjunto de critérios fundamentais de qualidade da imagem. Os critérios são classificados em três graus: visualização – as características anatômicas são detectadas, (porém não são totalmente reproduzidas); reprodução – os detalhes anatômicos são identificados, mas não estão claramente definidos; reprodução nítida – os detalhes anatômicos estão claramente definidos. O Quadro 1 apresenta os critérios de qualidade para radiografias de tórax segundo a comunidade européia para incidências pósterio-anterior (PA).

Tórax - Incidência Postero-anterior (PA)

- 1 – Executada em inspiração profunda (dez arcos posteriores) e apnéia**
- 2 – Reprodução simétrica do tórax sem rotação ou basculação**
- 3 – Borda medial das escápulas fora dos campos pulmonares**
- 4 – Reprodução de todo o gradil costal acima do diafragma**
- 5 – Reprodução nítida da vascularização pulmonar (principalmente na periferia)**
- 6 – Reprodução nítida da traquéia e parte proximal dos brônquios**
- 7 – Reprodução nítida do diafragma e ângulos costo-frênicos**
- 8 – Reprodução nítida do coração e aorta**
- 9 – Visualização da parte retrocardíaca dos pulmões e mediastino**
- 10 – Visualização da coluna através da sombra cardíaca**

Quadro 1: Critérios de qualidade da imagem segundo a Comunidade Européia para exames de tórax na projeção PA.

Fonte: Baseado em dados do EUR 16260, estruturado pela autora.

A Portaria 453 do Ministério da Saúde [18] determina o nível de referência de dose de entrada na pele (DEP) para a exposição na incidência pôsterio-anterior (PA) de 0,4 mGy. Este valor é para um receptor de imagem de sensibilidade média, velocidade relativa de 200. Para combinações filme-tela mais rápidas (400-600) estes valores devem ser reduzidos por um fator de 2 a 3.

2 METODOLOGIA

O trabalho foi desenvolvido, utilizando-se dois equipamentos de raios X diferentes que estão lotados na área de radiodiagnóstico de uma instituição privada, onde está ocorrendo a migração do sistema analógico de geração de imagens para um sistema de radiologia computadorizada tipo CR. As etapas do processo desenvolvido para obter os dados foram: levantamento das características dos equipamentos e instrumentos utilizados; verificação dos testes de controle de qualidade dos equipamentos utilizados; formação das imagens com parâmetros recomendados pela bibliografia adotada; digitalização de todas as imagens obtidas para efetuar cálculo dos parâmetros de qualidade; estudo dos espectros teóricos e suas implicações na qualidade da imagem e na dose absorvida.

2.1 Caracterização dos Equipamentos Utilizados

Os equipamentos de raios X utilizados, bem como, as suas respectivas características encontram-se descritos no Quadro 2.

Características	Equipamento	
	1	2
Marca	Siemens	Emic
Modelo	Iconos	N.I.
kVp máximo	150	117
Marca tubo raios X	Siemens	Toshiba
Modelo tubo raios X	Não. Identificado.	E 72039
Filtragem Inerente	1,5mmAl	1,5 mm Al
Modelo do gerador	Polydorus	TD 500 HF
Voltagem de entrada do gerador	440/408 V	380 V
Frequência do gerador	50/60 Hz Alta frequência	50/60 Hz Média frequência

Quadro 2: Características dos equipamentos utilizados na pesquisa.

O sistema analógico é constituído por uma processadora da marca MACROTEC modelo MX-2 cuja temperatura padrão para o revelador é de 33,4°C. As imagens foram adquiridas um dia após a limpeza e substituição das soluções químicas utilizadas nessa processadora. O cassete utilizado é da marca Konex® de tamanho (35 x 43) cm². O filme e as substâncias químicas utilizadas são da marca KODAK®.

O sistema digitalizado é constituído de uma leitora CR multicassetes da marca KODAK® modelo 950, demonstrado na Figura 35. Os filmes para impressora a laser são da marca KODAK®, impressora a laser DRY Viem 8900 da KODAK® e cassete com image plate da marca KODAK®, classificado pelo fabricante como de uso geral e tem dimensões de (35 x 43) cm², tem por característica cantos cinza [25].



Figura 35: Equipamento CR 950 KODAK®.

Fonte: Catálogo de Equipamentos KODAK® -2003 (www.kodak.com/go/cr).

Alguns dos testes do Controle e Qualidade implantados no serviço, encontram-se disponíveis no Anexo A Os testes foram realizados de acordo com a Resolução 1016 (RE 1016) do Ministério da Saúde que descreve os testes exigidos pela Portaria 453 do Ministério da Saúde, e os resultados são limitados a essa mesma Portaria. Todos os equipamentos possuem testes de controle de qualidade de acordo com as exigências da Portaria 453, sendo que as não conformidades apresentadas nos mesmos, não interferem diretamente no resultado deste trabalho.

Após a realização dos testes houve a solicitação de correção das não conformidades encontradas.

2.2 Formação das Imagens

Para aquisição das imagens foi utilizado um simulador não antropomórfico de tórax de dimensões $(30 \times 30 \times 5) \text{ cm}^3$ formado de polimetilmetacrilato (PMMA). Esse material, nessa espessura, apresenta na imagem densidade óptica semelhante a um tórax de um paciente adulto padrão. Para simular a coluna vertebral, uma barra de alumínio de $(2,0 \times 1,0 \times 30,0) \text{ cm}^3$ foi adicionada ao modelo em uma fenda. Essa barra simula o espalhamento semelhante à coluna.

As imagens foram adquiridas em ambos os equipamentos com os mesmos fatores de exposição, mesma distância foco-filme e mesmo posicionamento utilizados para radiografias de tórax, conforme a bibliografia usual [28]. A posição do simulador é mostrada na Figura 36.

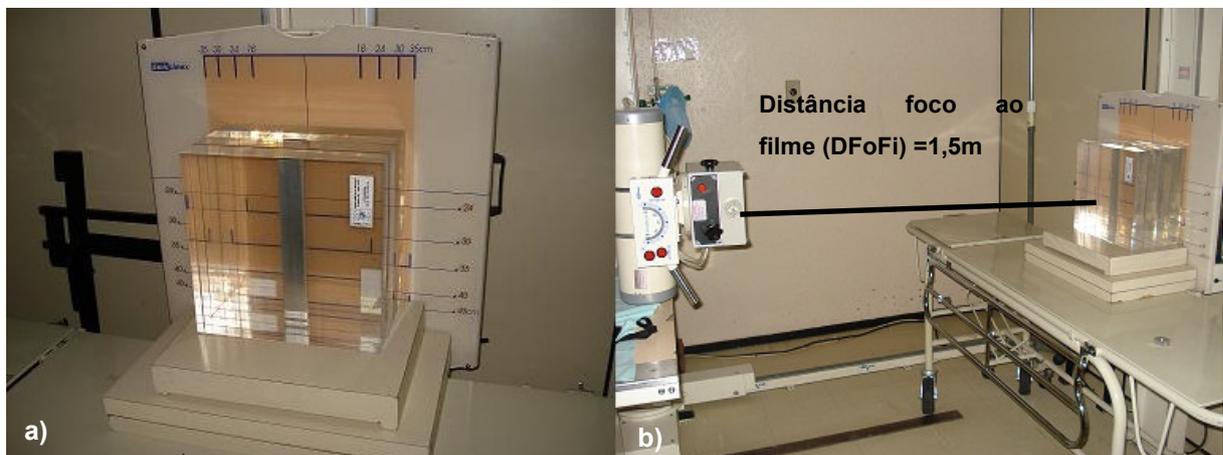


Figura 36: Demonstração do posicionamento do simulador. (a) com relação ao *bucky* mural, (b) com relação ao tubo de raios X.

Para cada fator de exposição foram geradas imagens com o mesmo fator de exposição para cada sistema, analógico e CR, resultando em um conjunto de 2 imagens para cada técnica aplicada e cada equipamento. O fator de exposição foi variado até que as imagens adquirissem uma semelhança visual em contraste.

Os fatores de exposição utilizados encontram-se descritos na Tabela 2.

Tabela 2: Fatores de exposição e distância utilizada na aquisição das imagens.

Equipamento	Tensão [kVp]	Corrente [mA]	Tempo [ms]	mAs (Produto corrente x tempo)	Distância Foco-Filme [m]
Equipamento 1	102	200	10	2	1,5
	102	200	20	4	1,5
	117	200	20	4	1,5
Equipamento 2	102	200	10	2	1,5
	102	200	20	4	1,5
	117	200	20	4	1,5

Tendo como base na aplicação clínica deste trabalho, fundamentada nos princípios de proteção radiológica e visando a aplicação do princípio ALARA, não é possível dissociar da técnica radiográfica a dose absorvida pelo paciente durante o procedimento radiográfico. Ou seja, uma aplicação que busca avaliar ou melhorar a qualidade da imagem somente será válida quando a dose, a que o paciente é submetido, for a mínima possível, mantendo-se os critérios de qualidade da imagem para uso diagnóstico. Por essa razão, foi realizada a medida da exposição durante a simulação dos procedimentos por meio de uma câmara de ionização RADCAL® modelo 9010, devidamente calibrada, o certificado de calibração do equipamento encontra-se no anexo B. Na geometria de coleta, esta câmara foi alinhada com o ponto focal. Após foram realizadas duas medidas, uma na superfície do simulador e outra posterior à superfície do simulador. Desta forma, foi determinada a exposição de entrada e de saída do simulador. A Figura 37 mostra o esquema da geometria realizada nesta etapa do trabalho.

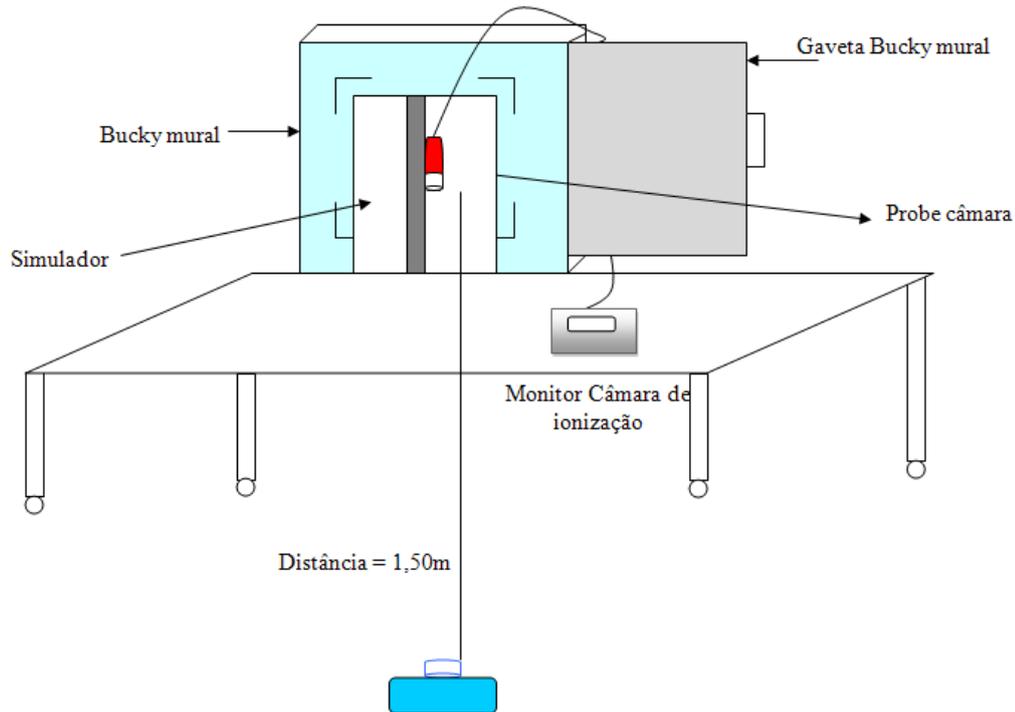


Figura 37: Demonstração do posicionamento da câmara de ionização com relação ao *bucky* mural e com relação ao tubo de raios X.

2.3 Digitalização e Análise das Imagens

Os parâmetros de qualidade citados na secção 1.2.3 foram obtidos com o auxílio do *software ImageJ*⁵ que é um programa de domínio público em Java, voltado para o desenvolvimento de aplicações de processamento e análise de imagens. Com esse *software* é possível obter através da seleção de uma região de interesse, a área, a média e o desvio padrão do sinal, fundamentais para o cálculo dos parâmetros de qualidade da imagem.

Os filmes contendo as imagens obtidas foram digitalizados em um *scanner* específico de filmes da Microtek modelo ScanMaker 1000 XL. As imagens foram digitalizadas em 16 bits e 300 dpi. Os demais parâmetros encontram-se na Tabela 3.

⁵ Disponível em: <http://rsbweb.nih.gov/ij/>

Tabela 3: Parâmetros especificados no *scanner* para digitalização de imagens de tórax.

Parâmetro	Escala	Valor especificado
Contraste	-50 a 50	-50
Brilho	-100 a 100	30
Realce	-50 a 50	-50
Sombra	-50 a 50	50

Os parâmetros utilizados foram os determinados dentro dos que mais aproximassem a imagem da original, sem variações de contraste, brilho, dentre outros parâmetros que são possíveis de manipular no software do *scanner*. Depois de digitalizadas, todas as imagens foram convertidas para formato DICOM, do inglês, *Digital Imaging Communications in Medicine*. O formato DICOM define uma série de procedimentos de cadastro de informações das imagens médicas que permitem a troca destas entre equipamentos, computadores e hospitais. O padrão estabelece uma linguagem comum entre os equipamentos de marcas diferentes, que geralmente não são compatíveis, e entre equipamentos de imagem e computadores.

Foi delimitada uma região de interesse (ROI) com área circular aproximadamente constante para todas as imagens, sobre a região de simulação do campo pulmonar e sobre a região de simulação da coluna.

Na Figura 38 é apresentada a demarcação da região de interesse com o software *Image J*.

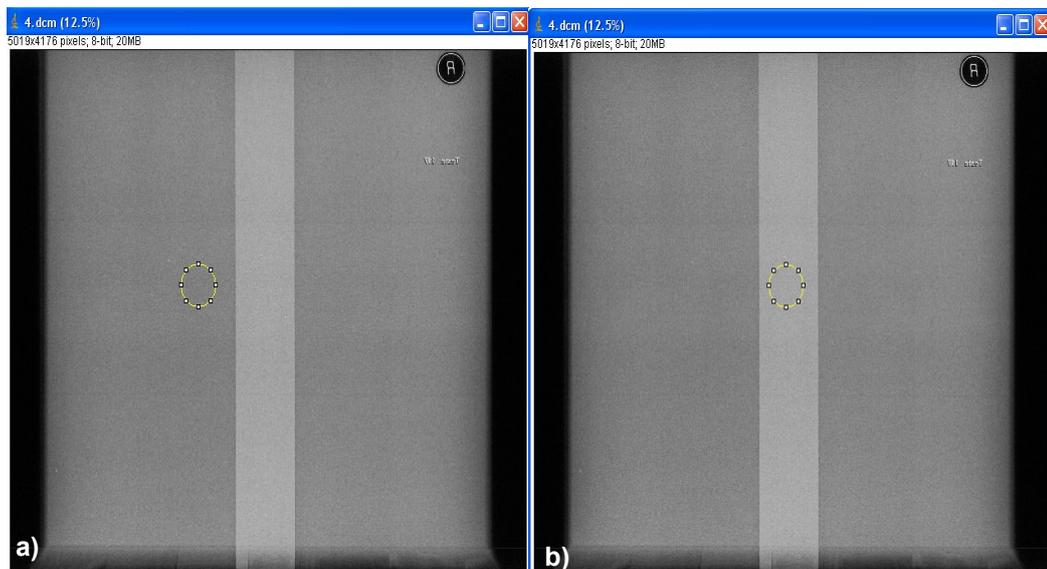
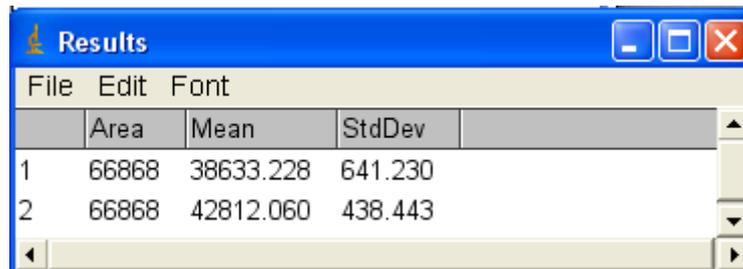


Figura 38: Demonstração da demarcação da região de interesse – *Software Image J*, sendo elas: região simulada de campo pulmonar (a) e região simulada da coluna (b).

Para essas regiões foram obtidos, com o *software* os valores de área, média e desvio padrão necessário para os cálculos dos parâmetros de qualidade descritos na seção 1.1.4.1. A apresentação dos resultados pelo *software* é mostrada na Figura 39.



	Area	Mean	StdDev
1	66868	38633.228	641.230
2	66868	42812.060	438.443

Figura 39: Demonstração da apresentação dos resultados.
Fonte: *Software Image J.*

Os cálculos dos parâmetros de qualidade foram realizados em uma planilha do programa Excel®. A planilha foi construída para cada imagem analisada e está demonstrada na Tabela 4.

Tabela 4: Tabela de cálculo dos parâmetros de qualidade da imagem.

	Imagem	
	Lado direito	DEV PAD
Sinla coluna		
Sinal pulmão		
Diferença Sinal		
Constr/pulmao		
Contr/coluna		
pulmão/coluna		
Ruído Coluna		
Ruído pulmão		
SNR coluna		
SNR pulmão		

Na Tabela 4, depois de obtidos os resultados os valores resultantes para a média nas regiões da coluna e pulmão, bem como o desvio padrão, foram inseridos na célula correspondente ao sinal. A planilha foi construída de modo que lançando os valores de sinal da região da coluna e pulmão, os valores para os demais parâmetros como contraste, ruído e relação sinal ruído são calculados, automaticamente.

3 RESULTADOS

Os parâmetros de qualidade foram calculados, com base na metodologia descrita na seção 1.1.4.1., sendo os resultados obtidos apresentados na Tabela 5.

Tabela 5: Planilha com os valores dos parâmetros de qualidade para o sistema analógico e com CR em ambos os equipamentos.

Equipamento 1												
Sistema	Analógico		CR		Analógico		CR		Analógico		CR	
	valor	Desv Pad	valor	Desv Pad	valor	Desv Pad	valor	Desv Pad	valor	Desv Pad	valor	Desv Pad
Média Pulmão	150,94	2,54	136,93	5,87	66,28	1,56	132,23	5,49	5,31	1,34	132,6	3,52
Média Coluna	166,75	1,74	168,49	5,09	81,9	2,07	168,14	5,11	8,29	1,8	164,05	3,37
Sinal	15,81	3,08	35,91	7,49	15,62	2,59	35,91	3,98	2,98	2,24	31,45	4,87
Contraste Pulmão	0,1	0,02	0,23	0,06	0,24	0,04	0,27	0,06	0,56	0,45	0,24	0,04
Contraste Coluna	0,09	0,02	0,19	0,05	0,19	0,03	0,21	0,05	0,36	0,28	0,19	0,03
Ruído Pulmão	12,91	6,46	12,98	5,85	8,14	5,53	13,06	6,12	2,88	1,44	12,81	5,76
Ruído Coluna	12,29	6,14	11,7	6,49	9,05	4,07	12,24	6,53	2,3	1,15	11,52	6,4
SNR Pulmão	1,22	0,6	2,77	1,23	1,73	0,8	1,58	0,7	1,03	0,88	2,4	1,1
SNR Coluna	1,29	0,7	3,12	1,88	1,92	1,11	1,68	0,9	1,29	1,26	2,7	1,5
kVp	102				102				117			
mAs	2				4				4			
Equipamento 2												
Sistema	Analógico		CR		Analógico		CR		Analógico		CR	
	valor	Desv Pad	valor	Desv Pad	valor	Desv Pad	valor	Desv Pad	valor	Desv Pad	valor	Desv Pad
Média Pulmão	211,42	2,98	139,16	9,36	182,1	2,78	134,14	6,95	137,05	2,6	135,49	6,1
Média Coluna	217,82	3,09	174,64	7,66	197,85	2,76	172	5,82	165,5	2,79	169,4	5,12
Sinal	6,4	4,29	35,48	12,09	15,75	3,92	37,86	9,07	28,45	3,81	33,91	7,96
Contraste Pulmão	0,03	0,02	0,25	0,09	0,09	0,02	0,28	0,07	0,21	0,03	0,25	0,06
Contraste Coluna	0,029	0,02	0,2	0,07	0,08	0,02	0,22	0,05	0,17	0,02	0,2	0,05
Ruído Pulmão	14,76	7,27	13,21	5,9	14,07	6,75	13,11	5,79	11,71	5,85	13,02	5,82
Ruído Coluna	14,54	7,38	11,8	6,6	13,49	7,03	11,58	6,56	12,86	6,43	11,64	6,51
SNR Pulmão	0,45	0,36	2,68	1,5	1,12	0,61	2,89	1,45	2,19	1,04	1,82	1,03
SNR Coluna	0,44	0,37	3	1,9	1,17	0,67	3,27	2,01	2,41	1,36	1,97	1,24
kVp	102				102				117			
mAs	2				4				4			

Analisando os dados da Tabela 5 pode-se verificar que a média obtida para ambas as regiões da coluna e pulmão diminui com o aumento do kVp (quilovolt pico) e do mAs (produto corrente pelo tempo) de exposição para o sistema analógico em ambos os equipamentos, isso ocorre porque a quantidade de fótons absorvidos na tela intensificadora diminui com o aumento da técnica de exposição (kVp). Para o sistema CR a média não varia muito a variação percentual das medidas manteve-se aproximadamente constante resultando em uma média de 0,24% para a região do pulmão e 0,30% para a região da coluna. No entanto, nesse sistema, o equipamento 2 possui valores de média maior que o equipamento 1, e nesse caso, as imagens geradas por esse aparelho possuem um aspecto visual mais claro para sistemas analógicos que as imagens geradas no sistema CR. Isso ocorre porque o aumento da técnica de exposição resulta da detecção dos fótons absorvida por unidade de área de transdutor irradiada.

O sinal é a diferença da média de sinal dos *pixels* da área selecionada, para as regiões de pulmão e coluna. Para imagens com contraste visual mais escuro, o

valor obtido para o sinal é baixo, como é o caso da imagem formada com 117 kVp e 4 mAs no equipamento 1, para sistema analógico. Quanto menor for a diferença entre as médias do sinal das duas regiões, maior será a diferenciação entre estruturas de espessuras e densidades diferentes que deveriam estar evidenciadas na imagem. O aspecto será então de uniformidade em tons mais escuros. A variação percentual para o sinal da imagem formadas com 102 kVp e 2 mAs no equipamento 2 foi de 67% e da imagem formada com 102 kVp 4 mAs no equipamento 1 foi de 75,5%, ambos considerando o sistema analógico. As demais imagens apresentaram uma variação percentual aproximada em torno de 20% para ambos os sistemas nos dois equipamentos.

O contraste é uma característica que deve ser avaliada de acordo com a aplicação de interesse. Uma variação menor ou maior da diferença de contraste entre as regiões será adequada dependendo da estrutura a ser analisada. Por exemplo, para uma radiografia de tórax, o contraste da coluna deve ser de valor menor possível, pois a coluna não deve ser evidenciada, já que a região da coluna possui uma densidade muito superior à região dos campos pulmonares. Se a coluna for evidenciada, perder-se-ão informações importantes dos campos pulmonares. Se o interesse da imagem for avaliar a coluna, esta deve estar diferenciada na imagem. No caso avaliado de uma radiografia de tórax, o contraste da coluna deve ser menor do que o contraste do pulmão que é a região de interesse. Para isso, utilizam-se as energias nas quais prevalece do espalhamento Compton, pois este é menos sensível ao número atômico do material [7]. Os resultados da Tabela 5 para o contraste, apontam para valores da região da coluna inferior ao da região do pulmão conforme previsto, essa diferença no sistema CR entre as regiões é menor determinado que no parâmetro de contraste as imagens adquiridas com esse sistema é de melhor qualidade.

Analisando ainda o parâmetro de contraste, no equipamento 1, o valor para o sistema CR foi maior na imagem formada com 102 kVp e 4 mAs. A variação percentual para essa medida de contraste foi de 19% para ambas as regiões. No equipamento 2 ocorre o mesmo, e o variação percentual para a medida foi de 24 % para ambas as regiões. Para essas imagens, o contraste nos dois equipamentos foi considerado sem variações significativas. A comparação das imagens formadas com 117 kVp e 4 mAs no equipamento 1 não é adequada no caso do contraste, pois a imagem formada no sistema analógico, apresentou variação percentual nas

medidas de 79,6%, para região do pulmão e 75,5% para a região da coluna . Para o sistema analógico, os valores de contraste das imagens formadas no equipamento 1 são maiores que os obtidos nas mesmas técnicas de exposição no equipamento 2.

Um importante parâmetro a ser analisado junto com o contraste é o ruído, que se mostrou superior no sistema CR comparando com o analógico para todas as imagens, sendo ainda sempre maior para o equipamento 2. No equipamento 1 para o sistema analógico, o ruído diminuiu com o aumento da técnica de exposição (kVp e mAs). Para o equipamento 2 o ruído não variou significativamente. O resultado desse valor elevado na imagem é que ocorre uma maior variação de tons de cinza entre os *pixels*, ou seja, uma imagem evidenciando as áreas referentes a cada *pixel* por causa da não homogeneidade causada pelo ruído.

A razão sinal ruído, no sistema analógico, diminuiu com o aumento da técnica de exposição utilizada. Para o sistema CR os valores não variam significativamente, mantendo-se praticamente constante nas três imagens formadas. Entretanto, quanto maior for essa razão, menor é o efeito do ruído de fundo sobre a detecção ou medida do sinal e conseqüentemente maior será a qualidade de visualização de detalhes na imagem. Comparando ambos os sistemas, a razão sinal ruído foi maior para o sistema CR que para o sistema analógico. Comparando ambos os equipamentos esse parâmetro está melhor representado pelo valores descritos na Tabela 5 para equipamento 1.

Para o equipamento 1 e 2, as imagens para o sistema CR que apresentaram melhor contraste visual e possuem características semelhantes comparadas visualmente entre os dois equipamentos foram as imagens formadas com o fator de exposição de 117 kVp com 4 mAs a uma distância de 1,50 m do foco ao filme. Por esse motivo, serão analisadas em particular as imagens obtidas nestas condições técnicas. Entretanto, as demais imagens podem ser encontradas no Apêndice A, juntamente com um comentário crítico.

A Figura 40 apresenta as imagens adquiridas no equipamento 1 para os dois sistemas analisados, neste trabalho, formadas com técnica de exposição de 117 kVp e 4 mAs.

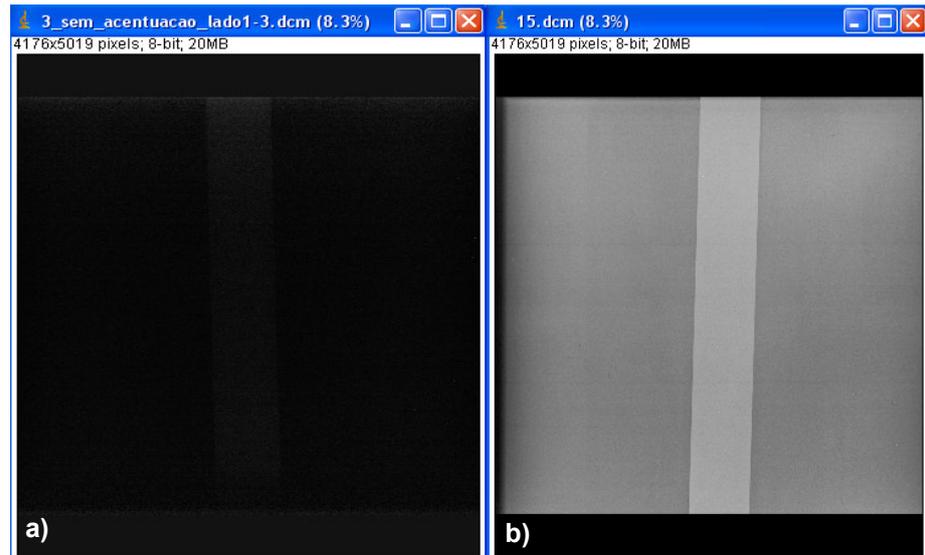


Figura 40: Equipamento 1: Comparação das imagens geradas utilizando o sistema analógico (a) e o sistema CR; (b) para a técnica radiográfica 117 kVp com 4 mAs.

Pode-se observar na imagem da Figura 40 (a) a pequena definição e a baixa nitidez entre as regiões da coluna e campos pulmonares, o que se deve ao fato de que para esse equipamento, a técnica radiográfica (definida por tensão de tubo e carga transportada pelo tubo de raios X) foi superior à necessária para gerar a imagem. Isso ocorre porque o equipamento 1 tem um gerador de alta frequência que apresenta maior eficiência na produção do espectro de raios X e, conseqüentemente, um feixe de raios X mais penetrante na matéria. Dessa forma, para este equipamento, podem-se utilizar parâmetros da técnica radiográficas inferiores ao utilizado para aquisição da imagem radiográfica. As imagens obtida no equipamento 2 são mostrados na Figura 41.

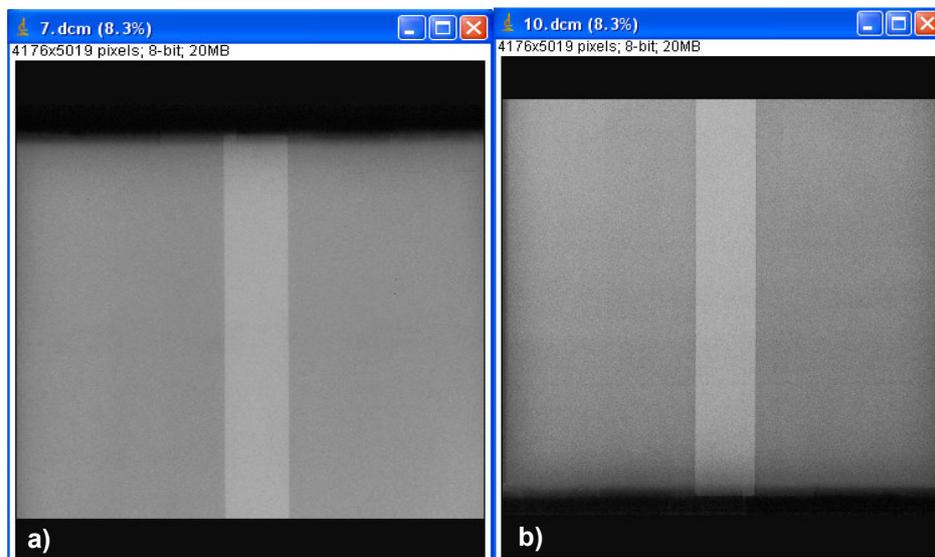


Figura 41: Equipamento 2 : Comparação das imagens geradas utilizando o sistema analógico (a) e o sistema CR; (b) para a técnica radiográfica 117 kVp com 4 mAs.

Comparando as imagens 40(a) e 41(a) é notável a diferença de todos os parâmetros que ocorre, porque o equipamento 2 possui retificação de onda de 12 pulsos e dessa forma não apresenta condições adequadas para geração da imagem diagnóstica já que mesmo com o aumento da tensão de pico, a característica da imagem não determina qualidades necessárias.

O parâmetro de ruído é maior para a imagem 41(b) que para a imagem 40 (b) e a razão sinal ruído é menor. Isso significa que apesar da imagem possuir um aspecto visual semelhante que se comprova pelo cálculo do parâmetro de contraste, onde a diferença da variação percentual para a região do pulmão foi de 15%, os demais parâmetros de qualidade (ruído e razão sinal ruído) mostram que a imagem 41(b) possui qualidade inferior a imagem 40(b) em resolução e visualização de detalhes.

O índice de exposição da imagem 40(b), estimado pelo programa do sistema CR foi de 1990[42] apresentando-se acima do intervalo recomendado pelo fabricante que é de 1850 e 1950. Esse índice, quando ultrapassado, dificulta a limpeza dos *image plates*, podendo deixar imagens residuais após a leitura da imagem. Isso pode gerar desgaste maior do *image plates* e possivelmente limpezas secundárias adicionais para evitar sobreposição das imagens fantasmas às imagens diagnósticas coletadas. Dessa forma, recomenda-se que a técnica de exposição poderia ser alterada aumentando-se o kVp e reduzindo o mAs, conforme as orientações do fabricante.

O índice de exposição para a imagem 41 (b) foi de 1360, estando abaixo do recomendado pelo fabricante que é 1850 e 1950 [42]. Quando o índice de exposição está abaixo do recomendado pelo fabricante, não pode ser garantida a qualidade diagnóstica das imagens.

Entretanto deve-se levar em consideração a potencialidade do sistema CR de realização do pós-processamento de sinal, o que possibilita o ajuste de parâmetros de qualidade da imagem no momento da visualização. Para o equipamento 1 a imagem formada com 102 kVp e 4 mAs apresenta características de qualidade visual e valores do parâmetros de qualidade adequados se considerarmos a pós processamento que o *software* do sistema CR é capaz de realizar. Esse não é o mesmo caso para a imagem formada no sistema CR no equipamento 2.

Comparando as imagens tanto analógicas quanto digitais, adquiridas em ambos os equipamentos, é perceptível que o equipamento 1 que tem menor *ripple*

(entre 4 e 20%) apresenta o espectro mais penetrante e, conseqüentemente maior número de fótons chegarão ao transdutor. Já o equipamento 2 que apresenta retificação de onda de 6 pulsos tem *ripple* de 2 a 15%, o que reflete na redução da energia média do feixe e, conseqüentemente, na redução do número de fótons. Isso é perceptível comparando-se as imagens geradas pelo sistema analógico, como por exemplo, a imagem com baixo contraste escuro na Figura 40(a) com a imagem de contraste adequado apresentada na Figura 41(a). Neste caso, o baixo contraste escuro pode ser explicado através do maior poder de penetração do feixe de raios X para este equipamento, o que resulta numa maior probabilidade de produção de espalhamento Compton quando comparado com o equipamento 2. Além disso, quando são comparadas com as imagens geradas pelo equipamento 2, observa-se que o nível de ruído é maior nesta última para ambos os sistemas. Isso é reflexo da baixa qualidade de feixe, ou seja, a camada-semi-redutora reduzida do equipamento 2, o que reduz a fluência de fótons que saem do simulador, aumentando o ruído na imagem.

A Figura 42 mostra uma comparação entre as imagens adquiridas nos equipamentos 1 e 2 do sistema digitalizado, considerando as técnicas de exposição testada aquela que mais se adequou ao sistema CR de imagem utilizado.

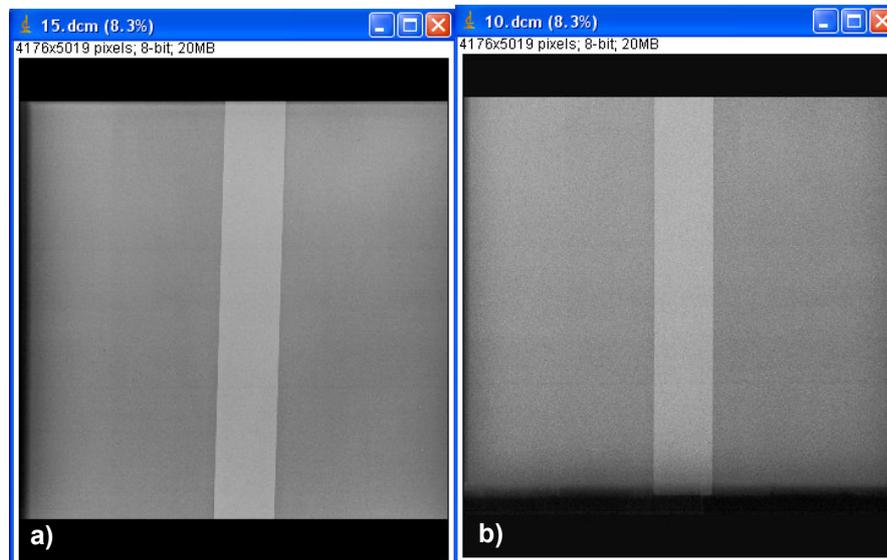


Figura 42: Comparação da imagem do sistema CR para o fator de exposição 117 kVp com 4 mAs para o equipamento 1 (a) e para o equipamento 2 (b).

Visualmente a diferença entre as imagens digitais está principalmente no acentuado ruído da imagem (b), que aparece nitidamente pontilhado na imagem.

Uma forma de demonstrar a representação desse ruído na imagem é através do histograma das imagens apresentado na Figura 43.

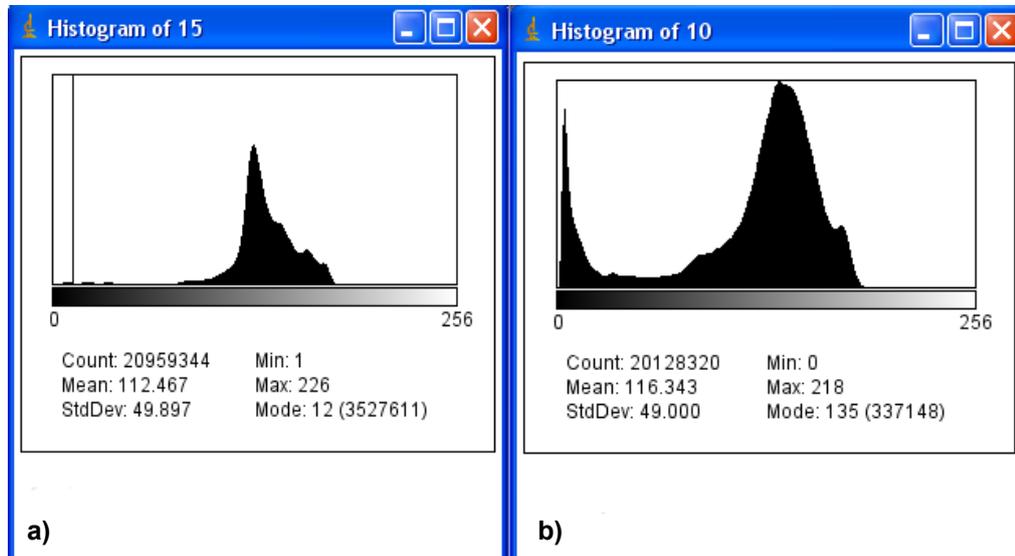


Figura 43: Histograma das imagens do sistema CR apresentadas para o fator de exposição 117 kVp com 4 mAs para o equipamento 1 (a) e para o equipamento 2 (b).

Para a imagem do histograma (a) a média de *pixels* total é maior que para a imagem do histograma (b), o que pode ser relacionado com um maior número de tons de cinza que formam a imagem, neste caso representando o aumento do ruído. Além disso, na imagem (a) o valor médio do histograma está mais próximo do centro da distribuição dos dados, o que significa, quando da aplicação do filtro logarítmico de pré-processamento, que grande parte da imagem está na zona útil da curva de visualização. Usualmente, a distribuição do histograma com um pico de distribuição de intensidades de sinal no centro é observada em processos padronizados, estáveis, em que a característica de qualidade é contínua.

Na Figura 43(b) uma faixa de valores característica da qualidade está isolada da grande maioria dos dados sendo observada num pico mais próximo do zero. Esta é uma forma que surge quando há uma pequena inclusão de dados provenientes de uma distribuição diferente, como nos casos de anormalidade de processo, erros de medição ou inclusão de dados de um processo diferente, no caso avaliado a variação ocorre devido principalmente ao ruído quântico que fica evidente sobre o sinal.

As imagens adquiridas no sistema analógico para ambos os equipamentos são comparadas na Figura 44.

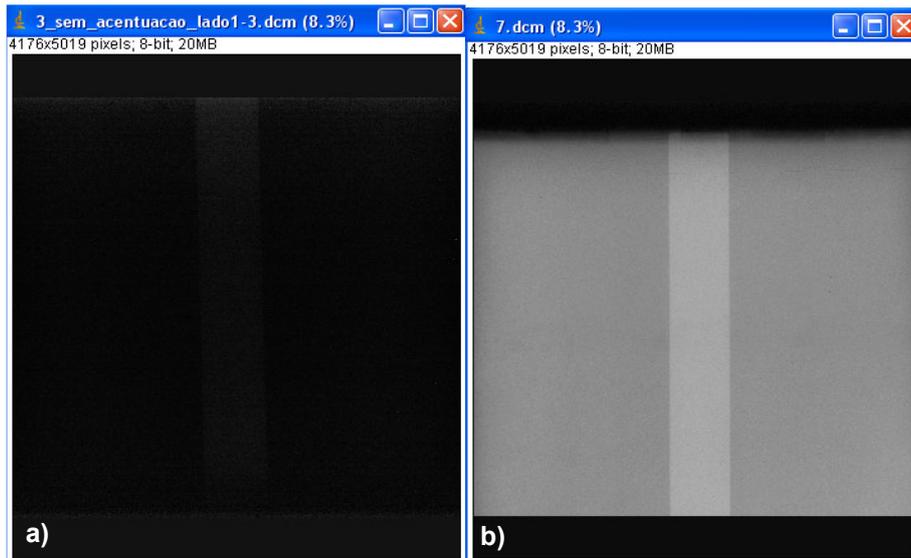


Figura 44: Comparação da imagem do sistema analógico para o fator de exposição 117 kVp com 4 mAs para o equipamento 1 (a) e para o equipamento 2 (b).

É perceptível, visualmente, que para a imagem analógica gerada no equipamento 1, para a espessura do simulador, a energia é superior à energia necessária para obter um contraste adequado. Como descrito anteriormente, isso se deve ao fato de que os fótons gerados pelo equipamento 1 possuem energia superior aos gerados no equipamento 2, visto que, para a mesma técnica de exposição, o resultado visual foi discrepante. A Figura 45 apresenta o histograma dessas imagens.

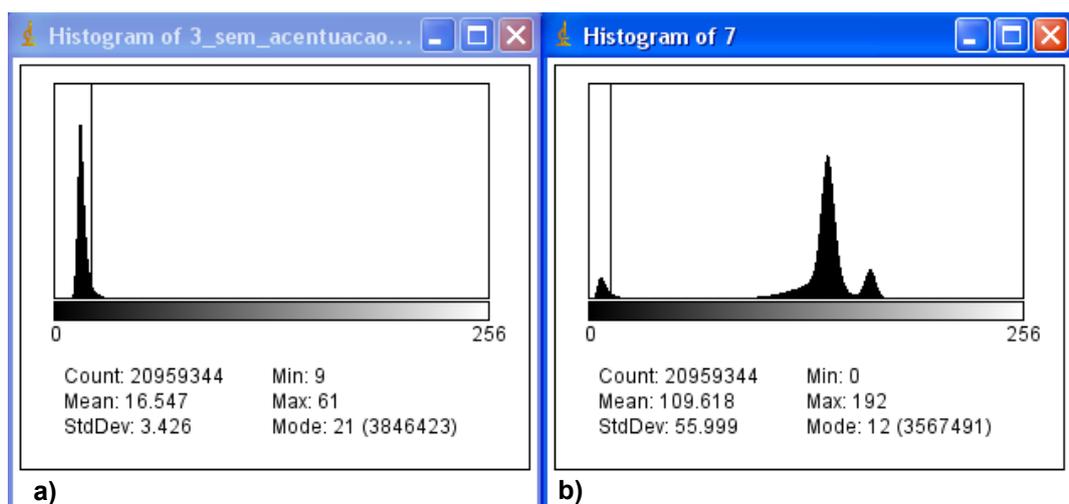


Figura 45: Histograma das imagens do sistema analógico apresentadas na figura 44 para o fator de exposição 117 kVp com 4 mAs para o equipamento 1 (a) e para o equipamento 2 (b).

No histograma da Figura 45 (a) os *pixels* apresentam-se todos em um mesmo ponto e a média dentro da escala de tons de cinza (0-256) é mais próxima de zero conforme o esperado para a imagem que possui aspecto escurecido e não permite diferenciar as estruturas. No histograma (b) aparecem dois picos isolados do maior, indicando uma forte variação da frequência, que está de acordo com o valor obtido para os parâmetros de ruído, que dão uma característica de não homogeneidade na imagem.

Outra forma de demonstrar a variação da fluência de fótons que atravessa uma determinada espessura é através das medidas de KERMA realizadas quando as imagens foram geradas. A Tabela 6 apresenta os valores de KERMA de entrada e saída no simulador para a técnica de exposição de 117 kVp e 4 mAs para ambos os equipamentos. Para as demais imagens, os valores de KERMA obtidos encontram-se no Apêndice B.

Tabela 6: Valores de KERMA, entrada e saída do simulador para o fator de exposição que mais aproximou a semelhança visual. (117 kVp com 4 mAs).

Kerma (k)	Equipamento 1	Equipamento 2
Entrada simulador	54,07	48,97
	53,03	51,35
	54,34	51,47
Saída simulador	3,12	1,8
	3,1	1,56
	3,1	1,6

Dos resultados de KERMA obtidos, descritos na Tabela 6, é possível perceber que a fluência de saída do simulador para o equipamento 2 é inferior à obtida com o equipamento 1. O espectro gerado no equipamento 2 apresenta menor energia média do que o do equipamento 1. Isso está relacionado com o gerador de cada equipamento. O equipamento 1 apresenta retificação de onda de alta-freqüência (*ripple* inferior 4%), já o equipamento 2 apresenta retificação de onda de 12 pulsos (*ripple* de aproximadamente 20%). Conforme evidenciado na secção 1.4.1. essa característica influencia diretamente na qualidade do espectro de raios X gerado, resultando para o equipamento 2 um espectro que apresenta menor poder de penetração no simulador. Isso ocasiona imagens de menor definição e mais ruidosas. Para obter uma imagem semelhante à obtida no equipamento 1 seria necessária a aplicação de outra técnica com maiores fatores para a exposição e o conseqüente aumento de dose absorvida pelo paciente. O valor calculado para a

razão entre a fluência de entrada e saída do simulador para o equipamento 2 é maior que o equipamento 1. Isso ocorre porque sendo a energia dos fótons deste equipamento inferior à produzida pelo equipamento 1, a medida que o feixe atravessa o simulador ocorre a deposição dessa energia nas diferentes camadas, dependendo da espessura, que resulta em fótons de energia inferior para o espectro na saída do simulador.

Outro ponto a ser considerado, além da dose absorvida pelo paciente, é que o sistema CR, com base nos *image plates*, necessita de uma fluência maior de fótons para um determinado índice de exposição para gerar a imagem do que o sistema analógico. Neste equipamento, com espectros de baixa eficiência energética, pode ocorrer um desgaste adicional do tubo de raios X que irá operar superaquecido, podendo causar danos ao filamento. Na verdade, a redução da fluência de saída ocasiona aumento no mAs (geralmente no tempo de exposição) o que aumenta a dose absorvida pelo paciente e reduz significativamente a vida útil da tubo por aquecimento e desgaste do filamento.

CONCLUSÃO

Esse trabalho teve como objetivo principal comparar dois sistemas de aquisição de imagens radiográficas, analógico e CR, para incidência de tórax através da dose e da qualidade das imagens.

A técnica radiográfica utilizada foi a da referência bibliográfica [28] em conjunto com a utilizada pela equipe técnica da instituição onde o trabalho foi desenvolvido. As medidas de KERMA foram realizadas na aquisição das imagens na porção anterior e posterior (entrada e saída do simulador) do simulador de tórax. Os valores obtidos mostram que o equipamento 2 apresenta uma fluência de fótons na saída do simulador muito inferior a do equipamento 1.

O estudo comparativo dos espectros dos dois equipamentos mostrou que os espectros gerados para os dois equipamentos sofrem diferentes alterações até chegar ao transdutor. Apresentando fluências diferentes que serão registradas de forma diferente, influenciando na qualidade da imagem e dose do exame. Isso ocorre porque o equipamento 1 apresenta retificação de onda de alta-freqüência e o equipamento 2 apresenta retificação de onda de 12 pulsos, resultando para o equipamento 2 um espectro que apresenta menor poder de penetração no simulador.

Os parâmetros de qualidade da imagem mostraram-se mais adequados para as imagens formadas no sistema CR, quando equipamentos de retificação de alta freqüência forem utilizados, pois, quando equipamento de retificação de onda de 12 pulsos foi utilizado, a técnica de exposição determinada teve de ser maior que a recomendada pela bibliografia [28], pois a mesma resultou em imagens ruidosas, caracterizando uma imagem de baixa qualidade. Sendo assim, torna-se importante a determinação da técnica radiográfica mais adequada para o sistema CR, a fim de não resultar em aumento de dose para o paciente com redução da qualidade da imagem diagnóstica gerada. A imagem que apresenta melhores características para o diagnóstico foi a adquirida no equipamento 1 com 117 kVp e 4 mAs a 1,5 m do ponto focal.

Um problema verificado na implantação do sistema foi o acelerado desgaste dos tubos de raios X dos equipamentos da instituição já que principalmente os equipamentos de baixa e média freqüência operavam em seus limites para produzir

uma imagem aceitável, o que acarreta um custo excessivo ao serviço em manutenção desses equipamentos e uma maior dose no paciente submetido a esse exame.

Uma vantagem do sistema CR é a possível manipulação dessas imagens através do software da empresa fabricante que permite a mudança de brilho, contraste e nitidez podendo ser melhorado o aspecto dessa imagem no caso em que a técnica de exposição aplicada seja incorreta, mas isso depende da estrutura e da adaptação das técnicas radiográficas utilizadas.

É de fundamental importância que durante a aquisição e utilização desses sistemas o serviço disponha de profissionais qualificados para o acompanhamento da implantação do sistema CR para a prevenção de problemas como os observados nesse trabalho.

Este trabalho mostrou que equipamentos com retificação de onda de 12 pulsos não devem ser utilizado com sistemas CR, pois aumentam a dose absorvida pelo paciente, favorecem desgaste do tubo de raios X mais rapidamente e apresentam qualidade inferior das imagens. Nesta etapa do trabalho, sugere-se que, quando uma instituição planejar a aquisição de um sistema CR, deverá realizar um estudo sobre as características de seus equipamentos de raios X considerando a necessidade de fluência de fótons para a geração da imagem no sistema CR. Caso contrário, poderá ser necessária a compra de um equipamento de raios X novo após a instalação do sistema CR, o que implicará em maior custo. Sugere-se utilização dos níveis de referência de dose, definidos pela portaria 453 [18], para os exames a serem realizados nos sistemas recém instalados para garantir que a dose nos pacientes seja a menor possível. Dessa forma, pode-se aplicar de forma eficiente o princípio ALARA de proteção radiológica.

Trabalhos futuros de adaptação para novas técnicas de exposição para esse sistema podem ser desenvolvidos com base nesse trabalho, bem como a verificação em serviços com o sistema já implantado.

Para melhor compreender os processos característicos de ambos os equipamentos, os espectros foram reproduzidos computacionalmente, visto que as imagens geradas no equipamento 2 apresentaram diferenças com relação à qualidade das imagens geradas e aos valores de KERMA de entrada e saída no simulador do equipamento 1.

Além disso, os resultados deste trabalho mostram que equipamentos de 12 pulsos não devem ser utilizados em adaptação a sistemas CR de imagens.

A avaliação desse trabalho mostrou que o sistema CR é capaz de gerar imagens de maior qualidade para equipamentos que possuam geradores de alta frequência, justificando-se este fato pela maior fluência de fótons e energia média do espectro. O aumento na energia média do espectro auxilia na redução de dose absorvida pelo paciente e na redução do ruído quântico por mAs. Além disso, um equipamento com retificador de 12 pulsos como o estudado neste trabalho, necessita de aumento no mAs para compensar a redução da fluência de fótons geradora de ruído quântico, dessa forma, aumentando ainda mais a dose no paciente, para esta configuração de máquina.

REFERÊNCIAS

1. KODAK. **X-OMAT Processor's Documentation**.
<<http://www.kodak.com/US/en/corp/kodakHistory/impactOfPictures.shtml> > acessado em 04/04/2008
2. TABAR L, HAUS A.G. **Processing of Mammographic Films: Technical and Chemical Considerations**. Radiology 1989;173:65-9.
3. MAGALHÃES L.A.G. **Controle de qualidade de processadoras automáticas. [Dissertação de mestrado]**. Rio de Janeiro: UFRJ, 2001.
4. MAGALHÃES L.A.G; DE AZEVEDO A.C.P; CARVALHO A.C.P. **A Importância do Controle de Qualidade de Processadoras Automáticas**. Hospital Universitário Clementino Fraga Filho, Universidade federal do Rio de Janeiro. radiologia Brasileira, 2002; 35 (6): 357-363 .
5. AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY. **Index for Radiological Diagnosis**. 4th ed. Reston, VA: ACR, 1982.
6. ICRP 60; "**1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**". Annals of ICRP, 21, Nos. 1-3 (1991)
7. COMMISSION OF EUROPEAN COMMUNITIES, **European Guidelines On Quality Criteria For Diagnostic Radiographic Image**. Report EUR 16260 EN. Bruxelas: European Communities/Union, 1996.
8. DOS SANTOS, C.A. **Raios X: Descoberta Casual ou Criterioso Experimento?** Ciência Hoje, 19 (114) 26-35 (1995)
9. MANES, G.I. **The Discovery of X-Ray**. Isis, 47, 236-238 (1956).
10. EISBERG, Robert; RESNICK, Robert, **Física Quântica: Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos e Partículas**, Editora Campus, 8ª edição, Rio de Janeiro, 1988.
11. CNEN - COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR **Diretrizes de Radioproteção – CNEN-NE3.01**, 1998. Disponível em: <<http://www.cnen.gov.br/> > acessado em 20/11/2008

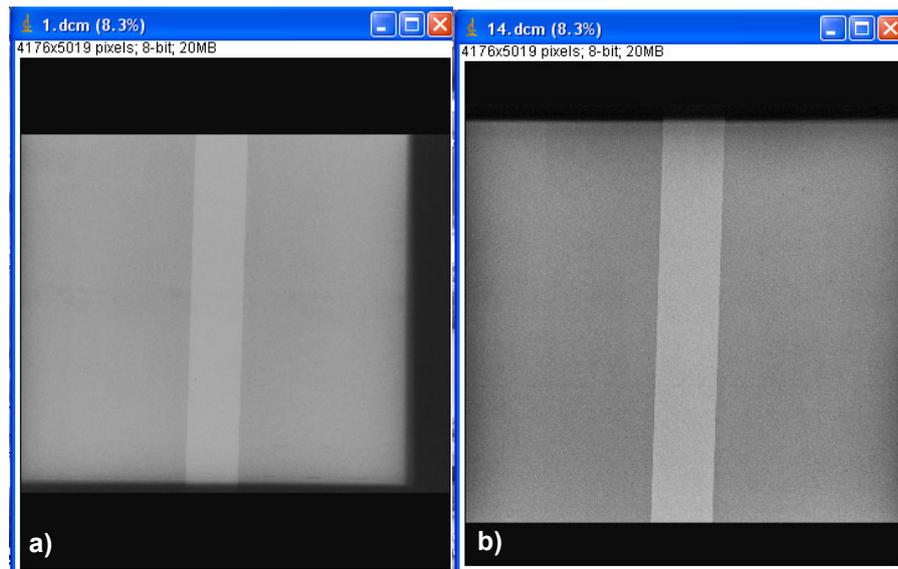
12. ATTIX, FRANK HERBERT. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. Editora J. Wiley, 1986.
13. SOARES, J. de A.C.R. **Princípios de Física em Radiodiagnóstico**. Colégio Brasileiro de Radiologia, 2002. Cap. 3 - Formação da Imagem Radiográfica - CURSO DE ESPECIALIZAÇÃO PRO RAD. Disponível em: <<http://www.prorad.com.br/curso.htm>>. Acesso em: 08 set. 2006.
14. BRAFOX QUÍMICA LTDA. (São Paulo - SP). **Técnicas de Processamento de Filmes Radiológicos: Manual Técnico**. São Paulo, 1999.
15. SPRAWLS P. **Physical principles of medical Imaging**. Madison, Wisconsin: Medical Physics. 2º ed, Wiskonsin, USA, 1995.
16. YACOVENCO, A.A. **Programa de garantia da Qualidade Radiologia Diagnostica**. Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil, 1994
17. ARCAL. **Reparacion, Mantenimiento y Verificacion de Equipos de Rayos X**. Volume IV, 2000.
18. BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**. Portaria n_ 453. Diário Oficial da União 103, 1/6/1998.
19. CRANLEY, Kieran et al. **Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data**. Report No 78. The Institute of Physics and Engineering in Medicine, 1997
20. NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY – **Physics Laboratory – Physics Reference data** - Disponível em: <<http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab2.html>>. acesso em: 20 de outubro de 2008.
21. MARTINS, R.A. **Revista Brasileira do Ensino de Física** 20, 373 (1998)
22. MONTG
23. OMERY, C.D., RUNGER, G.C. **Estatística Aplicada e Probabilidade Para Engenheiros**, 2 ed, Rio de Janeiro, LTC, 2003.

24. SILVA, R. R., **Processamento de Imagens Radiográficas e Análise de Defeitos em Cordão-de-Solda**, Tese de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro 1999 Artmed, 2000
25. UNIVERSIDADE DE CAXAS DO SUL. **Centro de Ciências Exatas e Tecnologia – Departamento de física e química**. Medidas e grandezas físicas e teoria de erros disponível em: <http://hermes.ucs.br/ccet/defq/mlandreazza/Teoince.htm#_toc416523375> acessado em 05/11/2008.
26. KODAK DIRECTVIEW **Sistemas CR Guia do Hardware** – manual CR 950, 2005
27. CARRIERI, F. **Ajustando a Técnica Radiológica para Distema Digital CR Kodak** - Kodak Directview versão nº 3, 10/22/2008.
28. TAUHATA, L. et,al., **Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear(CNEN)**, 5º revisão Rio de Janeiro 2003
29. BONTRAGER, L. K. **Tratado de Técnicas Radiológicas e Base Anatômica**, 7ª edição
30. JOHNS, Harold Elford, CUNNINGHAM, John Robert; **The physics of radiology** Springfield: Charles C Thomas Publisher, 1983
31. KIM K.H., **Low Frequency Noise Hydrogenated Amorphous Silicon this Film Transistors**. M. Sc. Thesis, University of Saskatchewan, Saskatoon, Canada, 2006
32. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU). **Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement**. Report nº 60, 1980.
33. FIRMINO S. F. **Simulação Computacional da Estimativa de Curvas de Transmissão para Utilização em Cálculos de Blindagem em Radiologia Diagnóstica**, Bacharelado em Física Médica, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2006.
34. SHINOHARA, A. H.; ACIOLI, E. KHOURY, H.J. **Avaliação da Técnica de Radiografia Digital em Gamagrafia**. “In anais da 6º COTEQ – Conferência sobre tecnologia de equipamentos, Salvador 2002.

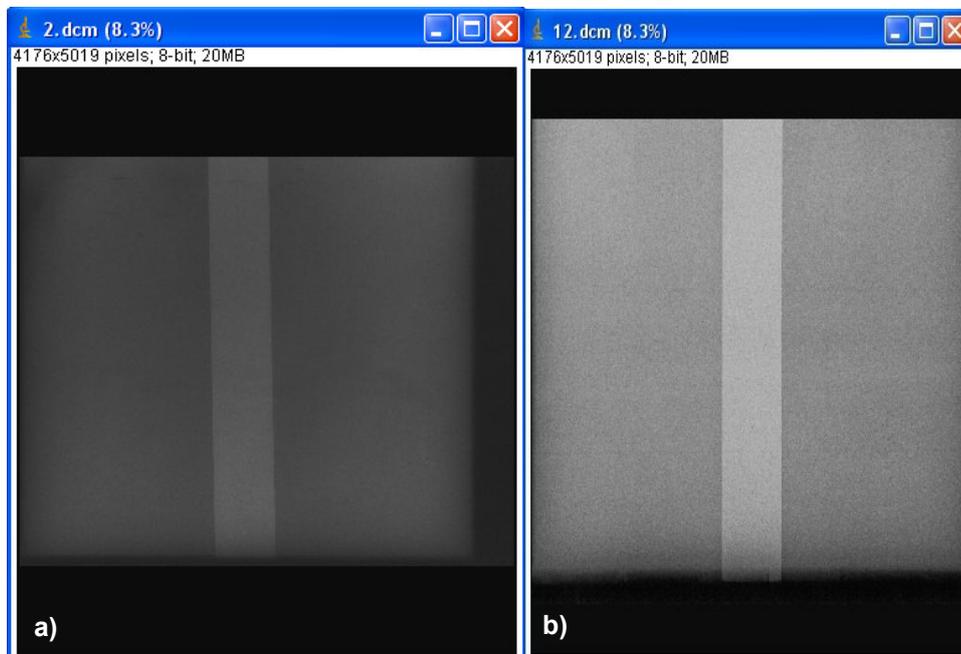
35. OLIVEIRA, D. F., “**Análise da Radiografia Computadorizada em Condições de Águas Profundas**”, Dissertação de Mestrado, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 2007.
36. NETTER, Frank H.. **Atlas de Anatomia Humana**. 2ed. Porto Alegre
37. SOUZA M.E. **Modelagem de um Sistema e Procedimento para Radiografia Computadorizada offshore** Universidade Federal do Rio de Janeiro, março de 2008.
38. REZENDE, A.F., **Nós e as Radiações IV: Física das Radiações**. Dourados, 2001. Disponível em
<<http://www.nuclear.radiologia.nom.br/trabalho/noseasiv/noseaiv.htm>> acessado em 10/05/2008.
39. WOLBARST, A.P. **Physics of Radiology** 2º ed Medical Physics publishing Madison, Wisconsin, 2005.
40. RANGARAJ M. RANGAYYAN. **Biomedical Image Analysis**. CRC press LLC.
41. SOARES, F. A.P.; LOPES, H.,B.,M. **Radiodiagnóstico: Fundamentos Físicos**. Florianópolis: Insular, 2003 88p.
42. GURVICH, A. M., HALL, C., Kamens K.I.K.H, I. A., et al., **Phosphorus for luminescent Image Plates**, Journal of X-ray Science and technology, vol 6 pp 48-62, 1996.
43. GONZALEZ, R.C., WOODS, R.E., **Digital Image Processing**, 1º ed, USA, Addison-Wesley Publishing Company, 1992

APÊNDICES

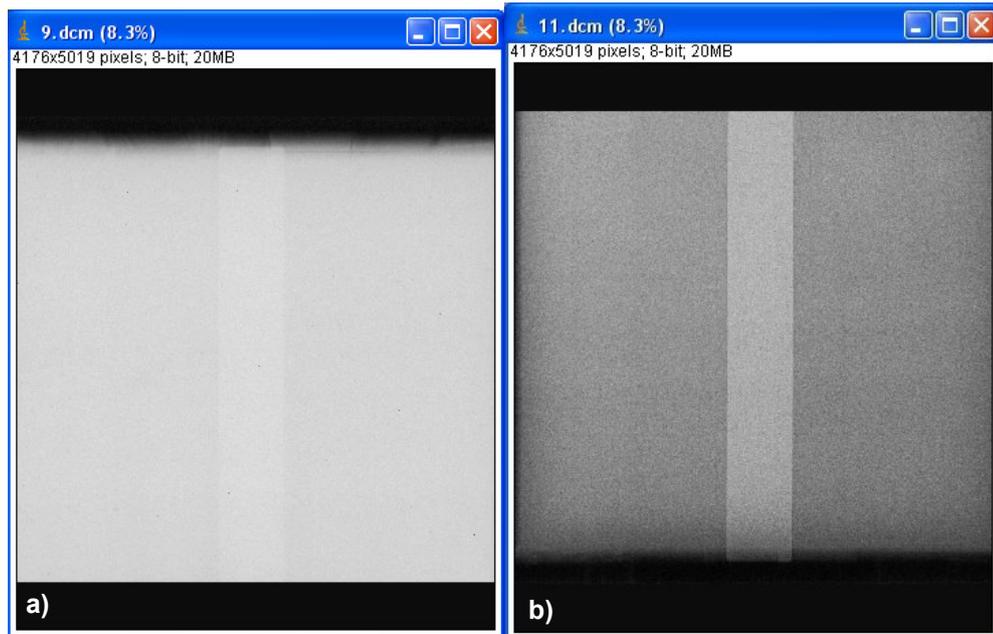
APÊNDICE A – Representação das demais imagens geradas em ambos os sistemas para o equipamento 1 e 2.



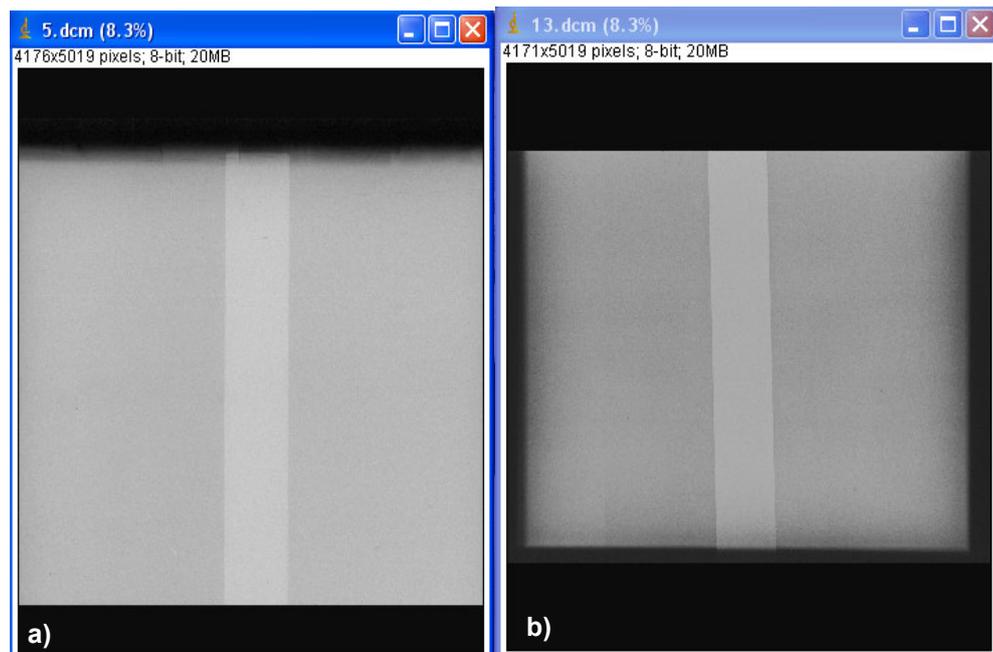
Resultado das imagens formadas com o equipamento 1 para 102kVp e 2mAs (a) sistema analógico e (b) sistema CR com índice de exposição 1360



Resultado das imagens formadas com o equipamento 1 para 102kVp e 4mAs (a) sistema analógico e (b) sistema CR com índice exposição 1600.



Resultado das imagens formadas com o equipamento 2 para 102kVp e 2mAs (a) sistema analógico e (b) sistema CR com índice de exposição igual a 920.



Resultado das imagens formadas com o equipamento 1 para 102kVp e 4mAs (a) sistema analógico e (b) sistema CR com índice de exposição 1200.

Para a comparação entre as imagens formada nos dois sistemas, nos dois equipamentos utilizados nesse trabalho, pode-se observar que as imagens obtidas no equipamento 2 possuem uma qualidade visual inferior às obtidas no equipamento 1. Apesar desse fator, as imagens obtidas no equipamento 1 demonstradas acima, apresentam nos cálculos dos parâmetros de qualidade como no de ruído, por exemplo, um valor superior ao das imagens consideradas como as mais adequada que encontram-se no capítulo 3 . Além disso, todas as imagens obtidas no sistema

CR apresentam índice de exposição inferior ao recomendado pelo fabricante (1850 e 1950)

APÊNDICE B – Análise dos relatórios mensais de uso do serviço de empréstimo domiciliar.

Resultados para a medida de KERMA na entrada e saída do simulador para as combinações

Kerma (K)	Equipamento 1 (102 kVp 4mAs)	Equipamento 2 (102 kVp 2mAs)
Entrada simulador	42,89	20,55
	42,95	20,69
	43,21	20,59
Saída Simulador	0,73	0,53
	1,03	0,51
	1,11	0,59

ANEXOS

ANEXO A - Demonstrativo dos testes de controle de qualidade implantados no equipamento pela instituição.

TESTE DE CONTROLE DE QUALIDADE
ALINHAMENTO E COLIMAÇÃO
Equipamento 01- Porto Alegre/RS

Data: 8/08/2008

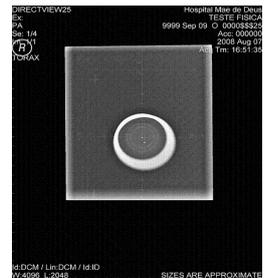
DFOFI (m) : 1

Definição do campo	Eixo X (+)	Eixo X (-)	Eixo Y (+)	Eixo Y (-)
Campo colimado	8	-10	-7	7
Campo irradiado	9,5	-10	-7,5	7
Diferença entre campos(cm)	1,5	0	0,5	0
Limite diferença entre campos(cm)	0,98	0,98	0,98	0,98

Ângulo de inclinação em relação ao feixe central do feixe foi:

(X) < 1,5° () > 1,5° < 3° () > 3°

O teste foi realizado conforme a RE 1016 da ANVISA e os limites estabelecidos conforme a Portaria 453 do MS. O teste de alinhamento teve resultado satisfatório visto que o eixo central do feixe de raios-x apresentou desvio de alinhamento menor que 3 graus em relação ao eixo perpendicular ao plano do receptor de imagem. O teste de colimação no entanto, apresentou resultado insatisfatório para o eixo X principalmente no lado do ânodo (+) em que a diferença entre o campo irradiado e colimado é maior que a prevista, para colimadores ajustáveis e com indicação visual do campo, o desalinhamento entre as bordas do campo visual e do campo de raios-x deve ser menor que 2% da DFOFI. Como ação corretiva foi solicitada manutenção do equipamento e após será realizado novo teste para avaliação.



TESTE DE CONTROLE DE QUALIDADE
RENDIMENTO
Equipamento 01- Porto Alegre/RS

Data: 8/08/2008

DFOFI (m):	1
f (P, T):	1,093152345

Tensão (kVp)	mA	Dose (mR)	Exp. (mGy/mAmin)
81	8	54,6	3,915991446
		54,4	
		54,5	
		54,6	
Média valores Dose (mR)		54,525	

O teste foi realizado conforme a RE 1016 da ANVISA e os limites estabelecidos conforme a Portaria 453 do MS. O valor de rendimento encontra-se dentro do limite esperado que está estabelecido na referida norma para um gerador alta frequência deve estar, entre 4,8 e 6,4 mGy / mA min m2. O valor serve também como referência para linha de base do teste.

TESTE DE CONTROLE DE QUALIDADE
REPRODUTIBILIDADE E LINEARIDADE TAXA KERMA AR
Equipamento 01 - Porto Alegre/RS

Data: 8/08/2008

DFOFI (m) :

1

Tensão (kVp)	mAs	Exposição (mGy)	Leitura Média (mGy/mAs)	Reprodutibilidade (%)	Linearidade (%)
90	5	0,3856	0,078245	2,027981004	1,219125075
		0,3929			
		0,3929			
		0,3935			
	10	0,7768	0,07784	0,30848329	
		0,7786			
		0,7792			
		0,779			
	16	1,238	0,077296875	0,242620299	
		1,237			
		1,235			
		1,237			
Média	10,33333333	Limite para a média de mAs (10,33) obtidos: 2,066%			

O teste foi realizado conforme a RE 1016 da ANVISA e os limites estabelecidos conforme a Portaria 453 do MS. A reprodutibilidade da taxa de kerma no ar deve ser linear com o produto da corrente pelo tempo (mAs) para a faixa de corrente e de tempo utilizados rotineiramente. O desvio (diferença entre duas taxas de kerma no ar expressas em mGy/mAs) máximo não deve ultrapassar 20% do valor médio, para todas as combinações de tempo e corrente comumente utilizadas. A reprodutibilidade é linear com a faixa de mAs utilizada e a linearidade obtida de 1,22% é inferior a 20% do valor médio dos valores de mAs utilizados estando desta forma em conformidade esse equipamento para esse teste

TESTE DE CONTROLE DE QUALIDADE
ALINHAMENTO E COLIMAÇÃO
 Equipamento 2 - Porto Alegre/RS

Data: 16/09/2008

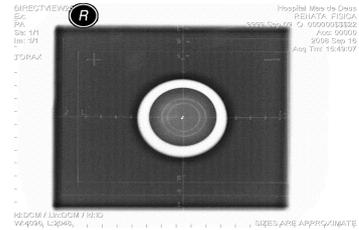
DFOFI (m) : 1

Definição do campo	Eixo X (+)	Eixo X (-)	Eixo Y (+)	Eixo Y (-)
Campo iluminado	7	7	8	8
Campo irradiado	7	7	8,5	7,5
Diferença entre campos	0	0	-0,5	0,5
Limite diferença entre campos	0,98	0,98	0,98	0,98

Ângulo de inclinação em relação ao feixe central do feixe foi:

(X) < 1,5° () > 1,5° < 3° () > 3°

Os testes foi realizado conforme a RE 1016 da ANVISA e os limites estabelecidos conforme a Portaria 453 do MS. O teste de alinhamento apresentou resultados satisfatório visto que o eixo central do feixe de raios-x apresentou desvio de alinhamento menor que 3 graus em relação ao eixo perpendicular ao plano do receptor de imagem. O teste de colimação, apresentou resultado satisfatório para ambos os eixos visto que, o desalinhamento entre as bordas do campo visual e do campo de raios-x é menor que o limite estipulado que é de 2% da distância foco-filme.



TESTE DE CONTROLE DE QUALIDADE
RENDIMENTO
 Equipamento 2 - Porto Alegre/RS

DFOFI (m):
 f (P, T):

1
 1,085744909

Tensão (kVp)	mAs	Dose (mR)	Exp. (mGy/mAminm2)
81	10	48,68	3,289184942
		48,62	
		48,62	
		84,63	
		Média valores Dose (mR)	

Os testes foi realizado conforme a RE 1016 da ANVISA e os limites estabelecidos conforme a Portaria 453 do MS. O valor de rendimento encontra-se dentro do limite esperado que está estabelecido na referida norma para um sistema de gerador monofásico com retificação de onda completa, deve estar entre 2,4 a 4,8 mGy / mA min. m2.

TESTE DE CONTROLE DE QUALIDADE
REPRODUTIBILIDADE E LINEARIDADE TAXA KERMA AR
Equipamento 2 - Porto Alegre/RS

DFOFI (m) : 1

Tensão (kVp)	mAs	Exposição (mGy)	Leitura Média (mGy/mAs)	Reprodutibilidade (%)	Linearidade (%)
102	2	0,3236	0,1667875	4,323507181	2,691312384
		0,3363			
		0,3379			
		0,3365			
	3	0,5139	0,170825	1,769215648	
		0,5177			
		0,5042			
		0,5141			
	4	0,6868	0,1713375	2,491572622	
		0,69			
		0,6738			
		0,6908			
Média	3	Limite para a média de mAs (3) obtidos: 0,6			

Os testes foi realizado conforme a RE 1016 da ANVISA e os limites estabelecidos conforme a Portaria 453 do MS. A reprodutibilidade da taxa de kerma no ar deve ser linear com o produto da corrente pelo tempo (mAs) para a faixa de corrente e de tempo utilizados rotineiramente. O desvio (diferença entre duas taxas de kerma no ar expressas em mGy/mAs) máximo não deve ultrapassar 20% do valor médio, para todas as combinações de tempo e corrente comumente utilizadas. A reprodutibilidade mostrou-se linear par acada combinação mAs e a linearidade mostrou-se superior ao limite para a faixa de mAs utilizada. Como ação corretiva foi solicitada manutenção corretiva e após realização de novo teste.

ANEXO B – Certificado de calibração da câmara de ionização utilizada.

**SECRETARIA DE CIÊNCIA, TECNOLOGIA,
DESENVOLVIMENTO E INOVAÇÃO**

ipen **CEN** **Ministério da Ciência
e Tecnologia**

Certificado de Calibração

**Laboratório de Calibração de Instrumentos
LCI**

Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
Centro de Metrologia das Radiações
Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 - Cidade Universitária - CEP 06509-000
Fone: (00X11) 3816-9216 Fax: (00X11) 3816-9209
São Paulo - Estado de São Paulo - Brasil
e-mail: lci@ipen.br



Certificado de Calibração N° 0396/2007

Data de Calibração : 27/04/2007

Proprietário

Razão Social : Fisicamed – Assessoria e Consultoria em Física Médica.
 Endereço : Av. Conselheiro Ângelo Ferraz, 258
 Porto Alegre - RS
 CNPJ : 08.637.154/0001-75
 Responsável : Sra. Laura Jacques Christófoli

01. Especificações do Instrumento :

Tipo: Medidor de Radiação - X
 Fabricante : Radcal Corporation
 Modelo : 9010 Câmara de Ionização: 10X5-6
 Série : 90-2106 Câmara de Ionização: 16403
 Patrimônio : ---

02. Tipo de radiação :

Radiação X proveniente de uma máquina de radiação, marca Pantak Seifert, modelo Isovolt 160HS (160 kV).

03. Posicionamento :

O instrumento foi posicionado a 100 cm do foco do tubo de raios X.

04. Ajuste no Instrumento :

Não foi realizado.

05. Condições Ambientais durante a Calibração :

Temperatura : 22,0 °C
 Pressão : 93,3 kPa
 Umidade Relativa do Ar : 50 %

06. Condições Ambientais de Referência :

Temperatura : 22,0 °C
 Pressão : 101,3 kPa
 Umidade Relativa do Ar : 50 %



Certificado de Calibração Nº 0396/2007

07. Resultados Obtidos :

Qualidade	Tensão (kV)	Energia Efetiva (keV)	Camada Semi-Redutora (mmAl)	Taxa de Kerma no Ar (mGy/min)	Leitura no Instrumento (R/h)
RQR 3	50	27,2	1,79	23,07	159,82
RQR 5	70	30,2	2,35	45,72	314,16
RQR 7	90	33,1	2,95	72,44	485,58
RQR9	120	37,1	3,64	118,10	610,92
RQR10	150	40,7	4,73	171,20	1164,91

08. Informações Adicionais:

Como o instrumento foi construído para medir taxa de exposição em mR/h ou R/h, a calibração do mesmo foi realizada nestas unidades, que não fazem parte do Sistema Internacional (SI). A exposição é expressa, no SI, em C/kg e $1R = 2,58 \times 10^{-4} C/kg$.

A incerteza total associada à calibração do instrumento não excede a $\pm 1,5\%$. Essa incerteza foi estimada conforme recomendação do Guia para Expressão da Incerteza de Medição, Segunda edição brasileira do ISO – GUM, Agosto de 1998.

As leituras devem ser corrigidas pelo fator de Temperatura e Pressão, $f(T,p)$:

$$f(T,p) = \frac{101,3}{p} \times \frac{273,15 + T}{273,15 + 20}$$

onde: T e p são valores de temperatura e pressão ambientais em unidades de °C e kPa.

09. Rastreabilidade :

As grandezas medidas são referenciadas a :

1. Um Sistema Padrão Terciário constituído por uma câmara de ionização *Physikalisch-Technische Werkstätten* (PTW), modelo 77334, série 2052, calibrada no *Physikalisch-Technische Bundesanstalt* (PTB), Alemanha, com incerteza de 0,77%, acoplada a um eletrômetro tipo UNIDOS da PTW, modelo 10001, série 10474.



Certificado de Calibração N° 0396/2007

10. Observação :

1. Recomenda-se guardar o instrumento em ambiente de baixa umidade sempre que não estiver em uso.

2. De acordo com as determinações da Comissão Nacional de Energia Nuclear e do Ministério da Saúde, recomenda-se que, devido às características do instrumento, o mesmo seja recalibrado periodicamente ou sempre que ocorrer quaisquer danos ou alterações que possam modificar a resposta do instrumento.

3. A utilização do instrumento deve ser, preferencialmente, realizada no intervalo de calibração. Uma baixa dependência energética permite a interpolação em valores de tensão intermediários.

4. A camada semi-redutora é dada em milímetros de alumínio (mmAl). A equivalência destes valores em milímetros de cobre (mmCu) pode ser encontrada em "The Physics of Radiation Therapy", F.M.Khan, Baltimore, MD: Williams & Wilkins, 1984.

São Paulo, 30 de abril de 2007

Executado por :



 Dr. Vitor Vivaldo
 Tecnologista



 Dra. Maria da Penha Albuquerque Potiens
 Responsável