

Universidade Estadual Paulista – “Júlio de Mesquita Filho”

Instituto de Biociências de Botucatu

Programa de Pós-Graduação em Biologia Geral e Aplicada

Dissertação de Mestrado

Otimização de Imagem de Tórax para Radiologia Computadorizada

Mestrando: Alexandre França Velo

Orientador: Prof. Dr. José Ricardo de Arruda Miranda

Co-orientadora: Profa. Dra. Diana Rodrigues de Pina

Botucatu

2012

Alexandre França Velo

Otimização de Imagem de Tórax para Radiologia Computadorizada

Dissertação apresentada ao Instituto de
Biociências de Botucatu, Universidade.
Estadual Paulista "Júlio de Mesquita
Filho", Campus de Botucatu,
para obtenção do título de
Mestre em Biologia Geral e Aplicada

Orientador: Prof. Adj. José Ricardo de Arruda Miranda
Co-Orientadora: Profa. Dra. Diana Rodrigues de Pina

Botucatu

2012

À minha mãe, que sempre foi meu pai
e mãe, sendo meu exemplo de vida
por sua coragem, força e determinação
em todas as adversidades que a vida
lhe trouxe.

Agradecimento

Ao Carlos Consolmagno, onde o considero como um pai, pois sempre me ajudou em tudo que precisei nesses anos em que estive na nossa família, me fornecendo os melhores conselhos e me ajudando em todos os aspectos.

Ao meu irmão Vinícius, que apesar de estarmos um pouco distantes atualmente, sempre esteve comigo, e que futuramente se tornará um ótimo pai.

À minha irmã Fernanda, que é um exemplo de pessoa, sempre muito correta e que possui um coração imenso.

À Professora Doutora Diana Rodrigues de Pina, que me acolheu quando achava que minha vida na física médica estava no fim, me ajudando e me aconselhando em tudo que precisei se tornando minha segunda mãe em Botucatu, onde tenho imenso carinho e gratidão por tudo que fez por mim. Muito obrigado por tudo.

Ao Professor Adjunto José Ricardo de Arruda Miranda, onde o considero mais que um orientador, sendo meu conselheiro, amigo, e por sempre segurar a barra quando precisei. A importância dele, não somente nessa pesquisa, mas como na minha vida pessoal é indescritível, muito obrigado.

A todo pessoal do Laboratório de Biomagnetismo e do Laboratório de Física Aplicada ao Radiodiagnóstico, por ajuda prestada a mim, onde caminhamos juntos nessa difícil tarefa chamada Graduação e Pós – Graduação.

Ao pessoal que mora comigo, Rafael Gelaletti, Caio Quini, Dany Bruno Grossklauss e o Ronaldo Matos, por me aguentar todos os dias fazendo com que eu não perdesse o animo de continuar em frente conforme as adversidades surgiam.

Ao Professor Doutor Sérgio Ribeiro Marrone, que teve uma importância imprescindível nessa pesquisa, me dando um voto de confiança aceitando ao meu convite de analisar as imagens, sendo extremamente criterioso nas observações.

A todos os meus amigos que me ajudaram, não na minha vida profissional, mas sim na minha vida pessoal, que são tantos que não consigo citar.

Ao Matheus Alvarez, que é uma pessoa espetacular, convivendo comigo desde quando entramos na universidade, me ajudando nas discussões de conteúdo disciplinar, de vida e compartilhando a maioria dos meus problemas.

À Flor, que a apesar de nesses últimos tempos estarmos passando por um longo período de “turbulência”, é uma pessoa a qual eu amo muito e que ficará marcada para sempre no meu coração.

À minha família, que sempre foi meu suporte para tudo.

Resumo

Os métodos que utilizam radiações ionizantes ainda são os mais empregados por serem considerados mais “baratos” e sobretudo, muito eficientes quando utilizados com controle e qualidade. Novos sistemas de aquisição, registro e armazenamento de imagens estão sendo desenvolvidos, dentre os quais podemos citar a radiologia computacional e digital. Este método de diagnóstico pode proporcionar maior qualidade da imagem, favorecendo a não repetição de exames de modo a contribuir com a redução de dose para o paciente, quando utilizado com controle e qualidade. A otimização da relação risco-benefício é considerada de grande avanço no que diz respeito à radiologia convencional, entretanto essa não é a realidade da radiologia computacional e digital, onde não dispomos de normas e protocolos estabelecidos para otimização da imagem, dose e custo para a rotina clínica de radiodiagnóstico.

Esta pesquisa teve como objetivo a otimização de imagens radiográficas computacionais de tórax (na projeção Pósterio Anterior - PA). A escolha por essa modalidade de exame se deve ao fato deste ser o exame convencional mais realizado na rotina clínica. Para atingir esse objetivo foram utilizados fantasmas homogêneos que simulam características de absorção e espalhamento da radiação próxima à do tórax de um paciente padrão, com aproximadamente 1,73m e 75 kg. Neste estudo o Fantoma homogêneo Equivalente ao Paciente (FEP) foi utilizado na calibração do sistema de imagem computacional, de modo a obter índices de exposições (lgMs) previamente definidos para cada tensão (kVp). As técnicas calibradas foram aplicadas em um fantoma antropomórfico (RANDO). As imagens obtidas foram avaliadas, por um especialista da área de radiologia, o qual identificou a melhor imagem (imagem ótima), para cada kVp, para determinadas possíveis anomalias no pulmão e/ou lesões ósseas, utilizando o método de Avaliação Gradativa Visual (AGV).

Após selecionadas as imagens ótimas, o observador utilizou da AGV relativa para selecionar a imagem *standard*, onde essa se destacou pela sua “beleza de imagem”. Baseando-se no princípio 3D (*Diagnostic, Dose and Dollar*), respeitando essa ordem e a inter-relação entre os parâmetros, foi obtida a imagem *gold standard* (GS).

Comparando a imagem GS com a comumente produzida pela rotina clínica do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu (HCFMB-UNESP), verificou-se que a imagem GS apresenta melhor qualidade para visualização de possíveis pneumonia e/ou fratura na região do tórax. Ambas as imagens proporcionam doses abaixo dos Níveis de

Referência (NR). Entretanto a imagem GS apresenta reduções de dose e carga de tubo em torno de 70,5% e 80% respectivamente quando comparadas com a rotina clínica.

Palavras-chave: Radiologia computacional (CR); Otimização de dose; Redução de dose; Redução de custo; Eficiência de detecção quântica.

Abstract

The ionizing radiation methods are still the most commonly used for being considered cheaper and very efficient when used with control and quality. New acquisition, recording and image storage systems are being developed among which we can mention the Computed Radiography and Digital Radiography. This method of diagnosis might provide higher image quality, favoring unrepeated examinations in order to contribute to the patient dose reduction when used with control and quality. The risk-benefit rate optimization is considered a breakthrough in computed radiology, however it's not the reality of the computed and digital image, which do not have well established norms and protocols for image, dose and expense optimization in the radiodiagnostic clinical routine.

This research had as objective the optimization of computed radiographic images of the chest (anterior - posterior projection). The choice of this modality exam was due the fact that it is the most realized on clinical routine. To achieve this objective it was used an homogeneous phantom that simulates spreads and absorption characteristics of radiation next to a standard patient, with 1, 73 m and 75 Kg approximately. On this study, the Phantom Equivalent of Patient (PEP) was used to calibrate the computational image system, acquiring exposure index (lgMs) previously defined to each kVp. The calibrated techniques were applied on an Anthropomorphic Phantom (RANDO). The images were evaluated by a radiology specialist who identified the best image (optima image) for each kVp to determine possible anomalies on lung / bones lesions using the Visual Gradual Assessment (VGA).

After the optima images selection, the radiologist used the VGA relative to select the image *standard*, where it stood out by its "image beauty". Based on 3D principle (Dose, Diagnostic, Dollar), respecting this order and the inter-relation between parameters, obtaining the *gold standard* image (GS).

Comparing the GS image to the commonly produced on clinical routine of the Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu (HCFMB – UNESP), was verified that the GS image presents better visualization quality of possible pneumonias and/or lesion on chest's region. Both provides doses below the References Levels (RL). However the GS image presents dose and tube charge reduction on 70, 5 % and 80 % respectively when compared with the clinical routine.

Key-Word: Computed Radiology (CR), Dose Optimization, Dose Reduction, Cost Reduction, Detective Quantum Efficiency.

Lista de Figuras

Figura 1: Passos para a aquisição da imagem em CR [10].....	21
Figura 2: Componentes internos de um leitor de CR [14].....	22
Figura 3: Efeito Compton [16]	23
Figura 4: Efeito Fotoelétrico [16].....	23
Figura 5: Eficiência de detecção para diferentes espessuras e materiais [1].	26
Figura 6: A resposta característica de um detector tela filme (curva em S sólida) comparada com a resposta característica de um detector de fósforo fotoestimulável (PSP) utilizado em radiografia computadorizada pela exposição inferida ao detector [10].....	27
Figura 7: Imagem de uma radiografia de joelho (A). Mesma imagem com a adição de ruído (B) [20].	30
Figura 8: Histograma para um <i>Speed Class</i> baixo [31].	35
Figura 9: Histograma para um <i>Speed Class</i> alto [31].	36
Figura 10: Conversão dos valores do PI em Histograma [32].	37
Figura 11: Análise do histograma [32].	37
Figura 12: Visão geral do cálculo dos valores de lgM [32].	38
Figura 13: Fantoma homogêneo Equivalente ao Paciente padrão (FEP) [36].	39
Figura 14: Esquema Ilustrativo do FAR [36].	40
Figura 15: Fotografia do FAR [36].	40
Figura 16 A-B: Esquema Ilustrativo do FAR-FP Básico [36].	41
Figura 17: Esquema de montagem para determinar o SC.	43
Figura 18A: Seleção da primeira ROI	44
Figura 18B: Divisão da ROI em 256 partes	44
Figura 19: Espectro de Potência de Ruído.	44
Figura 20: Fantoma Antropomórfico (RANDO).....	46
Figura 21: ROIs selecionadas em objetos testes do simulador FAR-FEP para obtenção do contraste nas regiões pulmonar e óssea.	47
Figura 22: Linearização da imagem.	49
Figura 23A: Exemplo de imagem sem linearização.	49

Figura 23B: Exemplo de imagem com linearização.....	49
Figura 24: Esquema de montagem para obtenção da MTF.	50
Figura 25A: Detecção da borda.	51
Figura 25B: Seleção da ROI.	51
Figura 25C: ROI.	51
Figura 26A: Função de espalhamento de borda.	52
Figura 26B: Função de espalhamento de linha.....	52
Figura 27: Função de Transferência Modulada.	52
Figura 28: Relação entre as NNPS(f) para distintas SC (100, 200, 400 e 800).....	54
Figura 29A. Imagem produzida com a técnica GS e a 29 B. imagem da RC, utilizando o RANDO.	58
Figura 30: Comparação do Contraste pela kVp para simuladores da região pulmonar e óssea.	59
Figura 31: Comparação do lgM pela exposição.	59
Figura 32: Eficiência de Detecção Quântica das melhores técnicas.	60
Figura 33: Área sob a curva de cada DQE.	61
Figura 34: DQE(f) de 102 kVp variando a mAs	61
Figura 35: NNPS(f) para 117 kVp.....	69
Figura 36: NNPS(f) para 105 kVp.....	69
Figura 37: NNPS(f) para 96 kVp.....	69
Figura 38: NNPS(f) para 109kVp.....	69
Figura 39: NNPS(f) para 102 kVp.....	69
Figura 40: NNPS(f) para 90 kVp.....	69
Figura 41: NNPS(f) para 85 kVp.....	70
Figura 42: NNPS(f) para 81 kVp.....	70
Figura 43: NNPS(f) para 75 kVp.....	70
Figura 44: NNPS(f) para 70 kVp.....	70
Figura 45: MTF(f) para 117 kVp.....	71
Figura 46: MTF(f) para 109kVp.....	71
Figura 47: MTF(f) para 105 kVp.....	71
Figura 48: MTF(f) para 102 kVp.....	71
Figura 49: MTF(f) para 96 kVp.....	72
Figura 50: MTF(f) para 90 kVp.....	72
Figura 51: MTF(f) para 85 kVp.....	72

Figura 52: MTF(f) para 81 kVp.....	72
Figura 53: MTF(f) para 75 kVp.....	72
Figura 54: MTF(f) para 70 kVp.....	72
Figura 55: DQE(f) para 117 kVp.....	73
Figura 56: DQE(f) para 109 kVp.....	73
Figura 57: DQE(f) para 105 kVp.....	73
Figura 58: DQE(f) para 102 kVp.....	73
Figura 59: DQE(f) para 96 kVp.....	74
Figura 60: DQE(f) para 90 kVp.....	74
Figura 61: DQE(f) para 85 kVp.....	74
Figura 62: DQE(f) para 81 kVp.....	74
Figura 63: DQE(f) para 75 kVp.....	74
Figura 64: DQE(f) para 70 kVp.....	74

Lista de Tabelas

Tabela 1: Materiais utilizados como objetos testes do fantoma analítico-realístico (FAR), com as respectivas estruturas anatômicas simuladas.....	40
Tabela 2: Técnicas calibradas aplicadas ao RANDO com seus respectivos lgM, <i>scores</i> e dose (mGy).	55
Tabela 3: Técnicas correspondentes as imagens ótimas (<i>scores</i> máximo) para distintas kVps.	56
Tabela 4: Comparação entre os scores obtidos entre a técnica <i>gold standard</i> e a da rotina clínica (RC).	57
Tabela 5: Comparação entre (kVp; mAs), associadas à imagem <i>GS</i> e as comumente utilizadas na RC, com suas respectivas doses (D, em mGy), a carga no tubo (CT, em joule), a redução de dose e redução da carga do tubo em relação ao da rotina (RCT, em %).	57

Lista de Abreviaturas

TC = Tomografia Computadorizada
CR = Radiologia Computadorizada
DR = Radiologia Digital
IP = Placa de Imagem
STF = Sistema Tela Filme
PACS = Picture Archival and Communication System
lgM = Logaritmo Médio de Exposição
ALARA = As Low As Reasonable Achievable
PSP = Fósforos Fotoestimuláveis
BaFl = Fluorohaletos de Bário
PSL = Fotoestimulação por luminescência
PMT = Fotos Multiplicadoras
RSR = Relação Sinal Ruído
LUT = Look – up – Table
DO = Densidades Ópticas
H&D = Hurter & Driffield
FN = Frequência de Nyquet
MTF = Função de Transferência Modulada
NPS = Espectro de Potência de Ruído
NNPS = Espectro de Potência de Ruído Normalizada
W = Espectro de Wiener
DQE = Eficiência de Detecção Quântica
 $I(x_i, y_i)$ = Intensidade do pixel na posição (x_i, y_i)
 $\bar{I}$ = Média Global da Intensidade
 u = Frequência Espacial Conjugada com x
 v = Frequência Espacial Conjugada com y
 N_x = Número de Pixels em x
 N_y = Número de Pixels em y
 M = Número de Região de Interesse

Δx = Espaçamento de pixel em x
 Δy = Espaçamento de pixel em y
ROI = Região de Interesse
PSF = Função de Espalhamento Pontual
STP = Propriedade de Transferência de Sinal
SC = Speed Class
kVp = KiloVoltagem de Pico
mAs = Miliampere x Segundo
FEP = Fantoma Equivalente ao Paciente
FAR = Fantoma Analítico – Realístico
RANDO = Fantoma Antropomórfico
ANSI = American National Standards Institute
DFD = Distância Fonte Detector
DSE = Dose na Superfície de Entrada
AGV = Avaliação Gradativa Visual
Princípio 3D = Dose, Diagnostic, Dollar
CNR = Relação Contraste Ruído
ESF = Função de Espalhamento de Borda
LSF = Função de Espalhamento de Linha
FWHM = Resolução Máxima a Meia Altura
mGy = Miligray
NR = Nível de Referência
GS = Gold Standard
RC = Rotina Clínica
CT = Carga no Tubo
RD = Redução de Dose
RCT = Redução da Carga no Tubo
AP = Projeção Pósterio - Anterior

Sumário

Lista de Figuras

Lista de Tabelas

Lista de Abreviaturas

Resumo

Abstract

CAPÍTULO I.....	17
1. Introdução	17
CAPÍTULO II.....	20
2. Fundamentos Teóricos	20
2.1. Aquisição de Imagem	20
2.2. Física dos Detectores de Raios X.....	22
2.3. Mecanismo de Armadilhamento e Fotoestimulação.....	24
2.4. Eficiência Quântica.....	25
2.5. Faixa Dinâmica	26
2.6. Amostragem Espacial	28
2.7. Resolução Espacial	28
2.8. Ruído.....	29
2.9. Espectro de Potência de Ruído (NPS)	31
2.10. Contraste	32
2.11. Função de Transferência Modulada (MTF)	33
2.12. Eficiência de Detecção Quântica (DQE).....	34
2.13. Speed Class (SC).....	35
2.14. Logaritmo Médio de Exposição (lgM).....	36
2.15. Fantoma.....	38
CAPÍTULO III.....	42
3. Materiais e Métodos.....	42
3.1. Determinação do <i>Speed Class</i> (SC).....	42

3.2.	Calibração do Feixe com o Sistema de detecção CR.....	45
3.3.	Avaliação Subjetiva Gradativa Visual das Imagens	45
3.4.	Avaliação Objetiva das Imagens.....	47
3.5.	Determinação da NNPS(<i>f</i>)	48
3.6.	Linearização da Imagem	48
3.7.	Determinação da MTF	50
3.8.	Determinação da DQE	53
CAPÍTULO IV.....		54
4.	Resultados e Discussões.....	54
4.1.	Determinação do SC	54
4.2.	Calibração do sistema detector de imagem.....	55
4.3.	Comparação entre a técnica <i>gold standard</i> (GS) e a comumente utilizada pela Rotina clínica do HCFMB-UNESP	56
4.4.	Avaliação do Contraste Radiográfico	58
CAPÍTULO V.....		63
5.	Conclusões e Perspectivas Futuras.....	63
CAPÍTULO VI.....		65
6.	Referências.....	65
Apêndice A.....		69
Apêndice B		71
Apêndice C		73

CAPÍTULO 1

1. Introdução

Os benefícios da aquisição de imagens radiológicas em formato digital se tornaram evidentes após a introdução da tomografia computadorizada (TC). Esses benefícios incluem maior precisão de registro da informação, maior flexibilidade das características de visualização, otimização no arquivamento das imagens e facilidade de transmitir imagens de um local para outro através de redes de comunicações [1]. Pode-se atribuir a muitos fatores o desenvolvimento dos métodos de diagnóstico por imagem, tais como a melhor compreensão dos princípios básicos da captação de imagens e melhor conhecimento físico dos dispositivos eletrônicos de detecção de radiação, aperfeiçoamento de técnicas matemáticas de reconstrução e a evolução dos computadores com desenvolvimento de equipamentos mais seguros. Esta melhoria na tecnologia da computação e de novos materiais levou a uma tendência para a geração de imagens digitais, favorecendo a transferência dos exames convencionais de raios X para sistemas adquiridos e processados computacionalmente. Este tipo de aquisição e análise de imagem forma a base de um novo campo chamado radiologia digital, a qual pode ser subdividida em radiologia computadorizada (CR) e digital (DR), propriamente dita [2,3]. A CR emprega sistema de imagem móvel (placa de imagem), que após exposta, passa por um processo de leitura, enquanto que a DR o sistema de imagem é fixo, com conversão direta ou indireta dos fótons de raios X.

Nas últimas décadas foram propostos novos detectores de radiação, alternativos à utilização de filmes radiográficos. Esses novos transdutores são associados a sistemas de imagem digital. Nesta modalidade de obtenção de imagem, um sensor reutilizável absorve a radiação, gerando um sinal elétrico ou luminoso, o qual é digitalizado e transferido a um microcomputador, onde as imagens são reconstruídas, arquivadas e visualizadas [4,5].

A inserção de setores radiológicos com um ambiente de rede amplo e integrado, no qual o filme foi completamente ou em grande parte substituído por sistemas eletrônicos que adquirem, arquivam, disponibilizam e exibem, formam a base para a radiologia *filmless*. No

Brasil, estima-se que nos próximos 10 anos o mercado se estabelecerá com a radiologia *filmless* [2,6].

As principais vantagens da Radiologia Computadorizada (CR) em relação ao Sistema Tela Filme (STF) são a resposta linear do sinal à exposição-X, amplo range dinâmico, facilidade de visualização e processamento, redução da repetição de exames e interface para o “*Picture Archival and Communication System (PACS)*” [7,8].

No Brasil, são raros os serviços de diagnóstico por imagem que apresentam cartas de técnicas radiográficas, para realização de exames utilizando STF, conforme solicita as normas vigentes [9]. Esse problema se agrava ao se tratar de serviços que empregam a técnica de detecção da imagem utilizando CR. Isso ocorre porque ainda não foram estabelecidas metodologias para o processo de otimização de imagens de CR. A literatura refere-se somente a protocolos de controle de qualidade para os equipamentos de produção e aquisição das imagens [10]. Rotineiramente as instituições que utilizam esse método de diagnóstico por imagem empregam as mesmas técnicas radiográficas utilizadas em STF.

Estudos mostram que a utilização de técnicas inadequadas para o sistema de CR tem proporcionado exames com doses maiores, quando comparados com STF. Isso ocorre devido a tentativas e erros (baseados em técnicas utilizadas em STF) até atingir o Logaritmo Médio de Exposição (lgM) indicado pelo fabricante, proporcionando dessa forma exames com doses desnecessárias ao paciente.

Apesar do sistema de aquisição por CR apresentar um pós-processamento, a imagem de CR apresenta menor resolução espacial quando comparada a imagem do STF, implicando em perdas da qualidade de visualização de estruturas e de detalhes anatômicos. Dessa forma é necessário a calibração do feixe para um lgM adequado à um sistema detector específico, de modo a otimizar a relação entre qualidade da imagem, dose para o paciente e custo para a instituição. Vale enfatizar que a redução da dose não deve comprometer a qualidade da imagem [11]. Esse processo de alcançar o equilíbrio entre dose e qualidade da imagem é chamado de otimização. Esta relação está diretamente baseada na filosofia contida no princípio ALARA (“As Low As Reasonable Achievable”) [11].

O exame radiológico do tórax é o mais realizado pela população mundial. Estima-se que cada indivíduo realizará, pelo menos, um exame radiológico de tórax durante a vida [12]. O exame de tórax é requisitado, principalmente, para investigações clínicas referentes a problemas respiratórios, e por decorrência de traumas [12].

Essa pesquisa tem como objetivo a otimização de cartas de técnicas radiográficas de tórax, para melhor visualização de possíveis anomalias na região pulmonar e fraturas, em imagens de CR.

CAPÍTULO 11

2. Fundamentos Teóricos

2.1. Aquisição de Imagem

Atualmente a Radiografia Computadorizada (do inglês, *Computed Radiography*, CR) é basicamente constituída de fósforos fotoestimuláveis (PSP, do inglês *Photostimulable Phosphors*), também conhecidos por fósforos de armadilhamento [10,13]. Estes fósforos são utilizados com mais frequência na forma de fluorohaletos de bário (BaFl), e depositados em um substrato para formar a placa de imagem (do inglês, *Imaging Plate*, IP).

Os mecanismos de absorção dos raios X no CR são diferentes do sistema tela filme. No sistema tela filme a emissão da luz acontece imediatamente após a incidência da radiação. No CR a emissão da luz é posterior, quando a imagem latente (imagem formada apenas no sistema detector e ainda não transferida para filme ou digital), consistida de cargas armadilhadas, são estimuladas e liberadas das armadilhas metaestáveis [13].

Os primeiros PSPs utilizados em CR eram feitos de BaFX:Eu^{2+} , onde X pode ser qualquer halogênio, Cl, Br ou I. Esse material consegue armazenar uma imagem latente por um longo período. Uma imagem latente com 8 horas desde a sua irradiação ainda terá aproximadamente 75% da imagem original [13].

O processo de transformação de imagem latente em digital recebe o nome de fotoestimulação por luminescência (PSL, do inglês *Photostimulated Luminescence*) resultando na emissão de uma luz, na cor azul, com um pequeno comprimento de onda, numa quantidade proporcional à irradiação original dos raios X [10,13].

A luz azul do processo PSL é guiada por fibras óticas e detectada por fotomultiplicadoras (PMT, do inglês *Photomultiplier Tube*) onde o sinal será digitalizado para a formação da imagem [10, 13].

Recentemente muitas empresas tem utilizado uma mistura dos halogêneos, obtendo uma combinação na forma $\text{BaFBr}_{0.85}\text{I}_{0.15}\text{:Eu}^{2+}$, com o intuito de aumentar a interação do laser com o fósforo obtendo uma máxima estimulação [13].

O espectro de luz emitido por uma PSP é controlada por uma impureza chamada ativador. Em PSP utilizando BaFX o ativador é o Eu^{2+} , que substitui o Ba na estrutura cristalina [13].

Esse processo de formação da imagem é explicado melhor conforme descrito pelos passos apresentados na figura 1.

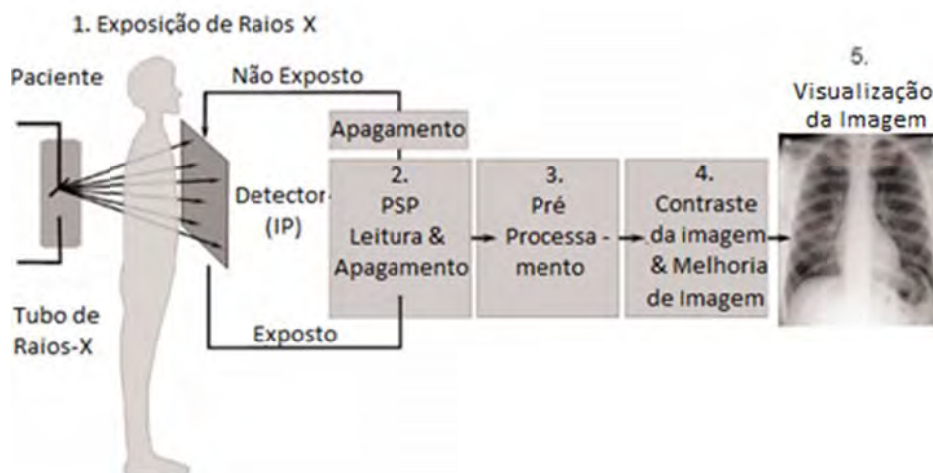


Figura 1: Passos para a aquisição da imagem em CR [10].

1. Exposição de Raios X: O tubo de raios X emite radiação X, com energia na faixa de radiodiagnóstico (17 a 150 keV) [10]. Os fótons X que não interagiram com a região a ser radiografada, atingem o detector (IP), produzindo a imagem latente.

2. Leitura dos PSP e Apagamento: O cassete é inserido em um sistema de leitura, onde o IP é extraída e sua superfície é varrida por um laser de luz intensa vermelha de comprimento de onda em torno de 700 nm [10,13]. A luz do laser estimula a emissão da energia presa na placa de imagem, e luz visível (azul) é liberada a partir da placa. A luz emitida a partir da placa é recolhida por um guia de luz de fibra óptica e atinge um PMT posicionado na saída do guia de luz, conforme figura 2, onde é produzido um sinal eletrônico, o qual será digitalizado e armazenado.

A imagem latente residual é apagada usando-se uma luz branca (policromática de alta intensidade), e a PI é reinserida no cassete para que a mesma possa ser reutilizada. Essa luz usada para apagar o restante da imagem consiste num comprimento de onda suficiente para que os elétrons armadilhados, que não foram excitados pelo laser, sejam removidos sem estimular armadilhas posteriores de elétrons [14-16].

3. **Pré-Processamento:** Para corrigir algumas variações de sensibilidade de luz e de ruído, é feito um pré-processamento da imagem para que ela seja fielmente reconstruída e dimensionada em um range de dados da imagem “crua” [10]

4. **Contraste e Melhoria da Imagem:** O amplo range dinâmico do detector PSP requer reconstrução da imagem, dimensionamento, e melhoria do contraste para otimizar as características da imagem e da relação sinal-ruído (RSR) da imagem “processada” [10, 13].

5. **Visualização da Imagem:** Finalmente a imagem é exibida, utilizando-se as transformações “Look-up-Table (LUT)” para tornar os valores do código digital em correspondentes variações de tons de cinza para monitores e para valores de densidades ópticas (DO) [10, 13].

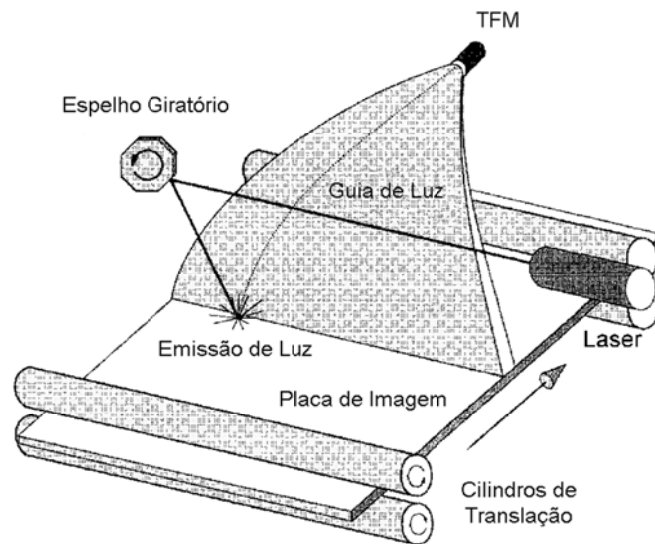


Figura 2: Componentes internos de um leitor de CR [14].

2.2. Física dos Detectores de Raios X

A interação dos raios X é comum para todos os tipos de detectores empregados em CR. Para as energias utilizadas em CR, os raios X incidentes nos detectores interagem de duas maneiras: Espalhamento Compton e Efeito Fotoelétrico [15].

No espalhamento Compton, os raios X incidentes interagem com os elétrons ligados à camada mais externa do átomo, conforme a figura 3, e em lugar de serem completamente absorvidos, os raios X são desviados de sua direção original perdendo energia [15, 16]. Esses fótons X restantes, por serem desviados, serão depositados em outro lugar do detector resultando na perda de resolução espacial [16].

Na interação Fotoelétrica, os raios X incidentes chocam com os elétrons orbitais da camada mais interna (camada-K ou camada-L) do átomo, transferindo toda energia para esses elétrons. Os elétrons são deslocados de sua órbita para outra mais externa ou é ejetado do átomo segundo a figura 4 [15,16].

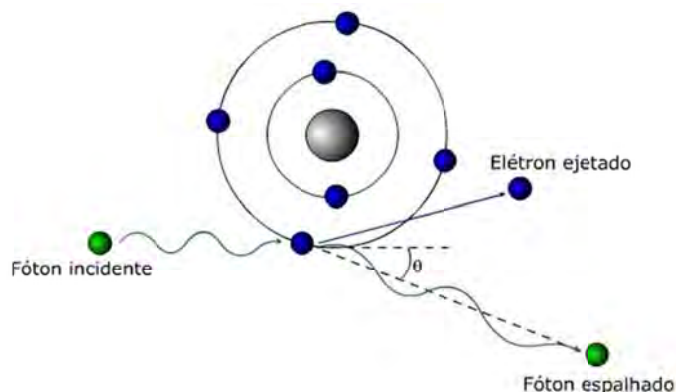


Figura 3: Efeito Compton [16]

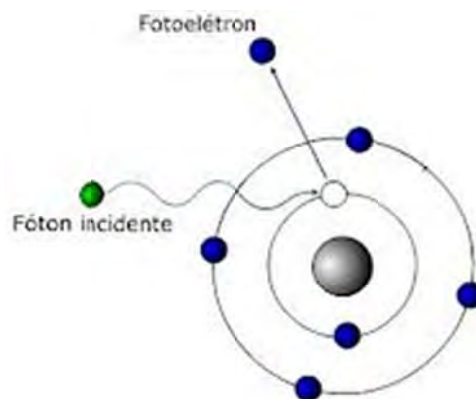


Figura 4: Efeito Fotoelétrico [16]

Quando um elétron orbital é removido de seu nível, deixa uma vacância que é rapidamente preenchida por um elétron livre ou um elétron de uma camada mais distante do núcleo, e neste caso o elétron que preenche a vacância perde energia e fica mais ligado ao núcleo. Frequentemente essa energia liberada pelo elétron é emitida na forma de radiação eletromagnética [16].

A radiação eletromagnética proveniente do preenchimento de uma vacância é chamada de radiação característica. Um processo alternativo de emissão de radiação característica é a ejeção de outro elétron de outra camada pela energia liberada no preenchimento de uma vacância. O elétron ejetado é chamado de *elétron Auger* [16].

Portanto, quando os raios X interagem e perdem energias, sendo por espalhamento Compton ou por efeito fotoelétrico, esta aparece como radiação eletromagnética e energia cinética dos elétrons. Como estes são partículas carregadas, eles interagem intensivamente com os átomos vizinhos e suas energias cinéticas são diminuídas dentro pequenas distâncias ($\ll 1$ mm) desde a sua interação inicial. Para a formação da imagem, isto é desejado, pois limita o local de absorção que será o responsável pela formação da imagem latente pontual, minimizando o borrão que resultaria pelo espalhamento da energia e permite o aumento da resolução espacial [15].

2.3. Mecanismo de Armadilhamento e Fotoestimulação

Os elétrons liberados durante a irradiação dos raios X podem emitir luz imediatamente (por efeito secundário) ou podem ser armadilhados, que por sua vez, podem ser liberados instantaneamente ou não. Os liberados instantaneamente não são de interesse para o CR, nesse sentido, é importante que a eficiência de armadilhamento seja alta o suficiente para que tenha o maior número de apreensão [1,13]. As informações contidas no armadilhamento são as que serão usadas para formação de imagem após excitação das armadilhas com consequente liberação de luz proporcional a quantidade de elétrons armadilhados. Em contrapartida, com o aumento da eficiência, a probabilidade de eles serem armadilhados novamente, após a estimulação, ao invés de liberar luz, aumenta [1,13]. O equilíbrio ocorre quando a probabilidade para ambos os fatos se igualam.

Outro fator relacionado com a interação desses elétrons está na energia luminosa de excitação aplicada na PSP. A diferença de energia entre os elétrons armadilhados e os da banda de condução não deve ser grande o suficiente para permitir estimulação com laser, e nem deve ser pequeno suficiente para prevenir a liberação dos elétrons sem estimulação [13].

A emissão do espectro da PSL está relacionada com o ativador, normalmente Eu^{2+} , onde a sua energia atômica determina as características de emissão da luz.

O espectro de estimulação está correlacionado com o espectro de absorção das *F-Centers* mostrando que o primeiro passo no processo de estimulação é a excitação dos elétrons armadilhados [13]. Entretanto, uma grande ineficiência surge, pois aproximadamente 80% dos elétrons são armadilhados pelo flúor, e aproximadamente 20% pelo Bromo, mas somente o segundo contribui para a PSL [13].

A estimulação dos cristais pela irradiação do laser (luz vermelha) liberam os elétrons dessas armadilhas, e os elevam para a banda de condução do cristal, provocando, após seu decaimento para banda de valência, a emissão de uma luz azul de comprimento de onda de 390 nm [13].

Na prática, dependendo da intensidade do laser, as leituras dos PSPs estimulam somente uma fração de sinal armadilhado. Essa é uma desvantagem em respeito à sensibilidade da placa [1,13].

2.4. Eficiência Quântica

Com o objetivo de obtenção de sinal, uma quantidade de fótons X deve interagir com material do detector a fim de produzir uma imagem. A probabilidade da interação ou a eficiência quântica para uma quantidade de energia é mostrada na equação 1 [1]:

$$\eta = 1 - e^{-\mu(E)T} \quad 1$$

onde μ é o coeficiente de atenuação linear do material do detector, T é a espessura do detector e E é a energia do fóton incidente, representada conforme a equação 2:

$$E = h\nu \quad 2$$

sendo h a constante de Plank e ν é a frequência.

Como as fontes de raios X para radiografia são polienergéticas, isto é, emitem raios X sobre um espectro de energia, a eficiência quântica deve ser especificada para cada energia ou expressa com um valor “efetivo” sobre o espectro de raios X que interagem com o detector [1,15].

Pode-se aumentar a eficiência quântica com o aumento da espessura do detector, ou utilizando materiais com maiores valores de μ , ou seja, com maiores valores de número atômico ou densidade. A eficiência quântica pela energia dos raios X para várias espessuras de alguns materiais utilizados está mostrada na figura 5.

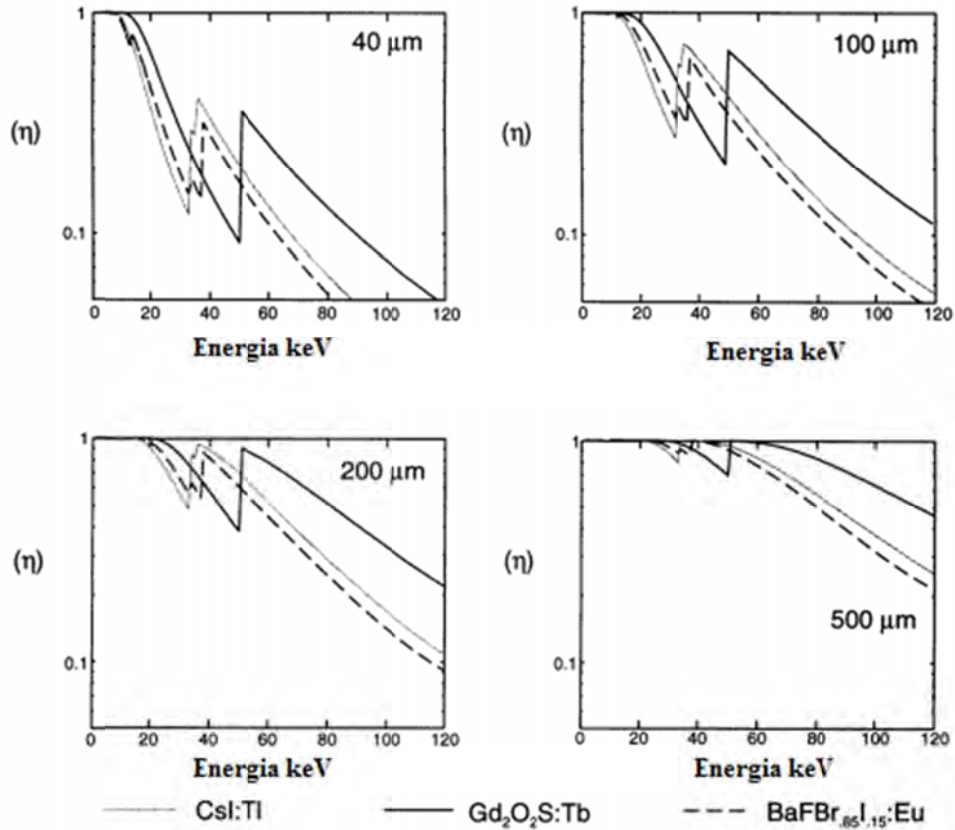


Figura 5: Eficiência de detecção para diferentes espessuras e materiais [1].

A eficiência de detecção em geral é maior para baixas energias, gradualmente diminuindo com o aumento da energia [1,15]. Se o material tem uma absorção atômica na energia da região de interesse, então a eficiência de detecção aumenta drasticamente sobre essa energia.

Em energias de raios X para diagnóstico, a principal interação deve ser o efeito fotoelétrico, devido ao alto número atômico utilizado pelos detectores. A interação de uma quantidade de raios X no detector gera uma quantidade rápida de fotoelétrons, que por sua vez, geram interações secundárias no detector, promovendo excitação e ionização, apresentadas em forma ótica ou de carga eletrônica [1,15].

2.5. Faixa Dinâmica

O range dinâmico de um sistema de detecção de imagens utilizando raios X é a relação entre a maior e menor intensidade de exposição necessária para aquisição de uma imagem [17]. Para todos os sistemas, a menor intensidade de acuidade visual é determinada pelo ruído

intrínseco do sistema. Dessa forma, a transferência de sinal deve ser ampla o suficiente para exceder o ruído quântico provocado pela interação dos raios X com o detector. A maior intensidade é determinada pela saturação do detector [17].

O range dinâmico do STF, também conhecido como latitude, é determinado pela perda de contraste para maiores e menores exposições, representadas pela linha contínua na figura 6. Nestes sistemas o range dinâmico útil é dependente das características do sistema tela/filme utilizado, variando aproximadamente de 10:1 a 100:1 [17].

Ao se tratar de CR, a resposta da curva é linear, representada pela linha reta sobre aproximadamente quatro ordens de magnitude (uma relação de 10,000: 1) [10]. A figura 6 compara a curva H&D (Hurter&Driffield) padrão de STF com a de um típico sistema CR.

Se tratando de radiografia digital de tórax, a relação máxima e mínima de exposição de raios X incidente na superfície do detector pode ser maior que 100:1[17,18]. Para uma alta qualidade de radiografia digital, o receptor deve ser capaz de manter uma boa resolução de contraste sobre o amplo range dinâmico [17]. Isto proporciona aos sistemas digitais uma melhor performance de resposta frente a exposição, isto é, para uma grande faixa de exposição tem-se ainda uma resposta aceitável ao olho humano, consequentemente, minimizando, por exemplo, erros acarretados pelas técnicas empregadas na exposição.

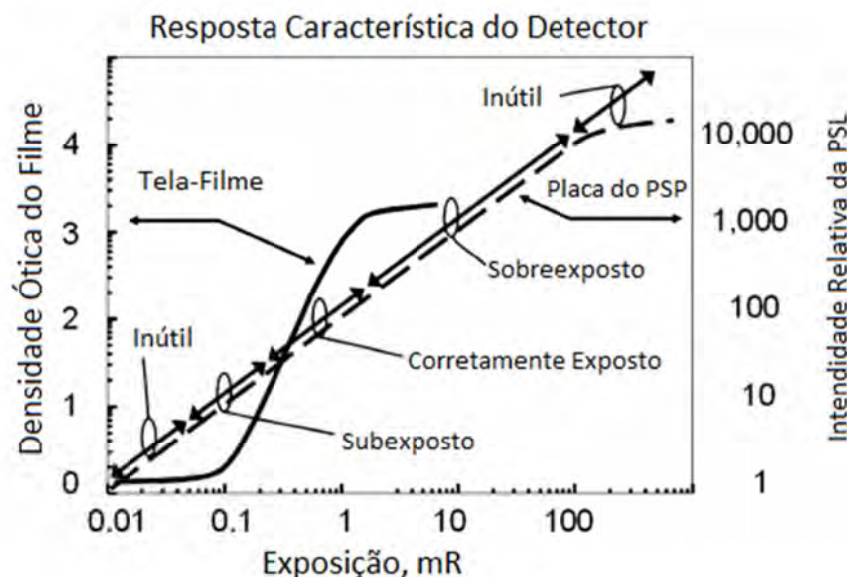


Figura 6: A resposta característica de um detector tela filme (curva em S sólida) comparada com a resposta característica de um detector de fósforo fotoestimulável (PSP) utilizado em radiografia computadorizada pela exposição inferida ao detector [10].

2.6. Amostragem Espacial

Todos os detectores digitais mostram variações contínuas da fluência dos raios X sobre suas entradas em localizações discretas separadas por um intervalo chamado de passo de amostragem [13,17]. Em sistemas CR, o passo de amostragem é a distância entre a posição adjacente do feixe do laser durante a leitura da placa [17].

A frequência espacial, que ocorre em cada amostragem, determina a qualidade das flutuações de alta frequência na fluência de raios X que são imageados pelo sistema digital. A frequência de amostragem com passo de amostragem p é $1/p$, isso significa que, se o passo é $100\text{ }\mu\text{m}$ (0.1 mm), a frequência de amostragem é 10 mm^{-1} [17].

A maior frequência espacial da fluência de raios X que pode ser realmente imageado (a frequência de Nyquest (FN)) é metade da frequência de amostragem, ou $1/(2p)$, sendo assim, um sistema com uma passo de $100\text{ }\mu\text{m}$ pode imagear frequências de até 5 ciclos/mm. Caso a fluência de fótons incidentes no receptor contenha informações maiores que a frequência de Nyquest, e a função de modulação de transferência (MTF) seja não nula para essas frequências, o resultado é uma imagem falsa ocasionando sinais em baixas frequências [13, 14, 17]. Este fenômeno chama-se Aliasing e produz uma escala ampla de artefatos nas imagens, reduzindo a habilidade de ver fineza de detalhes nas imagens [17]. No sistema empregado neste trabalho a frequência de Nyquest (FN) é de 5 ciclos/mm, enquanto em sistema mamográficos fica em torno de 10 ciclos/mm.

2.7. Resolução Espacial

A resolução espacial é a habilidade de um sistema permitir que duas estruturas adjacentes sejam visualizadas separadamente, ou a nitidez de uma borda na imagem [19]. A perda de resolução espacial ocorre por causa do barramento causado por fatores geométricos, como o tamanho do ponto focal do tubo de raios X, a difusão de luz no detector, o tamanho efetivo da abertura do campo e o movimento do paciente durante a aquisição da imagem [17, 19], além de ser determinada também pela frequência de amostragem.

É possível medir a resolução espacial por métodos subjetivos e/ou objetivos. O método subjetivo pode ser realizado por padrões de barras alternando barras radiopacas e espaços radiolúcidos de comprimentos idênticos, onde obtém-se uma imagem deste padrão de

barras para determinar o limite de resolução em pares de linha por unidade de distância, usualmente expressa em pares de linhas/mm [17].

A medida da resolução intrínseca do detector é realizada fixando o padrão de barras na superfície do detector para eliminar o borramento do ponto focal.

Para sistemas digitais, a resolução pode ser diferente nas direções das linhas e colunas, então frequentemente é requerida avaliação separada. O limite de resolução é a frequência a qual as barras não podem ser visualizadas [17]. Por outro lado, as medidas objetivas são principalmente realizadas através da *Função de Transferência Modulada* (do inglês, *Modulation Transfer Function* (MTF (f))), onde f é a frequência espacial) que são obtidas medindo-se a transferência de amplitude do sinal (contraste) de padrão senoidal (de várias frequências) desde a aquisição dos raios X até a sua saída [17].

A primeira fonte da perda de resolução espacial acontece com o espalhamento do feixe de luz do laser na superfície da PI, esse espalhamento resulta na desexcitação de locais no fósforo que são de alguma forma, maiores que o tamanho do feixe do laser, e potencialmente maiores que a separação entre posições do laser [17]. Como resultado, o borramento se estende além dos limites do tamanho do pixel.

2.8. Ruído

Em imagens radiográficas, ruído se refere a detalhes não desejados na imagem que interferem tanto na visualização de alguma anormalidade de interesse quanto na interpretação da imagem[20]. Estes ruídos na imagem dividem-se em duas categorias, ruído anatômico e ruído radiográfico [21].

O ruído anatômico refere-se a variações anatômicas indesejadas dentro da imagem, como a projeção padrão de uma costela numa radiografia de tórax, confundindo a detecção de um nódulo no pulmão. A caracterização de um ruído anatômico é uma tarefa dependente da estrutura anatômica e não está diretamente relacionada com a performance intrínseca do detector [20].

O ruído radiográfico, entretanto, refere-se a variações indesejadas na imagem que não são originadas pela imagem do objeto, ou seja, são adicionadas variações sobrepostas às estruturas anatômicas durante a aquisição da imagem [17,20]. Este tipo de ruído está diretamente relacionada à resolução, uma vez que a mesma afeta a habilidade de distinguir

detalhes nas imagens [17]. As figuras 5A e 5B apresentam respectivamente, a radiografia de joelho e a mesma imagem com adição de ruído (B) [20]. Comparando a figura 7A. com a figura 7B., pode-se observar que ao adicionar ruído radiográfico a imagem perde detalhes [20].

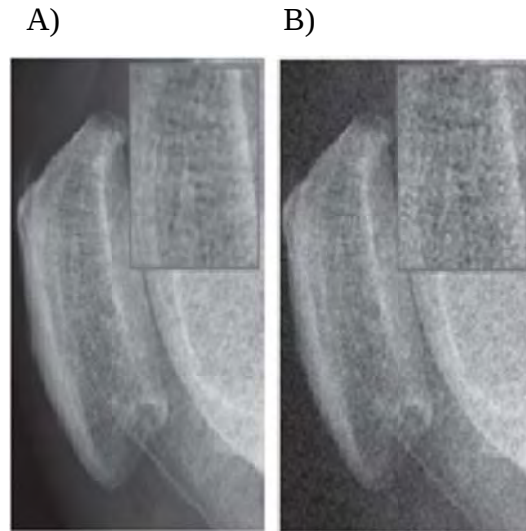


Figura 7: Imagem de uma radiografia de joelho (A). Mesma imagem com a adição de ruído (B) [20].

Embora o ruído radiográfico seja frequentemente descrito em termos de variância ou desvio padrão, o mesmo pode ser caracterizado pelo espectro de potência de ruído (do inglês, *Noise Power Spectrum* ($NPS(f)$)), também conhecido como Espectro de Wiener ($W(f)$) [20].

Para uma completa análise do sinal e da propagação de ruído no detector, deve-se levar em conta a dependência da frequência espacial. A transferência de sinal pode ser caracterizada em termos da MTF. Uma quantificação global do sinal e da performance de ruído acontece através da frequência espacial dependente da Eficiência de Detecção Quântica (do inglês, *Detective Quantum Efficiency* ($DQE(f)$)). Este descreve a eficiência de transferência do quadrado da relação sinal-ruído de saída pelo quadrado da relação sinal-ruído de entrada [1].

A DQE ideal seria uma $DQE(f) = \eta$ para todas as frequências, onde η é a probabilidade de interação, porém ruídos adicionais irão fazer com que o valor da $DQE(f)$ decaia com o aumento da frequência espacial [1].

2.9. Espectro de Potência de Ruído (NPS)

A NPS é a variação do ruído em uma imagem dividida entre várias frequências espaciais pertencentes à imagem [20]. Esta definição implica que a integral da NPS é igual à variância do ruído. Assim como o termo ruído, a NPS também é usada para referir duas quantidades distintas, a NPS absoluta, descrita anteriormente, e a NPS normalizada [20].

Pelo fato do ruído radiográfico não incluir variações anatômicas, a imagem apropriada para qualquer definição é a exposição uniforme com nenhum objeto no campo de visão. Uma ampla escala de variação em tal imagem é convencionalmente caracterizada como não uniformidade, enquanto mais finas escalas de flutuações são caracterizadas como ruído [20].

A NPS em função da frequência, $NPS(f)$, é definida como a variação da intensidade do sinal probabilístico (ruído) no domínio da frequência espacial [22]. Embora ela seja calculada como a Transformada de Fourier da função de autocovariância pelo uso do teorema de Wiener- Kintchin [22], a NPS é mais comumente calculada diretamente pelo quadrado da amplitude da Fourier da imagem em duas dimensões segundo a equação 3:

$$\begin{aligned} NPS(u_n, v_k) &= \lim_{N_x N_y \rightarrow \infty} (N_x N_y \Delta x \Delta y) \langle |FTnk[I(x,y) - \bar{I}]|^2 \rangle \\ &= \lim_{N_x N_y \rightarrow \infty} \lim_{M \rightarrow \infty} \frac{N_x N_y \Delta x \Delta y}{M} \sum_{m=1}^M \langle |FTnk[I(x,y) - \bar{I}]|^2 \rangle \\ &= \lim_{N_x N_y M \rightarrow \infty} \frac{\Delta x \Delta y}{M \cdot N_x N_y} \sum_{m=1}^M \left| \sum_{i=1}^{N_x} \sum_{j=1}^{N_y} [I(x_i, y_j) - \bar{I}] e^{-2\pi i(u x_i + v y_j)} \right|^2 \end{aligned} \quad 3$$

onde $I(x_i, y_j)$ é a intensidade do pixel na posição (x_i, y_j) , $\bar{I}$ é média da intensidade global, u e v são as frequências espaciais conjugadas com x e y , N_x e N_y são os números de pixels nas direções x e y da imagem digital, Δx e Δy são os espaçamentos de pixel em x e y , e M é quantidade de regiões de interesse (ROI) para analisar a média do conjunto [22].

Para normalizar a NPS (dada em unidades de valores digitais ao quadrado multiplicado por mm^2), divide-se a mesma pelo quadrado da média dos valores de pixels usados para análise (em unidades de valores digitais). A relação final refere-se à NPS normalizada (NNPS), e tem unidade de mm^2 [22], como podemos analisar pela equação 4.

$$NNPS(u, v) = \frac{NPS(u, v)}{(Amplitude\ do\ sinal)^2} \quad 4$$

2.10. Contraste

O contraste radiográfico é proporcional à magnitude da diferença de sinal entre estruturas de interesse e seus arredores numa imagem exibida, que é expressa em termos de densidade óptica diferente entre duas áreas adjacentes no STF ou como brilho relativo diferente entre áreas correspondentes numa imagem digital exibida num monitor [17].

Para ambos os sistemas, contraste radiográfico é influenciado pelo contraste do objeto e da sensibilidade do receptor. Entretanto, em imagens digitais, contraste pode também ser alterado pelo ajuste dos parâmetros independentes dos parâmetros de aquisição [17].

O contraste do objeto é proporcional à diferença relativa da exposição de raios X que atravessam os pacientes e é resultado das propriedades de atenuação dos tecidos [17]. A atenuação é fortemente dependente da energia do espectro de raios X e é determinada pelo material do alvo, kilovoltagem e da total filtração do feixe. O contraste entre objetos é reduzido pela presença de espalhamento [17]. A sensibilidade do receptor é definida como a intensidade de mudança na saída (densidade óptica em STF e unidades de valores analógicos para digitais em CR e DR) por unidade de mudança na exposição incidente do receptor [17]. Em sistemas com detectores digitais, a sensibilidade pode, até certo nível, ser selecionada através de configurações de ganho eletrônico, mas isto deve ser feito com a consciência de que a exposição deve ser simultaneamente medida, levando em conta a dependência da resposta do detector com a energia. O sinal salvo na forma digital é diretamente (ou logaritmicamente) proporcional à quantidade de radiação transmitida pelo paciente. Por esta razão, a imagem salva sem processamento reflete fielmente o contraste do objeto inerente, desde que o receptor tenha operado na porção linear (ou log-linear) de sua curva de resposta [17].

Em sistemas digitais, o processamento de imagens (normalmente de propriedade do fabricante do equipamento e não sob o controle do radiologista) é usado para estabelecer uma faixa ótima de visualização de graus de cinza para a imagem sem processamento obtida. Isto produz a imagem processada final para a interpretação tanto em cópias impressas quanto em cópias eletrônicas [17].

2.11. Função de Transferência Modulada (MTF)

A nitidez de um sistema de imagem médica refere-se à habilidade do sistema de representar distintas estruturas anatômicas dentro do objeto a ser radiografado [20]. A nitidez de um detector de imagem ou de um sistema é melhor caracterizada em termos da MTF.

A MTF também expressa a habilidade de um detector de imagem reproduzir o contraste do objeto a partir do contraste da imagem em termos de suas componentes espaciais (várias frequências espacial) [23, 24]. Em outras palavras, a MTF é a transformada de Fourier da PSF (função de espalhamento pontual), isto é a transformada de Fourier de uma imagem pontual e representa a real distorção que um sistema de imageamento promove sobre o objeto. Normalmente é expresso em termos de frequência espacial, representando o quanto o sistema de imageamento consegue representar as componentes de frequência contida na imagem.

Em uma situação ideal, um objeto pontual apresentaria uma imagem pontual (função delta), com consequente MTF representada por uma função constante e de mesmo valor para qualquer banda de frequência. Porém, na realidade, um objeto pontual possui uma imagem distorcida inerente da própria imperfeição de qualquer sistema de imageamento, gerando uma PSF mais aproximada por uma gaussiana e com consequente MTF dependente da frequência, possuindo uma potência espectral tendendo a zero para frequências maiores.

Isso determinará diretamente a resolução espacial. Desta forma, MTF é a medida mais amplamente aceita para mensurar a resolução espacial de um detector de imagem de raios X, e também tem se destacado por ser uma ferramenta valiosa para determinar e comparar o desempenho do detector [20, 25, 26, 27].

Existem duas notáveis vantagens em usar a MTF para descrever propriedades de nitidez de um sistema de imagem. Primeiro, a nitidez pode ser caracterizada como níveis de detalhes múltiplos, e segundo, se um sistema tem múltiplos componentes, cada um dos que afeta a sua nitidez. Assim, a MTF do sistema global, em condições adequadas, é simplesmente uma multiplicação da MTF das componentes individuais [20]. Linearização

Os raios X são atenuados exponencialmente conforme atravessam o paciente, portanto o número de fótons X, n , que interagem com o detector segue segundo a equação 5 [28].

$$n=n_0e^{-\sum\mu(z)\Delta z}$$

5

onde n_0 é o número de fótons X incidentes no paciente, $\mu(z)$ é o coeficiente de atenuação linear do tecido, e Δz é a espessura do paciente.

Entretanto, a teoria do sistema linear afirma que para produzir imagens com confiabilidade o sistema deve seguir as regras de homogeneidade [28]. Como a relação de propriedade de transferência de sinal (do inglês, *Signal Transfer Property*, STP), no caso, relação entre os valores de pixels e Kerma é uma exponencial, então o critério não está sendo obedecido [28].

A imagem então pode ser linearizada aplicando o inverso da STP para cada valor de pixel, alterando os valores e deixando a imagem num formato homogêneo [28].

2.12. Eficiência de Detecção Quântica (DQE)

A DQE é uma variável relacionada com a qualidade da imagem radiográfica na qual se refere à eficiência de um detector em converter a energia dos raios X incidentes em sinal. Ela é calculada comparando a relação sinal ruído de saída do detector pelo de entrada em função da frequência espacial [29,30], como mostra a equação 6.

$$DQE = SNR_0^2 / SNR_i^2 \quad 6$$

onde SNR_0^2 representa a relação sinal ruído de saída e a SNR_i^2 representa a de entrada [1,29,30].

Na realidade a DQE descreve a quantidade proporcional da relação entre o quadrado da MTF pela NPS.

A DQE sempre irá diminuir devido à relação sinal-ruído de entrada ser maior que o de saída. Para um detector ideal, espera-se que ambos sejam iguais, nesse caso a DQE teria o valor de 1 [1,13].

Nesse sentido a DQE é dependente do tipo de raios X incidentes, ou seja, se manter a energia e aumentar a quantidade de fótons X no detector, a tendência é que a DQE diminua, o mesmo comportamento acontece se, manter a mesma quantidade de fótons X e aumentar a energia [1, 13].

Maiores valores de DQE indicam que menos radiação é necessária para alcançar uma qualidade de imagem satisfatória, ou seja, um sistema com maior DQE e mantendo a exposição de radiação constante irá melhorar a qualidade da imagem [1, 29].

2.13. Speed Class (SC)

O sistema CR e o STF possuem a velocidade como um homônimo, diferenciando na sua função. No método de detecção de imagem pelo STF, a velocidade está relacionada com a quantidade de exposição necessária para fornecer um nível de densidade ótica (DO), já no sistema de detecção da imagem computadorizada, o termo velocidade indica para o sistema a magnitude do sinal esperado nos IPs [31].

Isso significa que se escolhido um SC baixo para o processamento da imagem, subjugase-se que o sinal que irá interagir com o detector será alto, então o leitor diminuirá a sensibilidade, diminuindo o ganho no tubo da fotomultiplicadora, proporcionando um sinal reconhecido baixo. Reciprocamente, escolhendo-se o SC alto, o sinal esperado no detector deverá ser baixo, então no equipamento o leitor aumenta a sensibilidade e o ganho na fotomultiplicadora também será aumentado. Portanto essas mudanças no SC deslocam o histograma da imagem, como mostram as figuras 8 e 9, nesse sentido se escolhido um SC incoerente ele irá comprometer a qualidade da imagem [31].

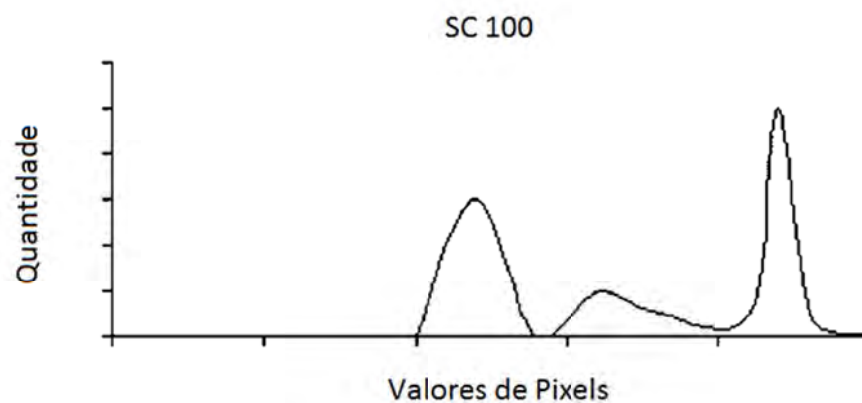


Figura 8: Histograma para um *Speed Class* baixo [31].

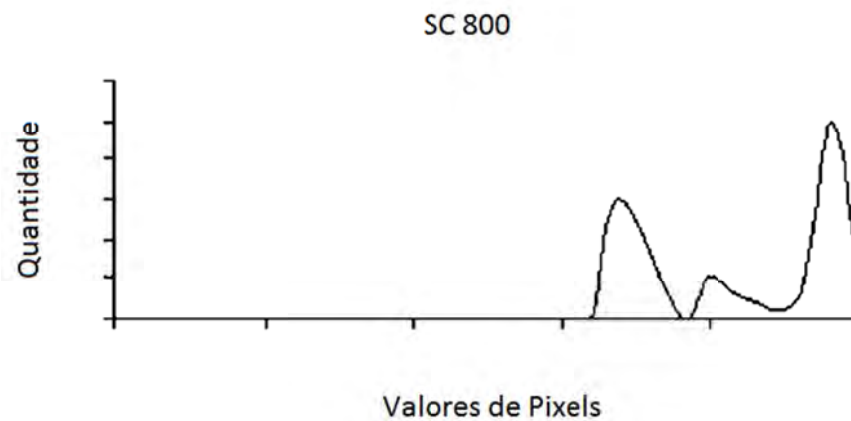


Figura 9: Histograma para um *Speed Class* alto [31].

2.14. Logaritmo Médio de Exposição (lgM)

Como dito anteriormente, IPs tem um amplo range dinâmico, que é uma das várias vantagens desse método de captura de imagem [32]. Se duas diferentes doses se encontram dentro do range dinâmico do CR, isto ocasionará dois sinais de resposta. Os valores de pixel podem ou não serem similares dependendo da abordagem de pré-processamento do fabricante [32].

Os aspectos comuns são mostrados na figura 10, onde se apresenta qual região da resposta característica do detector é selecionada para a formação do histograma. Os valores de resposta da IP são mostrados como histograma (figura 11). A análise do histograma o segmenta em áreas de informações úteis, áreas superexpostas e áreas colimadas. A área de informação útil forma a base de como o LUT irá converter os valores de resposta do PI em valores de pixel no histograma [32].

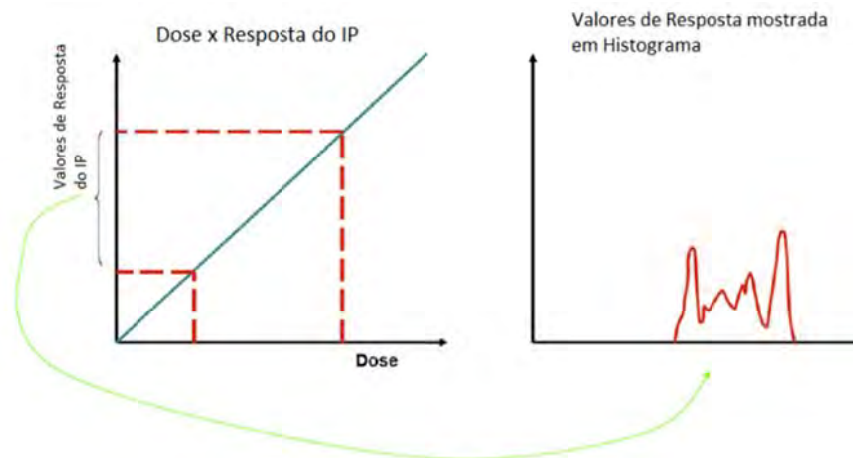


Figura 10: Conversão dos valores do PI em Histograma [32].

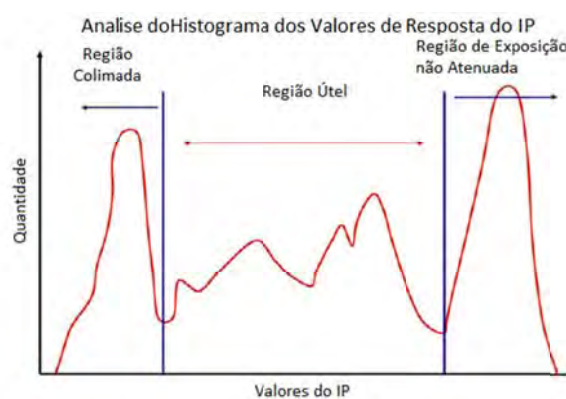


Figura 11: Análise do histograma [32].

Indicadores de dose são medidas da radiação incidente na PI. Isso é usado para providenciar uma medida indicando se as configurações dos fatores de exposição (kVp, mAs e Distância Fonte Filme) foram apropriados para o exame [32]. Para o sistema Agfa, equipamento ao qual foi realizado o processo de otimização, o indicador de dose chama-se lgM.

Numa visão geral, a abordagem lgM pode ser observada nas figuras 12 A. e 12 B. Os valores do histograma da imagem são convertidos para valores logaritmos. Análises do histograma selecionam os valores da parte anatômica e calcula a média desses valores. Recomendações do fabricante são que o valor do lgM esteja entre 1.8 e 2.0, mas tem por definição um valor em torno de 1.96 [33, 34].

Dados os valores da faixa de lgM, técnicos de radiologia e médicos radiologistas devem se familiarizar-se com o sistema CR e suas abordagens de cálculo de índice de dose. Este é o primeiro passo para a otimização de exames em CR [32].

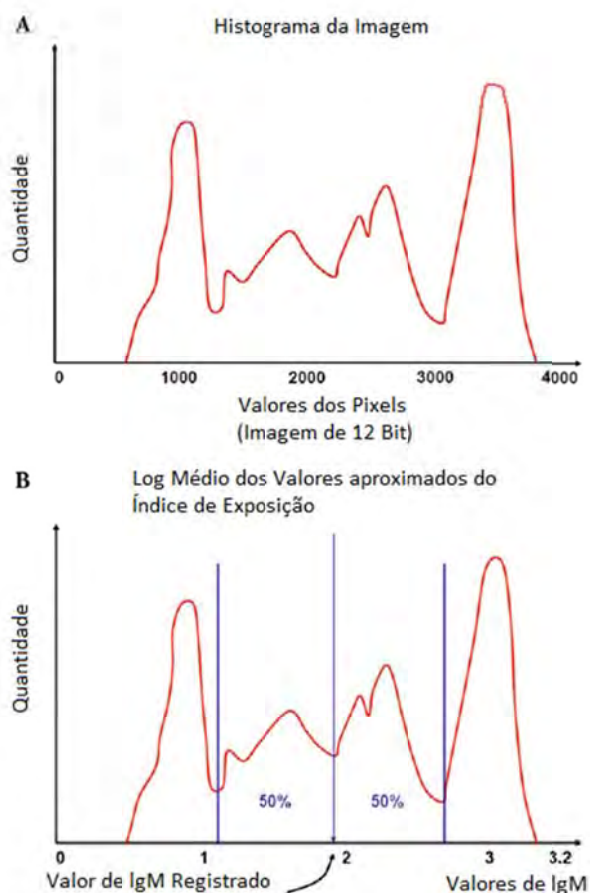


Figura 12: Visão geral do cálculo dos valores de lgM [32].

2.15. Fantoma

Uma estrutura que contém um ou mais substituto de tecidos biológicos é denominada de fantoma. As propriedades de atenuação dos substitutos de tecidos biológicos dependem da faixa de energia a ser utilizada e da composição química dos materiais estudados (36).

A necessidade de fantasmas distintos para aplicações médicas levou a utilização de fantasmas complexos dificultando a intercomparação de diferentes equipamentos radiológicos para a mesma proposta clínica. Esse problema foi sanado com recomendações de fantasmas padrão universal para as áreas de interesse. Estes podem ser classificados de acordo com sua função, sendo então chamados de dosimétricos, de calibração e de imagem. Os fantasmas são frequentemente usados na determinação de dose absorvida em radioterapia, na calibração de feixes de raios X em radiodiagnóstico e na análise funcional dos órgãos *in vivo* em medicina nuclear [36]. O fantoma que tem se destacado como padrão em radiodiagnóstico é o fantoma equivalente ao paciente (FEP) desenvolvido pela *American National Standards Institute*

(ANSI) [37 – 39], o qual é constituído por lucite e alumínio e é utilizado na calibração do feixe de raios X.

O fantoma mais utilizado em radiodiagnóstico para calibração do feixe de raios X é o fantoma homogêneo Equivalente ao Paciente adulto (FEP), também conhecido por fantoma “três em um”. Este pode ser arranjado de modo a simular características de absorção e espalhamento da radiação próxima à da estrutura estudada de um homem padrão.

Especificamente, o simulador de tórax, fantoma básico, é constituído por quatro placas de lucite, cada uma com dimensões de (30 x 30 x 2,5) cm. As quatro placas são arranjadas em dois pares e separados por um espaço de ar de 5,0 cm, com auxílio de pinos de latão, conforme ilustra a figura 13. Entre as placas do par superior e inferior são inseridas placas de alumínio de (30 x 30 x 0,1) cm e (30 x 30 x 0,2) cm, respectivamente [40, 41].

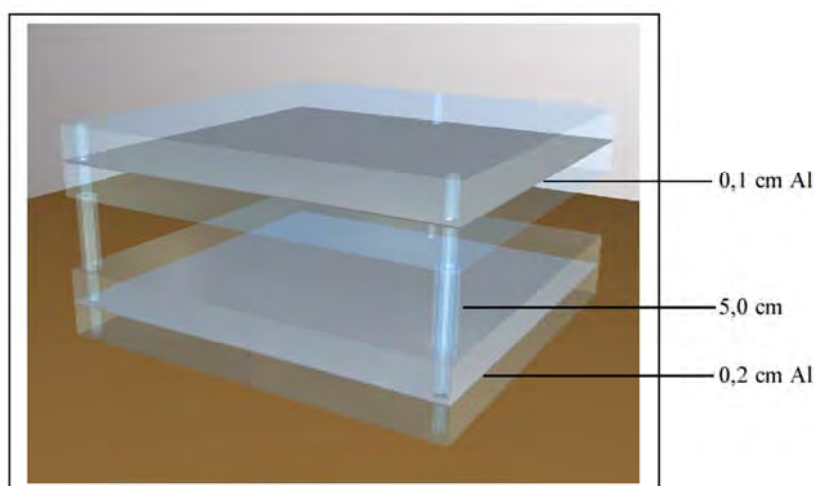


Figura 13: Fantoma homogêneo Equivalente ao Paciente padrão (FEP) [36].

Os materiais lucite e alumínio representam, respectivamente, características de atenuação similares às do tecido mole e osso. De modo que as placas superiores simulam a parte anterior do tórax. O espaço de ar representa o pulmão, e as placas inferiores do fantoma simulam a parte posterior do tórax de um homem padrão, de aproximadamente 1,75 m de altura e 73,5 kg.

Para avaliações quantitativas e objetivas das imagens, normalmente são utilizados fantasmas contendo objetos testes. Neste estudo foi utilizado o Fantoma Analítico - Realístico (FAR), associado ao FEP [36].

O FAR é constituído por uma placa de acrílico, de (30x30x5,0) cm, na qual foram inseridos objetos testes analíticos e realísticos, os quais permitem analisar, respectivamente,

as características da fonte de raios X e detalhes do tipo clínico realístico [36, 43]. Por apresentar essas características este foi denominado fantoma analítico-realístico (FAR).

Um bom objeto teste deve apresentar propriedade de atenuação próxima à do tecido simulado, bem como, tamanho e formas adequadas para uma boa visualização [36, 44].

A tabela 1 apresenta a forma dos objetos testes selecionada para construção do FAR, com ilustrações na figura 14 [36].

Tabela 1: Materiais utilizados como objetos testes do fantoma analítico-realístico (FAR), com as respectivas estruturas anatômicas simuladas.

Fantoma	Objetos Teste	Estruturas Simuladas
Analítico	Placas de Acrílico	Tecido Mole
	Calotas de Nylon	Tumor (Músculo)
	Esferas de Nylon	Gordura (Adiposo)
	Esferas de Alumínio	Osso (Cortical)
	Degrau de PVC	Osso Cortical
	Degrau de Ar	Cavidade Ar
Realístico	½ Vértebra	½ Vértebra
	Osso Cortical	Micro - Calcificações

Uma visão externa deste pode ser analisada na figura 15 [12, 45].

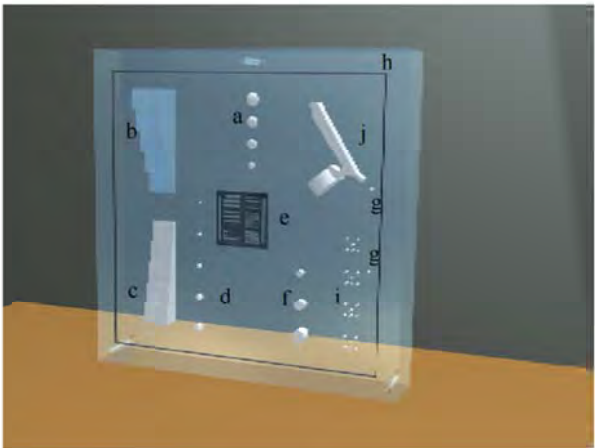


Figura 14: Esquema Ilustrativo do FAR [36].

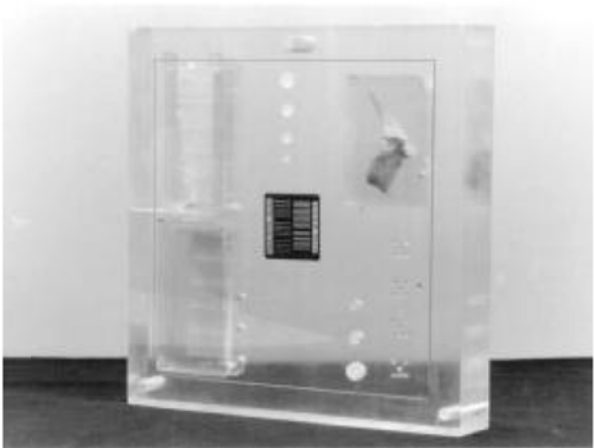
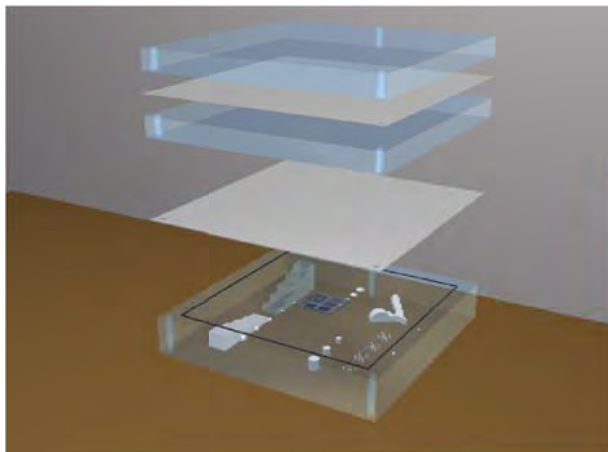


Figura 15: Fotografia do FAR [36].

O esquema de montagem do FAR devidamente adaptado ao FEP básico é apresentado nas figuras 16 A-B. Essa adaptação consiste na substituição do FAR pelas placas de acrílico que constituem a parte inferior do FEP básico, e denominado FAR-FEP.

A)



B)

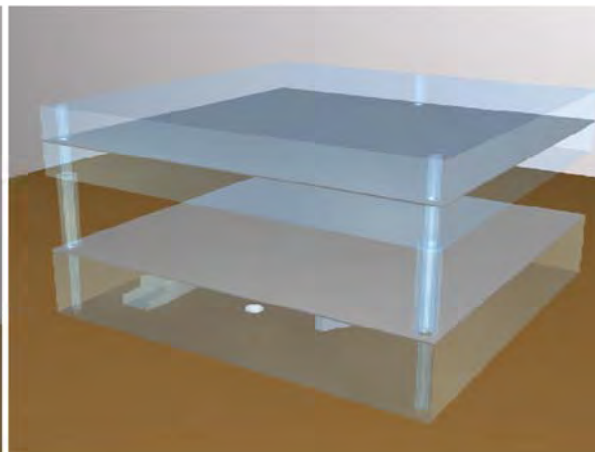


Figura 16 A-B: Esquema Ilustrativo do FAR-FP Básico [36].

CAPÍTULO III

3. Materiais e Métodos

Materiais:

Os equipamentos utilizados para a realização desta pesquisa são listados a seguir e se encontram em perfeitas condições de uso [9].

- Equipamento de raios X Siemens - Modelo: 844002;
- Leitor Agfa Health Care 85-X;
- Eletrômetro Radcal 9015;
- Câmara de ionização, Modelo: 10X5-180;
- Cassete Agfa ADC Compact Digitizer;
- Fantoma Equivalente ao Paciente (FEP);
- Fantoma Antropomórfico (RANDO).
- Fantoma Analítico-Realístico (FAR);

Métodos:

A seguir será descrito a metodologia utilizada para determinação do *Speed Class* (SC), calibração do feixe de raios X com o sistema detector e avaliação subjetiva e objetiva da qualidade da imagem. Ainda nesta seção será abordado o procedimento de otimização da imagem de tórax para um diagnóstico seguro para visualização de possíveis patologias (fratura e pneumonia).

3.1. Determinação do *Speed Class* (SC)

O esquema de montagem para a determinação do SC é apresentada na figura 17. Neste procedimento o FEP foi posicionado a frente da estativa, adotando o protocolo normalmente

utilizado na rotina clínica: Distância Fonte Detector (DFD) de 180 cm, abertura de campo de (35 x 35) cm.

Uma câmara de ionização foi posicionada no “bucky” da estativa. Nesse procedimento, a kVp foi mantida constante (90 kVp) e distintos valores de mAs foram testadas, até obter-se uma dose em torno de $4.00 \mu\text{Gy}$ na câmara de ionização [31]. Essa exposição é o suficiente para provocar uma quantidade considerável de ruído na IP [31]. Dessa forma foi determinada a combinação de kVp e mAs a ser utilizada para a avaliação do SC. A seguir a câmara de ionização foi substituída pelo cassete, onde foram realizadas 4 imagens distintas, diferenciadas pelas condições de processamento da IP (i.e, SC =100, 200, 400 e 800).

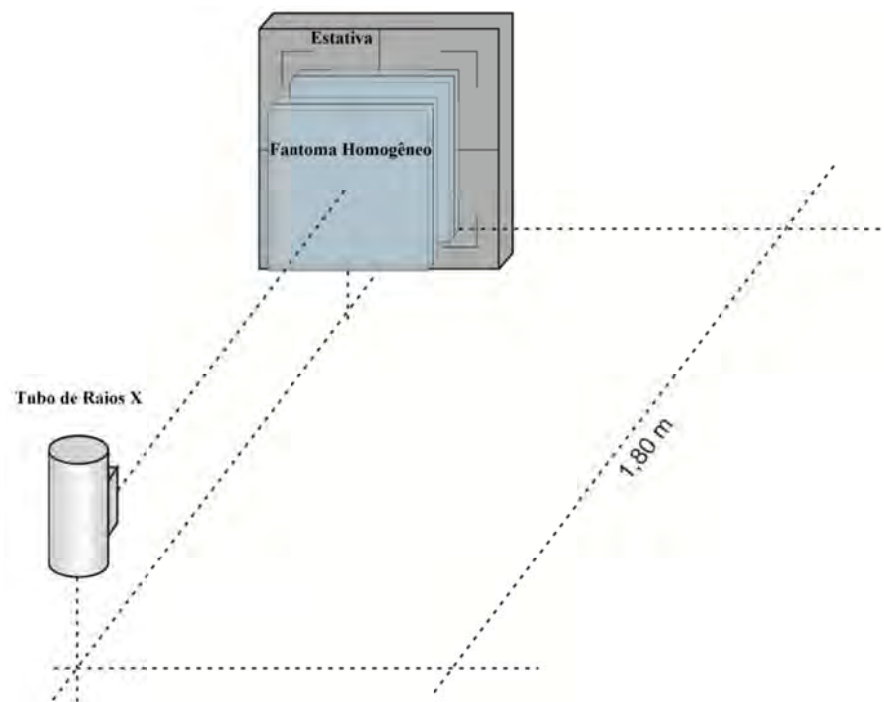


Figura 17: Esquema de montagem para determinar o SC.

Foi quantificado para as 4 imagens o ruído ($\text{NPS}(f)$) e o ruído normalizado ($\text{NNPS}(f)$), utilizando a equação 3 e 4 descritas na seção 2.9. Dessa forma foi possível determinar a imagem correspondente ao menor $\text{NPS}(f)$.

Nesse procedimento, foi selecionada, no centro de cada imagem, uma região de interesse (do inglês, *Region of Interest*, ROI), com dimensões de 1024×1024 , conforme ilustra a figura 18A. Cada ROI foi dividida em 256 partes com dimensões de 64×64 , ilustrada na figura 18B. A seguir foi aplicada a Transformada de Fourier, seguida de uma

média nas projeções horizontal e vertical. Dessa forma foi determinado o NPS (f) em função da frequência espacial ($1/\text{mm}^{-1}$). Finalmente o $\text{NPS}(f)$ foi normalizado pelo quadrado da média da intensidade dos pixels, com auxílio da equação 4, apresentada na seção 2.9, obtendo-se o espectro de potência de ruído normalizada ($\text{NNPS}(f)$), conforme figura 19.

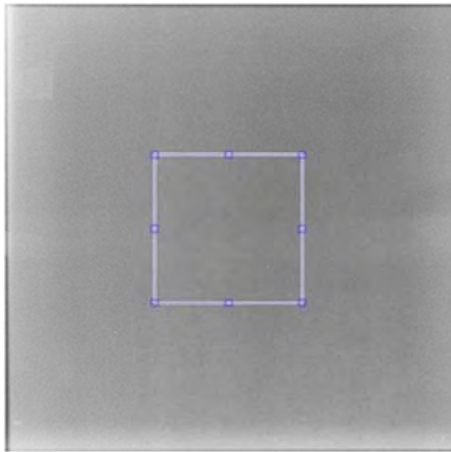


Figura 18A: Seleção da primeira ROI

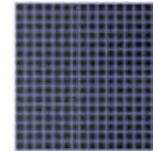


Figura 18B: Divisão da primeira ROI em 256 partes.

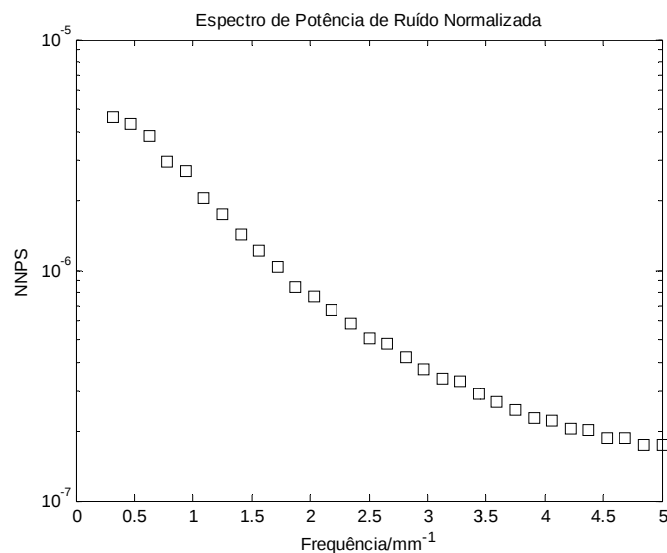


Figura 19: Espectro de Potência de Ruído.

3.2. Calibração do Feixe com o Sistema de detecção CR

Esta etapa concerne em calibrar o sistema detector utilizado (CR) com a região a ser radiografada, de modo a determinar as mAs associadas ao lgMs previamente estabelecidos [33, 34]. Trabalhos consagrados na literatura e recomendações do fabricante (Agfa) do sistema detector utilizado, recomendam que o lgM utilizado seja em torno de 1.96 para obter um índice de exposição mais apropriado para a obtenção da imagem no sistema CR [34]. Dessa forma foi utilizado valores de lgM entre 1.8 até 2.0 para a determinação das mAs correspondentes. Nesse procedimento foi adotado o esquema de montagem apresentado na figura 17, utilizando a SC previamente determinada na seção 3.1, para faixa de tensão entre 70 até 117 kVp, com passo de 5 kVp [40].

Foram obtidas em torno de 5 valores de mAs para cada kVp avaliada, num total de 10 kVps. Esse procedimento resultou em 47 imagens produzidas, com técnicas devidamente calibradas utilizando o FEP.

A seguir foi estimada a dose na superfície de entrada (DSE) para as combinação de kVp e mAs previamente determinadas. A DSE foi obtida, posicionado a câmara de ionização na superfície do FEP, posicionada no centro do campo de radiação.

3.3. Avaliação Subjetiva Gradativa Visual das Imagens

As técnicas determinadas na seção 3.2 foram aplicadas em um fantoma antropomórfico (RANDO), ilustrado na figura 20. As imagens obtidas foram avaliadas subjetivamente por um observador, especialista da área de radiologia, utilizando o método de Avaliação Gradativa Visual (AGV) absoluta [45, 46]. Nessa avaliação o observador infere os *scores* para cada imagem, sem comparação entre elas.



Figura 20: Fantoma Antropomórfico (RANDO).

A AGV consistiu em avaliações das imagens do RANDO com scores entre -2 à +2, incluindo zero, com passo de 1. Onde +2 foi a nota associada à imagem ótima para cada kVp. Para cada grupo de kVp foi selecionada a imagem ótima para visualização de possíveis anomalias presentes no pulmão. A seguir, o mesmo procedimento foi adotado, obedecendo aos mesmos critérios, desta vez para determinação da imagem ótima para visualização de possíveis fraturas na região do tórax.

Na sequência foi adotado o método de AGV relativa [36] para as 10 imagens ótimas previamente determinadas. Nessa metodologia o *score* foi atribuído de forma comparativa entre as imagens. Esse procedimento resultou na melhor imagem para visualização de possíveis anomalias no pulmão e fratura na região do tórax, denominada como imagem *standard*.

A seguir foi adotado o procedimento de otimização baseando-se no princípio 3D (Diagnóstico, Dose and Dolar) [41]. Nesse procedimento, a imagem deve proporcionar um diagnóstico médico seguro com doses tão baixas quanto razoavelmente exequíveis e com menor custo para a instituição. A imagem selecionada, que adota esses parâmetros, exatamente nessa ordem, e inter-relacionados, foi denominada imagem *gold standard*.

As técnicas comumente utilizadas na rotina clínica do HCFMB-UNESP, para produção de imagens de tórax, foram aplicadas no RANDO, obedecendo ao método de tentativas e erros [36]. Esse conjunto de imagens foi avaliado pelo método de AGV relativa, de modo a identificar a melhor imagem produzida pela rotina clínica. Finalmente a imagem *gold standard* foi comparada com a melhor imagem produzida pela rotina clínica.

Todas as avaliações visuais foram realizadas em condições estabelecidas pelas normas vigentes, quanto à resolução do monitor e a luminosidade da sala [19].

3.4. Avaliação Objetiva das Imagens

As técnicas correspondentes às imagens ótimas (10) foram aplicadas no FAR-FEP, para quantificação objetiva do contraste radiográfico (do inglês, *Contrast to Noise Ratio*, CNR). O CNR foi obtido utilizando a equação 7.

$$\text{CNR} = \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{\sqrt{\frac{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}{2}}} \quad 7$$

onde, $\bar{X}_1$ e $\bar{X}_2$ são as médias das intensidades dos pixels dentro de cada ROI, e σ_1 e σ_2 são os respectivos desvios padrões [48]. O CNR foi estimado para objetos-testes simuladores da região pulmonar (Ar-ROI1 e Polimetilmetacrilato-ROI2) e óssea (PVC-ROI3 e Polimetilmetacrilato-ROI2), conforme ilustra a figura 21.

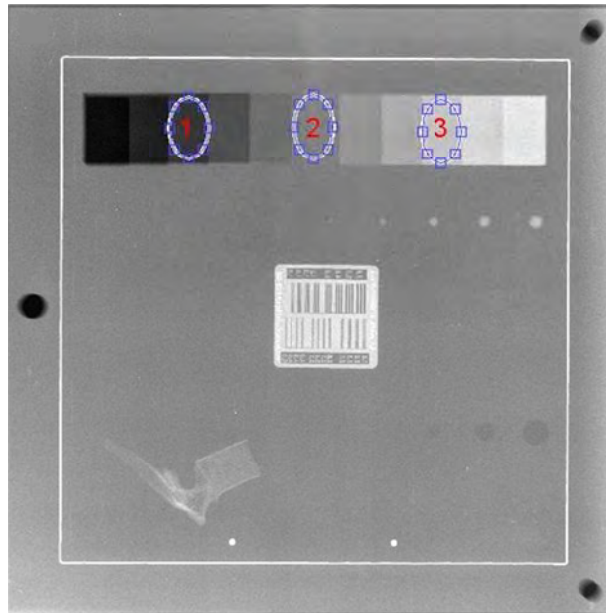


Figura 21: ROIs selecionadas em objetos testes do simulador FAR-FEP para obtenção do contraste nas regiões pulmonar e óssea.

3.5. Determinação da NNPS(f)

As NNPS foram determinadas para o conjunto de técnicas radiográficas determinadas na seção 3.2 para cada kVp, utilizando a metodologia descrita na seção 3.1. As NNPS(f) obtidas para cada técnica calibrada (47 técnicas) utilizando o FEP estão apresentadas no apêndice A.

3.6. Linearização da Imagem

A linearização da imagem foi obtida obedecendo ao mesmo esquema de montagem da figura 17. Nesse procedimento foi utilizada uma energia média na faixa de raios X convencional, 70 kVp, com variações da mAs de modo a obter exposições, no detector, entre 0 até 10 mGy, utilizando o FEP. A partir dessas imagens foi adquirida a média dos pixels em função da exposição. Dessa forma foi obtido a equação 8, a qual relaciona os valores de pixel (P) da imagem com a exposição K (mGy).

$$P = 3962.6 \times K^{0.2943} \quad 8$$

Em seguida, foi obtido o processo de linearização (P'), adotando o inverso da STP conforme descreve a equação 9.

$$P' = \frac{1}{\frac{P^{0.2943}}{3962.6}} \quad 9$$

A relação entre os valores de pixel com a exposição é apresentado na figura 22.

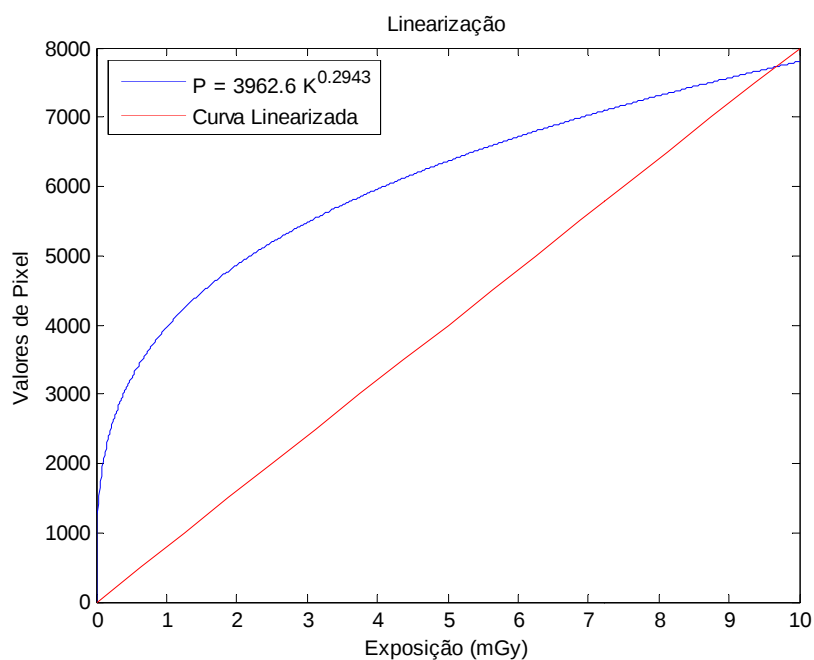


Figura 22: Linearização da imagem.

A partir da equação 9 foi possível linearizar pixel a pixel a imagem, deixando-a mais homogênea. Esse procedimento foi aplicado em todas as imagens correspondentes às técnicas calibradas. A figura 23 A-B ilustram, respectivamente, uma imagem antes e depois da aplicação do processo de linearização.

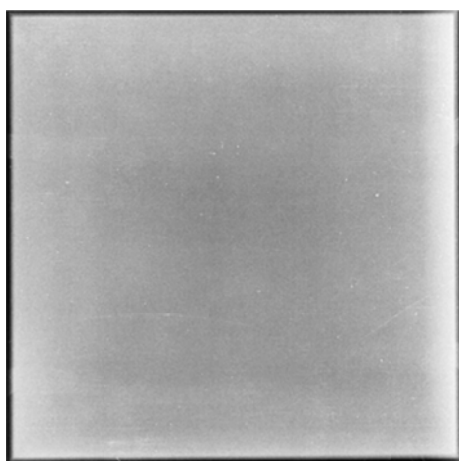


Figura 23A: Exemplo de imagem sem linearização.

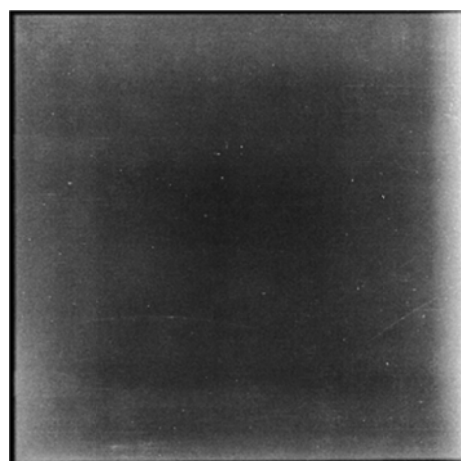


Figura 23B: Exemplo de imagem com linearização

3.7. Determinação da MTF

Para a obtenção da MTF, utilizou-se o esquema de montagem apresentado na figura 24, incluindo uma placa de alumínio de dimensões 35 x 35 cm com espessura de 1.5 mm, posicionada na frente do FEP [22, 26], cobrindo metade do campo de radiação, conforme ilustra a figura 24.

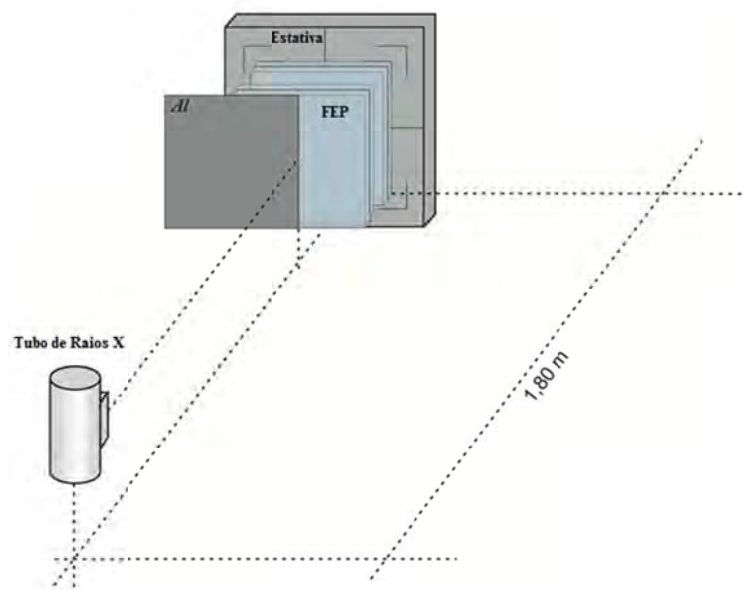


Figura 24: Esquema de montagem para obtenção da MTF.

Na determinação da MTF, foram utilizadas as técnicas calibradas no método de detecção de borda [22]. Nesse caso a inclusão da placa de Al, no esquema experimental (figura 24), foi necessária para que as imagens caracterizassem um sistema “tudo ou nada”. As imagens obtidas nesse procedimento foram linearizadas conforme descreve a seção 3.6.

Pelo sistema detecção de borda, qualquer variação da angulação influencia na aquisição da MTF, nesse sentido, o primeiro passo é detectar a borda da imagem e analisar se esta se encontra perfeitamente em 90^0 , conforme figura 25A.

A seguir foi selecionada uma ROI, onde a borda localiza-se exatamente no centro da imagem, conforme figura 25 B-C.

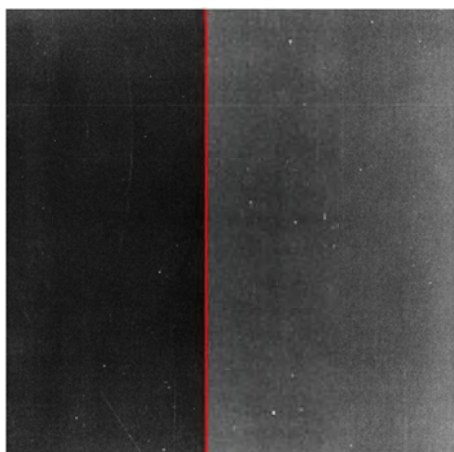


Figura 25A: Detecção da borda.

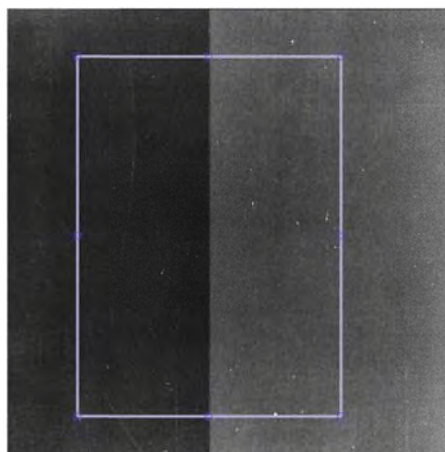


Figura 25B: Seleção da ROI.

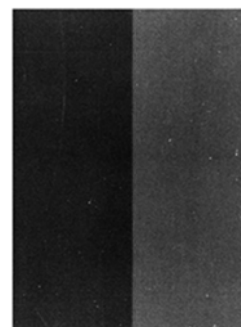


Figura 25C: ROI.

O próximo passo foi aplicar a função de espalhamento de borda (do inglês, *Edge Spread Function*, ESF). A ESF foi obtida a partir da média dos valores de pixels na projeção horizontal. O resultado da ESF em função da localização dos pixels é apresentado na figura 26A. Depois de obtida a ESF, aplicou-se a sua derivada obtendo a função de espalhamento de linha (do inglês, *Line Spread Function*, LSF), apresentada na figura 26B.

De maneira geral, a resolução máxima do sistema pode ser medida a partir largura máxima a meia altura (do inglês, *Full Width at Half Maximum*, FWHM) da função LSF. Isso significa que quanto mais larga a medida a meia altura, menor a resolução do sistema. Entretanto, dessa forma não é possível uma visão da resolução espacial do sistema por bandas de frequências. A resolução espacial do sistema é avaliada a partir da MTF.

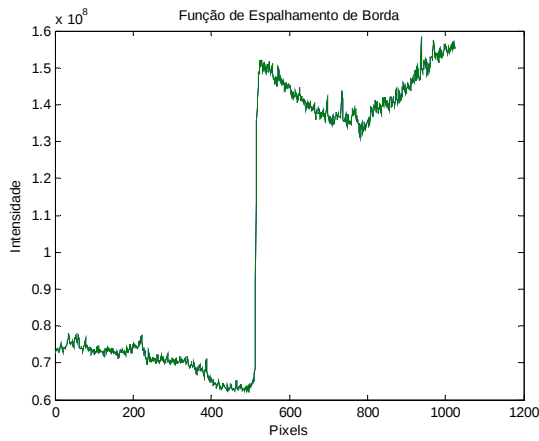


Figura 26A: Função de espalhamento de borda.

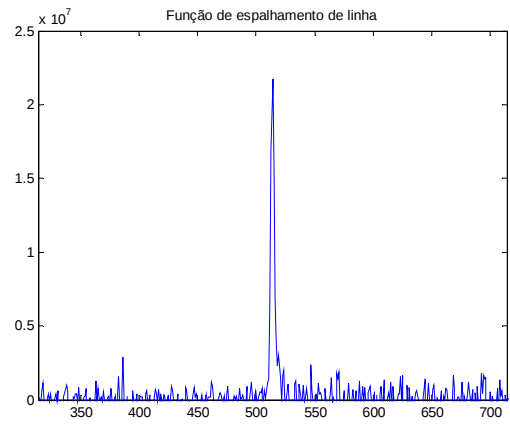


Figura 26B: Função de espalhamento de linha.

Para obter a MTF, aplicou-se a transformada de Fourier na LSF. Para CR convencional o valor de pixel utilizado é de 100 nm, dessa forma a frequência de Nyquist (FN) é de 5 pares de linha/mm⁻¹. A MTF em função da FN é apresentada na figura 27.

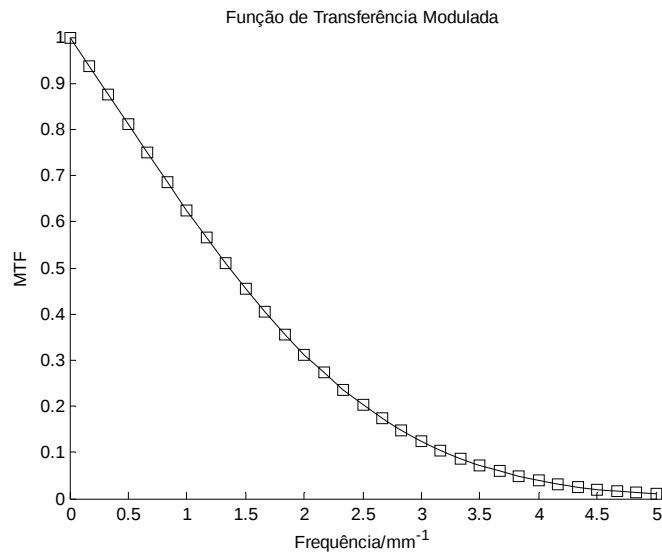


Figura 27: Função de Transferência Modulada.

Observa-se que para maiores frequências espaciais a MTF diminui, ou seja, para resolver detalhes na imagem, maiores frequências, o sistema não consegue resolver tão bem quanto para menores frequências. A resolução total do sistema encontra em 10 % da MTF [48]. As MTF(*f*) obtidas para cada técnica são apresentadas no apêndice B.

3.8. Determinação da DQE

A $DQE(f)$ foi obtida dividindo os valores calculados da $MTF(f)$ pela $NNPS(f)$ conforme descreve a equação 10 [49, 50].

$$DQE(f) = \frac{MTF(f)^2}{NNPS(f) \times q \times E} \quad 10$$

onde q é a quantidade de fótons que interagem com o detector, e E é a exposição registrada no detector.

A exposição (E) correspondente às técnicas calibradas, descritas na seção 3.2, foi realizada utilizando o esquema de montagem apresentado na figura 17, posicionando a câmara de ionização dentro da estativa.

A quantidade de fótons (q) que atingiram o detector foi calculada conforme descreve a equação 11 [51 – 53].

$$q = \frac{1}{média (NNPS(f))} \quad 11$$

Com a quantificação da $DQE(f)$, foi possível analisar a eficiência do detector em transformar os fótons X em sinal, para as técnicas calibradas.

CAPÍTULO IV

4. Resultados e Discussões

4.1. Determinação do SC

A figura 28 apresenta a relação entre as NNPS(f) obtidas a partir das imagens processadas com distintos SC (100, 200, 400 e 800).

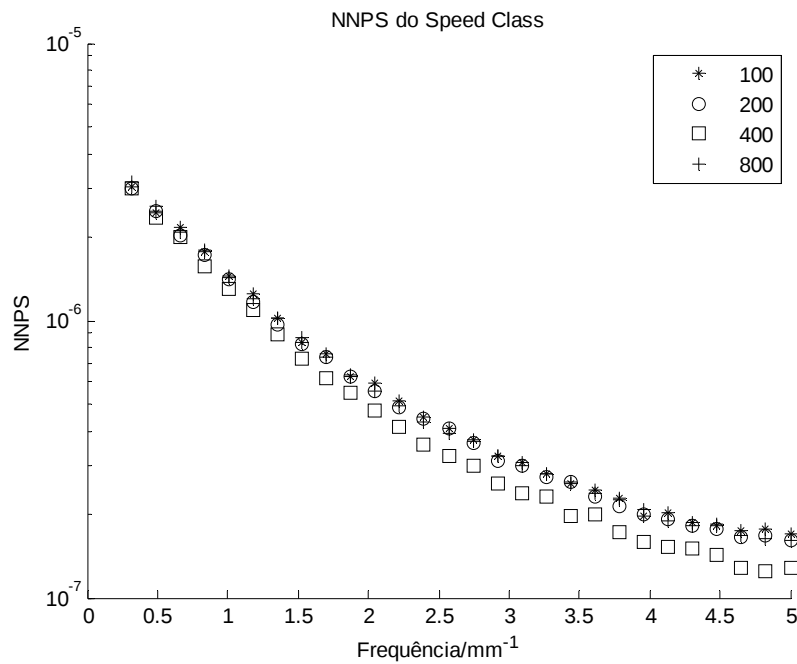


Figura 28: Relação entre as NNPS(f) para distintas SC (100, 200, 400 e 800).

Os resultados apresentados na figura 28 mostram que o SC 400 apresentou um comportamento com menor ruído quântico em toda a faixa de frequência espacial avaliada.

O leitor de CR utilizado apresenta um range dinâmico de 4096 valores de pixels (0 - 4095), porém as imagens são sempre dispostas sobre uma faixa de valores de pixels úteis. Essa faixa é posicionada dependendo da escolha do SC que abrange o sinal da imagem antecipada da PI. Dessa forma, se selecionado um SC maior que o valor 400, a faixa de valores dos pixels úteis seriam compensados e posicionados em maiores valores no eixo do

range dinâmico para abranger o sinal da imagem latente que será detectada. Isso significa que o histograma apresentaria maiores valores de pixels com um menor range dinâmico devido a sua compressão. Dessa forma foi selecionada a SC a ser utilizada no processo de otimização de imagens.

4.2. Calibração do sistema detector de imagem

A tabela 2 apresenta as técnicas calibradas (kVp e mAs), aplicadas no RANDO com os respectivos *scores* para avaliação de possíveis anomalias no pulmão e parte óssea, lgMs e doses (mGy).

Tabela 2: Técnicas calibradas aplicadas ao RANDO com seus respectivos lgM, *scores* e dose (mGy).

kVp	mAs	lgM	Score		Dose (mGy)	kVp	mAs	lgM	Score		Dose (mGy)
			Osso	Pulmão					Osso	Pulmão	
117	1,25	1,91	0	+2	0,079	90	2,5	1,82	+1	+1	0,086
	1,4	1,96	-1	+1	0,086		2,8	1,87	+1	+2	0,099
	1,6	2,00	+2	+2	0,098		3,2	1,92	+2	+2	0,112
							3,6	1,97	+1	+1	0,125
109	1,25	1,81	0	0	0,068	85	4,0	2,01	+1	0	0,134
	1,4	1,87	+1	+2	0,076		3,2	1,84	+1	+1	0,099
	1,6	1,92	-1	+1	0,086		3,6	1,89	+1	+2	0,112
	1,8	1,97	+1	+1	0,096		4,0	1,94	+2	+2	0,123
	2,0	2,0	+2	+2	0,103		4,5	1,98	+1	+2	0,136
105	1,4	1,81	0	0	0,080	81	3,6	1,80	+1	0	0,099
	1,6	1,86	+1	-1	0,089		4,0	1,84	+1	+1	0,112
	1,8	1,9	+1	+1	0,098		4,5	1,89	0	+1	0,126
	2,0	1,95	+2	+1	0,107		5,0	1,94	+2	+2	0,138
	2,2	2,0	+2	+2	0,121		5,6	1,99	+1	+1	0,156
102	1,6	1,82	+1	+1	0,078	75	5,0	1,79	+1	+1	0,110
	1,8	1,87	+1	+1	0,084		5,6	1,85	+1	+2	0,132
	2,0	1,91	+1	+2	0,092		6,3	1,90	0	+1	0,116
	2,2	1,95	+2	+2	0,114		7,1	1,95	+2	+2	0,167
	2,5	2,0	+1	+2	0,126		8,0	2,01	+2	+1	0,174
96	2,0	1,82	+1	+1	0,081	70	7,1	1,81	0	0	0,144
	2,2	1,86	+1	+1	0,089		8,0	1,87	+1	+1	0,150
	2,5	1,91	+1	0	0,100		9,0	1,92	+2	+2	0,182
	2,8	1,93	+1	+2	0,112		10,0	1,96	+1	+1	0,202
	3,2	2,02	+2	+2	0,127		11,0	2,01	+1	0	0,222

As linhas em negrito da tabela 2 representam as imagens avaliadas como ótimas (*score* = +2) para análise de possíveis anomalias pulmonares e lesões ósseas. Isso resultou num conjunto de 10 imagens associadas às distintas tensões, todas com o mesmo grau de confiabilidade para um diagnóstico seguro, conforme apresenta a tabela 3. A tabela 3 ainda apresenta os níveis de referência (NR) de dose para um paciente padrão [9].

Tabela 3: Técnicas correspondentes as imagens ótimas (*scores* máximo) para distintas kVps.

kVp	mAs	Osso	Pulmão	lgM	Dose (mGy)	NR (mGy)
117	1.6	+2	+2	2.00	0.098	
109	2.0	+2	+2	2.00	0.103	
105	2.2	+2	+2	2.00	0.121	
102	2.2	+2	+2	1.95	0.114	
96	3.2	+2	+2	2.02	0.127	0.40
90	3.2	+2	+2	1.92	0.112	
85	4.0	+2	+2	1.94	0.123	
81	5.0	+2	+2	1.94	0.138	
75	7.1	+2	+2	1.95	0.167	
70	9.0	+2	+2	1.92	0.182	

As imagens correspondentes às técnicas apresentadas na tabela 3 diferem entre si em termos de “beleza de imagem”, e não em seguridade do diagnóstico [12, 36]. Para o observador, a imagem *standard* é representada pela técnica em negrito na tabela 3.

Baseando-se no princípio 3D a escolha da técnica radiográfica considerada, neste estudo, como *gold standard* (GS), é apresentada na linha em vermelho da tabela 3. Essa técnica proporciona uma imagem de alta qualidade, para um diagnóstico médico seguro, com dose tão baixa quanto razoavelmente exequível, com o menor custo para a instituição. Neste caso o custo refere-se à carga do tubo (kVp x mAs).

4.3. Comparação entre a técnica *gold standard* (GS) e a comumente utilizada pela Rotina clínica do HCFMB-UNESP

A tabela 4 apresenta a comparação entre os *scores* correspondentes a imagem *gold standard* (GS) e a comumente utilizada pela rotina clínica (RC) do HCFMB-UNESP, com seus respectivos lgMs.

Tabela 4: Comparação entre os scores obtidos entre a técnica *gold standard* e a da rotina clínica (RC).

Técnica	GS		RC	
Patologia	Osso	Pulmão	Osso	Pulmão
Scores	+2	+2	+1	0
IgM	2.0		2.22	

A técnica da RC está fora da faixa de IgM (1,8-2,0) indicado pelo fabricante, não apresentando um índice de exposição adequado para formação da imagem. A tabela 5 apresenta a carta de técnicas radiográficas (kVp; mAs) relacionadas às imagens *gold standard* (GS) e a normalmente utilizada pela rotina clínica (RC) de radiodiagnóstico do HCFMB-UNESP, com suas respectivas doses (mGy) e carga do tubo (CT). Essa tabela apresenta ainda redução de dose (RD) e redução de carga do tubo (RCT) entre as técnicas avaliadas e os níveis de referência (NR) associada a esse exame.

Tabela 5: Comparação entre (kVp; mAs), associadas à imagem GS e as comumente utilizadas na RC, com suas respectivas doses (D, em mGy), a carga no tubo (CT, em joule), a redução de dose e redução da carga do tubo em relação ao da rotina (RCT, em %).

Exame Técnica	Tórax	
	GS	RC
(kVp; mAs)	(117; 1.6)	(85; 11.0)
D (mGy)	0.098	0.332
CT (J)	187.2	935.0
RD (%)	70.5	
RCT (%)	80.0	
NR (mGy)	0.40	

As técnicas GS e da RC provêm doses abaixo dos NR, entretanto vale salientar que a técnica GS proporciona um diagnóstico médico mais seguro (tabela 5) e doses tão baixas quanto razoavelmente exequível com menor custo para a instituição (carga do tubo).

A figura 29A apresenta a imagem GS e a figura 29B normalmente realizada pela RC, utilizando o RANDO (B).

A)



B)



Figura 29A. Imagem produzida com a técnica GS e a 29 B. imagem da RC, utilizando o RANDO.

A figura 29A. (GS) apresenta a melhor visualização do parênquima pulmonar, da continuidade dos vasos, da parte mole para diagnóstico de possível pneumonia quando comparada com a figura 29B. (*standard*). Assim como melhor visualização das costelas subabdominais, dos pedículos vertebrais, dos processos espinhosos e dos transversos. A imagem GS permite um diagnóstico seguro, com doses tão baixas quanto razoavelmente exequível e menor custo para a instituição. Dessa forma a técnica GS é a mais indicada para compor a carta de técnicas radiográficas da rotina clínica do setor de diagnóstico por imagem do HCFMB-UNESP.

4.4. Avaliação do Contraste Radiográfico

A figura 30 apresenta a curva de contraste em função da tensão (70-117) kVp, avaliando objetos testes simuladores de regiões pulmonares e ósseas.

A figura 31 apresenta a resposta da IgM em função da Exposição (mGy) para as kVps (70-117) selecionadas como ótimas.

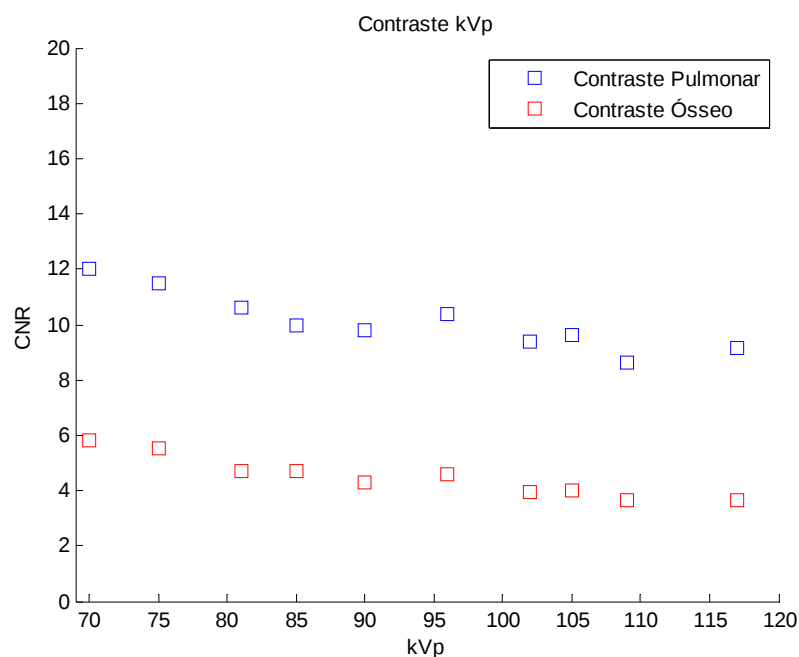


Figura 30: Comparação do Contraste pela kVp para simuladores da região pulmonar e óssea.

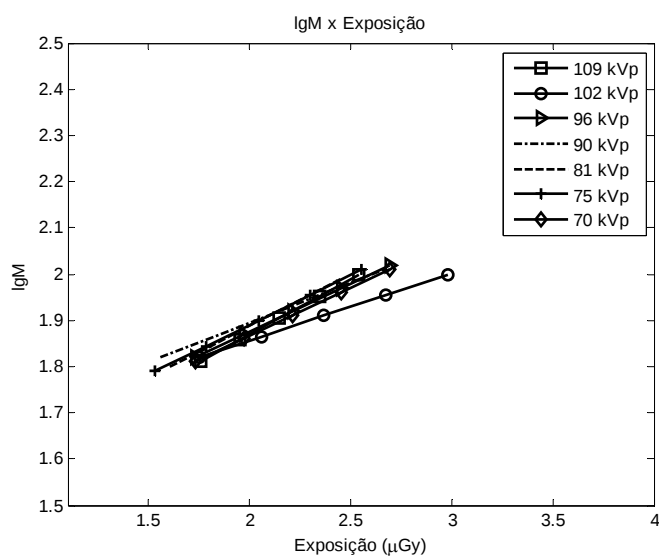


Figura 31: Comparação do lgM pela exposição.

A figura 31 apresenta a sobreposição dos valores de lgM para distintas tensões. O lgM é o valor da resposta de exposição que interage com o detector, dessa forma, manter o mesmo valor de lgM para distintas tensões implica em obter o mesmo valor de exposição no detector.

Analisando a figura 30, verificou-se que o contraste não apresentou variações significativas com o aumento da tensão. Esse comportamento é evidenciado ainda na figura 31, onde a resposta do range dinâmico, sistema detector, é próxima para as kVps avaliadas. Isso ocorre porque para detectores digitais a tensão não influencia de maneira significativa

diretamente no contraste e sim com o $DQE(f)$ [54]. A figura 32 apresenta a comparação das DQEs obtidas pelas técnicas da tabela 4, as quais são as melhores segundo a avaliação do observador.

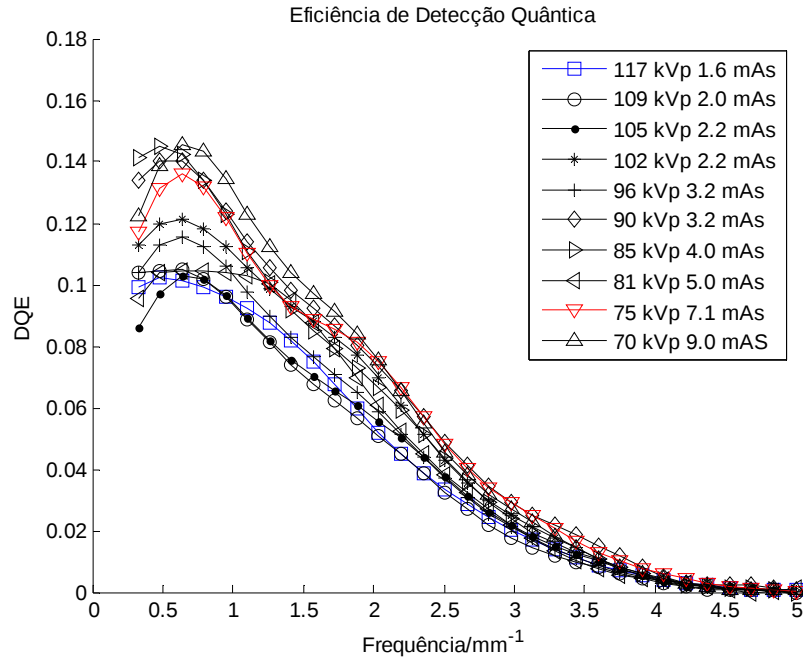


Figura 32: Eficiência de Detecção Quântica das melhores técnicas.

Analisando a figura 32, observa-se que a DQE associada à imagem GS (azul) possui uma amplitude menor que a *Standard* (vermelha), principalmente para banda de frequência menor. Porém para uma análise completa da DQE, deve ser feita a área sob a curva de cada uma delas, onde pode-se observar o espectro de cada uma delas em toda a faixa de frequência espacial. A figura 33, ilustra a área sob a curva em função da DQE para as kVps em estudo. Justificando novamente o fato do observador classificar imagens com o mesmo padrão de qualidade para qualquer tensão avaliada nesta pesquisa.

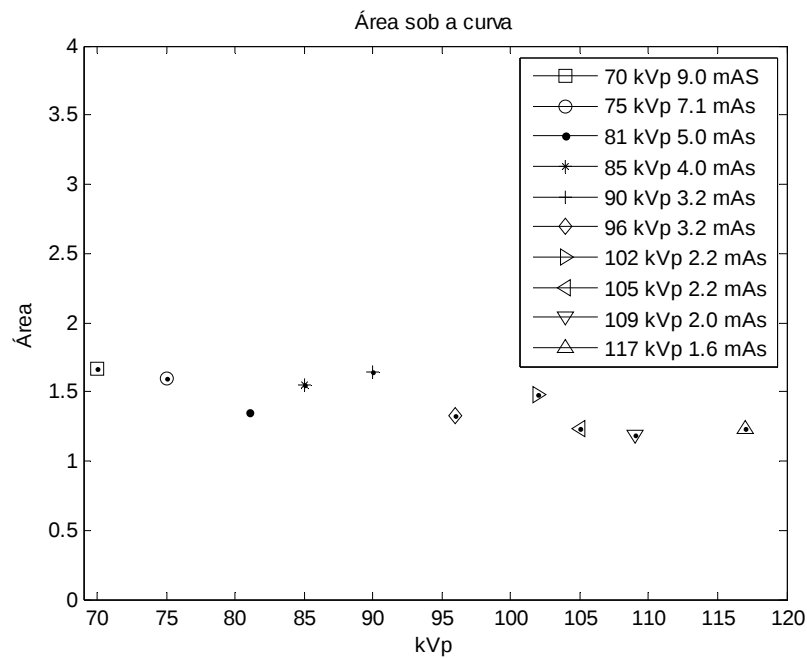


Figura 33: Área sob a curva de cada DQE.

O comportamento das áreas sob a curva das DQEs é semelhante ao contraste obtido na figura 30. Diante disso, consolida-se que é possível produzir imagens de qualidade para qualquer tensão, dentro da faixa de IgM ótima não refletindo de maneira substancial a ponto de modificar a qualidade da imagem em termos diagnóstico.

A figura 34 apresenta o comportamento da DQE para uma tensão de 102 kVp e com técnicas calibradas, apresentadas na tabela 2.

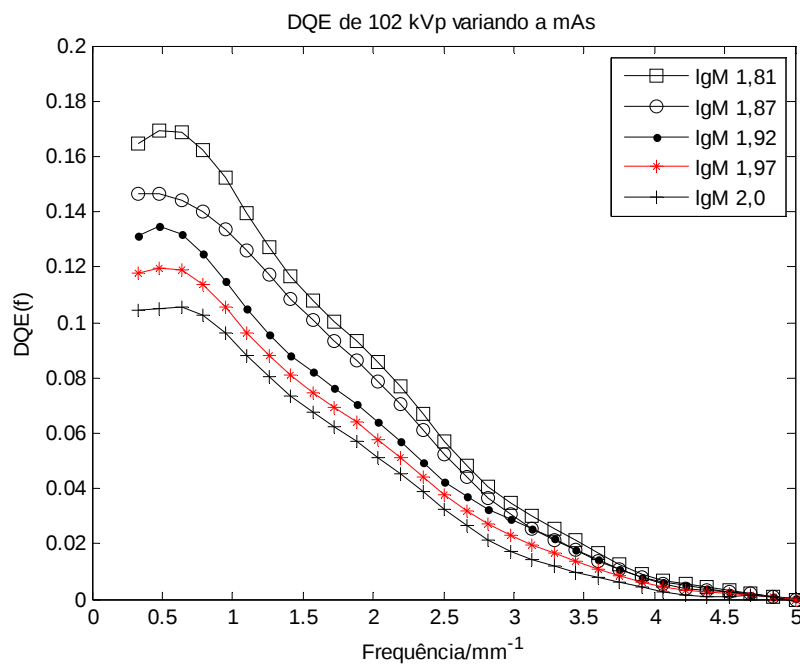


Figura 34: DQE(f) de 102 kVp variando a mAs

Observa-se na figura 34 que para maiores mAs a DQE diminui. Como dito na seção 3.8, a DQE depende da MTF e do ruído normalizado ($NNPS(f)$), dessa forma, aumentando a mAs, a quantidade de fótons X que interagem com o detector aumenta, consequentemente a $NNPS(f)$ e a exposição aumentam, diminuindo a eficiência de conversão dos fótons em sinal. A equação 10 mostra que a DQE é inversamente proporcional a essa variável.

A seção 2.4 mostra que para uma imagem de qualidade, utilizando sistemas Agfa, o lgM tem que estar entre 1.8 a 2.0 e com um valor ótimo de 1.96. A figura 34 ilustra que a escolha do radiologista está muito próxima a este valor, mostrando que o método AGV realizado por ele foi bem sucedida. A DQE para as outras energias estão mostradas no apêndice C.

Em contrapartida, observa-se que a técnica associada ao melhor lgM não apresenta melhor eficiência. Isso significa que o lgM está relacionado a acuidade visual, dessa forma a escolha da melhor DQE não necessariamente está relacionada à melhor acuidade visual, vide figura 34, ou ainda, a melhor DQE ("melhor qualidade do detector") não reflete de forma significativa, dentre as imagens consideradas boas, na análise visual, a qual está mais "ponderada" pela acuidade visual ou ainda, pelo nível de tonalidade de grau de cinza na imagem. A mesma avaliação foi realizada para todas as kVps abordadas nesta pesquisa e os resultados são apresentados no apêndice C.

CAPÍTULO V

5. Conclusões e Perspectivas Futuras

- Como análise das NNPS(f) para determinação do SC, ficou constatado que para o leitor utilizado, Agfa HelthCare 85-X, o SC 400 é o mais apropriado para processar as imagens;
- As melhores técnicas selecionadas na avaliação subjetiva, em negrito na tabela 2, apresentam IgMs muito próximos do valor indicado pelo fabricante (IgM de 1.96);
- As doses devido as distintas kVps estudadas são diferentes. Entretanto a exposição no detector apresenta poucas flutuações, conforme ilustra a figura 31;
- A melhor imagem pode ser obtida por qualquer kVp, com a devida calibração do feixe (associada ao IgM). Entretanto esta deve ser otimizada;
- A melhor imagem para avaliação da região pulmonar e óssea foi classificada com a mesma técnica radiográfica. Isto difere do STF que normalmente emprega duas imagens, uma para cada finalidade. Isso ocorre devido ao range dinâmico, e pela pouca variação da área sob a curva da DQE, mostrando que para qualquer energia é possível obter eficiência compatível a boas qualidades;
- Nesse sentido, respeitando o princípio 3D, a melhor técnica é a que fornece menor dose para o paciente, um menor desgaste do tubo, assim como menor custo para a instituição devido a maior preservação do equipamento, e mantendo o mesmo grau de confiabilidade (tabela 3);
- A técnica *gold standard* quando comparada com a da rotina clinica proveu ma redução de dose no paciente e carga do tubo, respectivamente, em torno de 70,5 % e 80 %;
- As DQEs associadas às melhores técnicas mostraram que a técnica selecionada pelo critério de “beleza de imagem” [12, 36], apresenta uma maior eficiência comparada com a *gold standard*, como mostra a figura 32, porém analisando a

área sob a curva das DQEs, figura 33, mostra que as variações são muito pequenas, evidenciando que essa diferença de eficiência não influencia na acuidade visual de forma significativa;

- Analisando as DQEs obtidas e comparando com as técnicas escolhidas pelo radiologista, mostraram que as técnicas que apresentaram maiores DQEs, não são as que fornecem melhor acuidade visual, vide figura 34 e apêndice C;
- A originalidade desta pesquisa se deve ao método adotado de otimização, desde o procedimento de calibração das kVps, com as devidas mAs, associadas a específicas lgMs, avaliação subjetiva e otimização obedecendo o princípio 3D, além de realizar uma comparação objetiva das DQEs com otimização de imagens;
- Por fim, para sistema CR, é possível produzir imagens de tórax para um diagnóstico médico seguro utilizando qualquer kVp associado a um lgM devidamente calibrado. Entretanto é imprescindível adotar o princípio de otimização da imagem obedecendo ao princípio 3D exatamente nessa ordem, sem tratá-los de forma separada;
- Como perspectiva futura dessa pesquisa, vem à aplicabilidade dessa metodologia para espessuras do tórax que diferem do homem padrão, assim como para qualquer outra estrutura anatômica, além de avaliação do comportamento de ruído e DQEs frente a diferentes estruturas e outras técnicas.

CAPÍTULO VI

6. Referências

- [1] M J Yaffe and J A ROWLANDS, X-ray detectors for digital radiography. *Physics in Medicine and Biology*. 1997, 42, pp. 1 - 39.
- [2] SIEGEL E L REINNER B I, Challenges Associated with the Incorporation of Digital Radiography into a Picture Archival and Communication System. *Journal of Digital Imaging* , 1999, Vol. 12, pp. 6-8.
- [3] GONZALEZ R C, WOODS R E. *Processamento de Imagens Digitais*. São Paulo : Edgard Blucher, 2003.
- [4] BEIRD L C, The Importance of a Picture Archiving and Communications System (PACS) Manager for Large-Scale PACS Installations. *Journal of Digital Imaging*. 1999, , Vol. 12, p. 37.
- [5] SIEGEL E L, KOLODNER R M. *Filmless Radiology: State of the Art and Future Trends - in Filmless Radiology*. Springer-Verlag ,1999 , pp. 3-20.
- [6] FREECH D, BAUNE M. The Process of Convertig to a Near Filmless Operation at the University of Utah. *Journal of Digital Imaging*, 1999, , Vol. 12, pp. 41-46.
- [7] K. ALZIMAMI, S. SASSI, M. ALKHORAYEF, A. J. BRITTEN, N. M. SPYROU Optimisation of Computed Radiography Systems for Chest Imaging. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*. 2009, pp. 513-518.
- [8] H WARREN - FORWARD, L ARTHUR, L HOBSON, R SKINNER, A WATTS, K CLAPHAM, D LOU, A COOK. An Assessment of Exposure indices in Computed Radiography for thePosterior-Anterior Chest and Lateral Lumbar Spine. *The British Journal of Radiology*. 2007, , Vol. 80, pp. 26-31.
- [9] Anvisa. *Portaria/MS/SVS nº 453*. 1998.
- [10] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICIS IN MEDICINE (AAPM No 93). *Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems*. AAPM Press. 2006.
- [11] WILLIS, CHARLIES E, Opstimization digital radiography of children.. *European Journal of Radiology* 2009; 72, 266-273.
- [12] PINA D R, DUARTE S B, GHILARDI NETTO T, TRAD C S, MORCELI J, OLIVEIRA S C, Radiographic image optimization of skull, pelvis and chest for non-standar patients. *Phys Med Biol* 2005;
- [13] ROWLANDS J A, The Physics of Computed Radiology.. *Phys. Med. Biol* 2002; 47, 123-166.
- [14] BUSHBERG, J.T., et al. *The essential physics of medical imaging*. s.l. : Lippincott Williams & Wilkins, 2, 2002.

- [15] YAFFE, MARTIN J. Detectors for digital mammography.
- [16] ZIESSMAN, JAMES H. THRALL and HARVEY A. Medicina Nuclear. *Medicina Nuclear*. 2001.
- [17] Mark B. Willms, Elizabeth A., Keith J. Strauss, William K. Breeden, Mark S. Rzeszotarski, Kimberly Applegate, Margaret Wyatt, Sandra Bjork, J. Anthony Seibert, Digital Radiography Image Quality: Image Acquisition.. American College of Radiology 2007; 4, 371-388.
- [18] EI-MORHI, Y ANTONUK, L.E., YORKNSTON J. et al., Relative dose using active matrix flat - panel imager technology. Medical Physics 1999; 26, 1530-1570.
- [19] IAEA, IAEA HUMAN HEALTH SERIES No 17. Quality Assurance for Digital Mammography. s.l. : IAEA Press, 2011.
- [20] SAMEI E, Performance of Digital Radiographic Detectors: Quantification and Assessment Methods.. Advances in Digital Radiography: RSNA Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics 2003; 37-47.
- [21] SAMEI E, FLYNN MJ, EYLER WR. Detection of Subtle lung nodules: Relative influence of quantum and anatomic noise on chest radiographs. Radiology 1999; 213, 727-734.
- [22] DOBBINS III J., SAMEI E., RANGER N., CHEN Y Intercomparison of methods for image characterization. II. Noise power spectrum b).. Med Phys. 2006; 33 .
- [23] K., ROSSMANN. Point spread-function, line spread-function and modulation transfer function: tools for the study of imaging systems. Radiology, 1969, Vol. 93, pp. 257-272.
- [24] GIGER ML, DOI K. Investigation of basic imaging properties in digital radiography. I. Modulation transfer-function. Med Phys, 1984, Vol. 11, pp. 287-295.
- [25] CUNNINGHAM, I. A. Applied linear-systems theory. *Medical Imaging: Physics and Psychophysics*. s.l. : J. Beutel, H. L. Hundel e R. L. V. Metter, 2000, Vol. 1, pp. 82-156.
- [26] FLYNN, E. SAMEI and M. J. An experimental comparison of detector performance for computed radiography systems. Med Phys, 2002, Vol. 29, pp. 447-459.
- [27] B. LAZZARI, G. Belli, C. GORI, and M. R. D. TURCO. 2007. Physical characteristics of five clinical systems for digital mammography.
- [28]. A MACKENZIE, Msc. Validation of correction methods for the non-linear response of digital radiography systems. The british journal of radiology. 2008, Vol. 81, pp. 341-345.
- [29] MARKUS KONER, MD. CRISTOF H. WEBER, MD. STEFAN WIRTH, MD KLAUS- FUREN PFEIFER, MD MAXIMILIAN F. REISER, MD MARCUS TREITL, MD. Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview. RadioGraphics, 2007, Vol. 27, pp. 675-686.
- [30] M., SPAHN. Flat detectors and their clinical applications. Eur Radiol, 2005, Vol. 15, pp. 1934-1947.

- [31] C S MOORE, BSc, MSc, J R SAUNDERSON, BSc, MSc and A W BEAVIS, BSc, PhD. Investigating the exposure class of a computed radiography system for optimisation of physical image quality for chest radiography. *The British Journal of Radiology* 2009; 82, 705–710.
- [32] ROB DAVIDSON, JENNY SIM, Computed Radiography and Dosimetry: Some Practical Tips for Dose Optimization Procedures.. *Journal of Medical Imaging and Radiation Science* 2008; 39, 109-114.
- [33] SCHAETZING RALPH, Management of pediatric radiation dose using Agfa computed radiography.. *Pediatr Radiol* 2004; 34, 207–214.
- [34] LANÇA L, SILVA A. Evaluation of Exposure Index (IgM) in Orthopedic Radiography.. *Radiation Protection Dosimetry* 2008; 1–7 .
- [35] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, ICRU Report 48. Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection. Bethesda : s.n., 1992.
- [36] PINA, D.R. Metodologia para otimização de imagens radiográficas. *Tese (Doutorado) Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras, Universidade de São Paulo*. Ribeirão Preto : s.n., 2002.
- [37] HAUSS A. G., *The Physics of Medical Imaging: Recording System Measurements and Techniques*. AAPM 1979;
- [38] PINA D R, GHILARDI NETTO T, ROCHA S L, BROCHI M A C, TRAD C S, Construção de um fantoma homogêneo para padronização de imagens radiográficas.. *Radiol Bras* 2000; 33, 41-44.
- [39] PINA D R, GHILARDI NETTO T, TRAD C S, BROCHI M A C, OLIVERIA S C de, Optimization of standard patient radiographic images for chest, skull and pelvis exams in conventional x-ray equipment. *Phys Med Biol* 2004; 49, 215-226.
- [40] GRAY, J.E.; "Quality Control in Diagnostic Imaging," Rockville; USA, 1983.
- [41] HAUSS A. G., *The Physics of Medical Imaging: Recording System Measurements and Techniques*. AAPM 1979;
- [42] HOSPITAL PHYSICISTS' ASSOCIATION. *The Physics of Radiodiagnosis, Diagnostic Radiology Topic Group*, second edition (1976).
- [43] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS; "Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement", ICRU Report 44; Bethesda, MD; 1989.
- [44] PINA D R, GHILARDI NETTO T. Construction of an Analytic-Realist Phantom for Adaptation of the Radiographic Techniques in any Conventional Equipment. VI Encontro Brasileiro de Física Médica; 4-6/10/2001.
- [45] (CEC) COMMISSION OF THE EUROPEAN COMMUNITIES. *European Guidelines and Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*. s.l. : EUR 16260 EN; CEC Brussels; ., 1996.
- [46] TORTORICI, M. *Concepts in Medical Radiographic Images, Circuitry, exposure and Quality Control*, W. B. Saunders Company, 1992.

- [47] C S MOORE, LINEY G P, BEAVIS AW, J R SAUNDERSON, A Method to Optimize the Processing Algorithm of a Computed Radiography System for Chest Radiography. *The British Journal of Radiology* 200; 80, 724-730 [48]. Smith, Steven W. *The scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*. 1997.
- [49] RANGER M., SAMEI E., DOBBINS J., RAVIN C. Assessment of detective quantum efficiency: Intercomparison of a recently introduced internacional standard with prior methods. *Radiology*. 2007.
- [50] ULRICH NEITZEL, SUSANNE GUNTHER - KOHFAHL, GIOVANNI BORASI, EHSAN SAMEI. Determination of detective quantum efficiency of a digital x-ray detector: Comparison of three evaluations using a common image data set. *American Association of physicists in Medicine* . 2004.
- [51] DAINITY. JC, SHOW R. *Image Science. Principles, Analysis and Evaluation of Photographic - Type Imaging Processes* . London : s.n., 1974.
- [52] HUDA W., *Review of Radiologic Physics*. Philadelphia : Lippincott Willians & Wilkins, 2010.
- [53] RIE TANAKA, KATSUHIRO ICHIKAWA, SCHINICHIRO MORI, SIGERU SANADA. Simulation approach for the evaluation of tracking accuracy in radiotherapy: a preliminar study. *Jurnal of Radiation Reaserch*. 2012.
- [54] MARK F. MCENTEE, PATRICK C. BRENNAN, GERALDINE O. CONNOR. The effect of X-ray tube potential on the image quality of PA chest radiographs when using digital image acquisition devices. *The Society and College of Radiographers* 2004;

Apêndice A

Apresentação das NNPS(f) obtidas em cada grupo de kVp para cálculo da DQE(f).

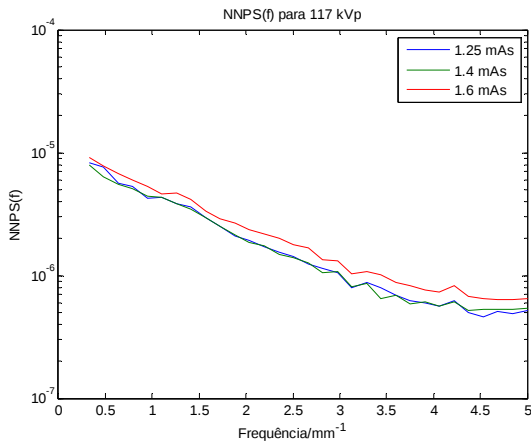


Figura 35: NNPS(f) para 117 kVp

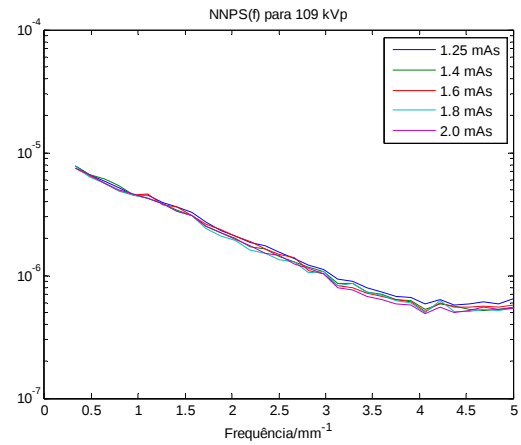


Figura 38: NNPS(f) para 109kVp

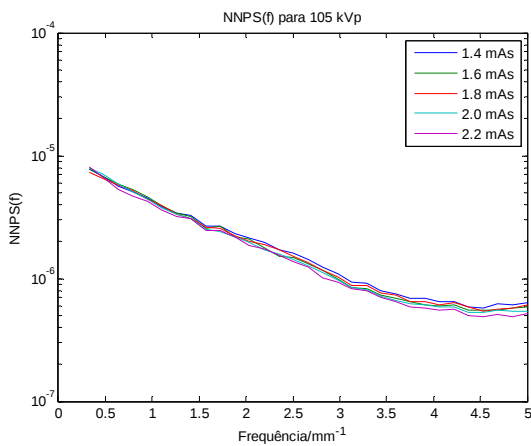


Figura 36: NNPS(f) para 105 kVp

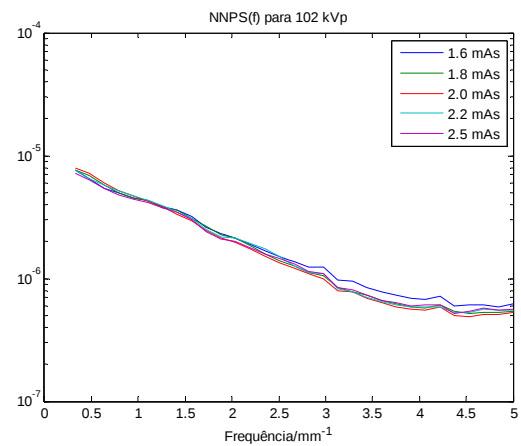


Figura 39: NNPS(f) para 102 kVp

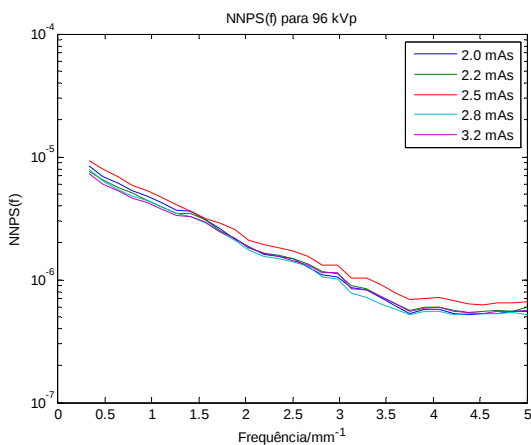


Figura 37: NNPS(f) para 96 kVp

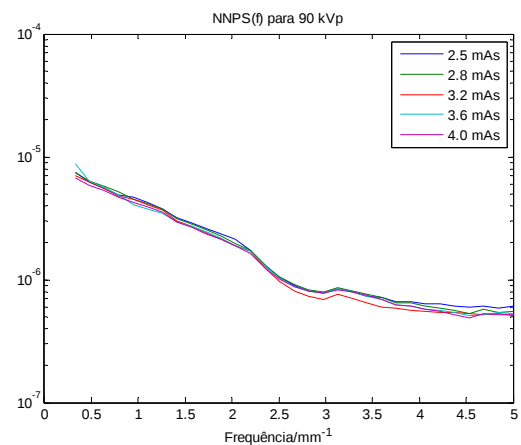


Figura 40: NNPS(f) para 90 kVp

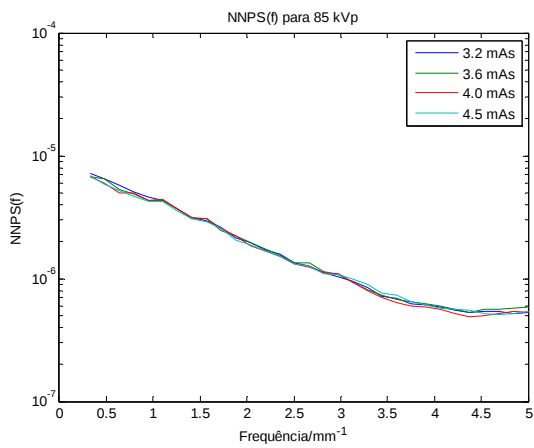


Figura 41: NNPS(f) para 85 kVp

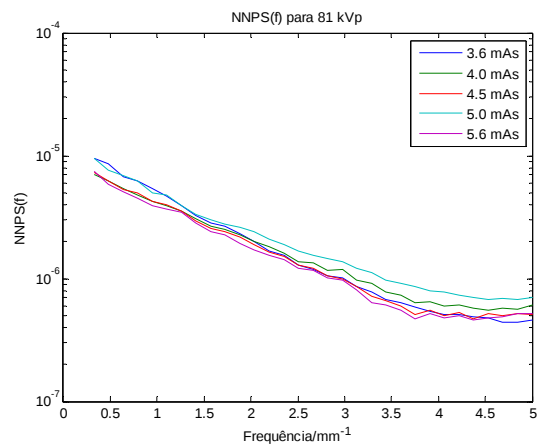


Figura 42: NNPS(f) para 81 kVp

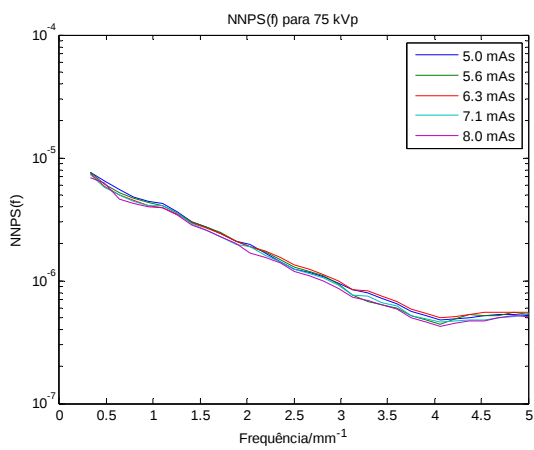


Figura 43: NNPS(f) para 75 kVp

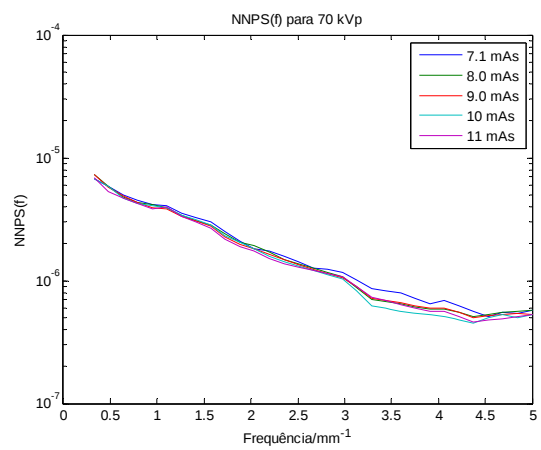


Figura 44: NNPS(f) para 70 kVp

Apêndice B

Apresentação das MTF(f) obtidas em cada grupo de kVp para cálculo da DQE(f).

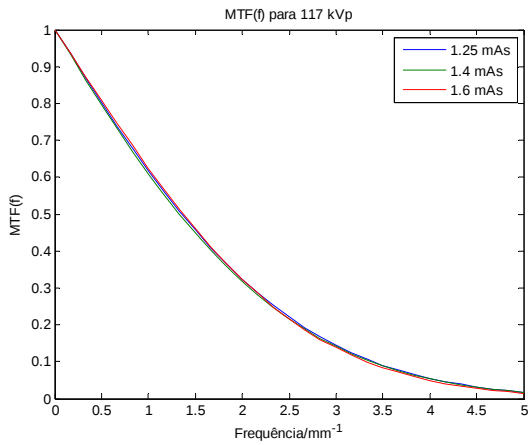


Figura 45: MTF(f) para 117 kVp

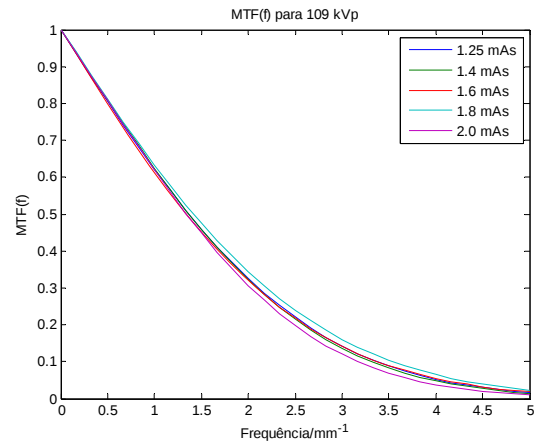


Figura 46: MTF(f) para 109kVp

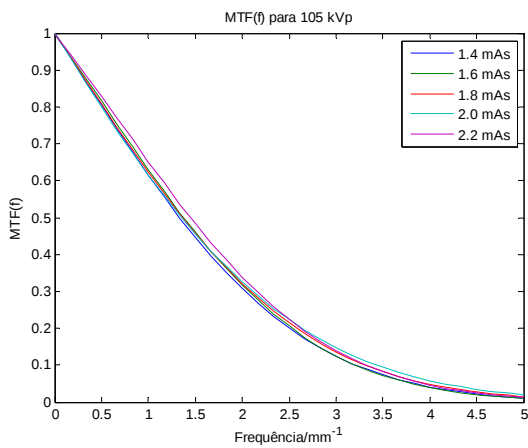


Figura 47: MTF(f) para 105 kVp

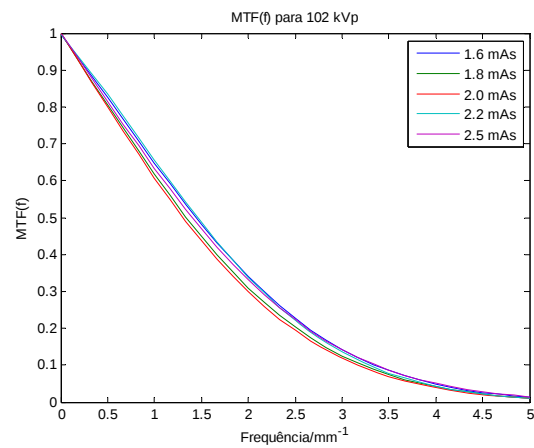


Figura 48: MTF(f) para 102 kVp

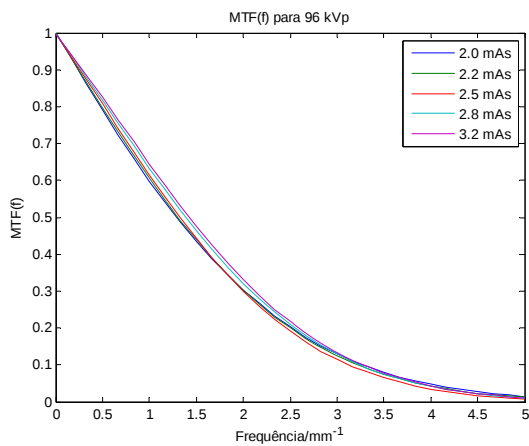


Figura 49: MTF(f) para 96 kVp

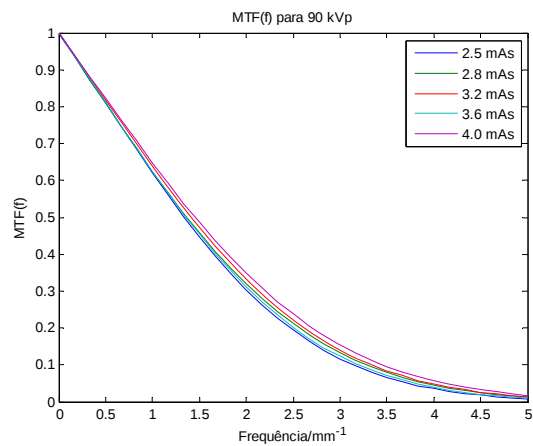


Figura 50: MTF(f) para 90 kVp

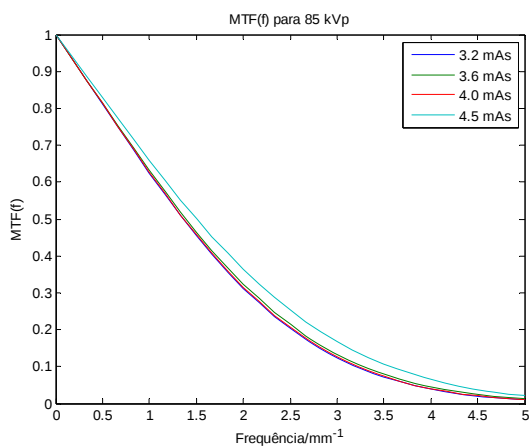


Figura 51: MTF(f) para 85 kVp

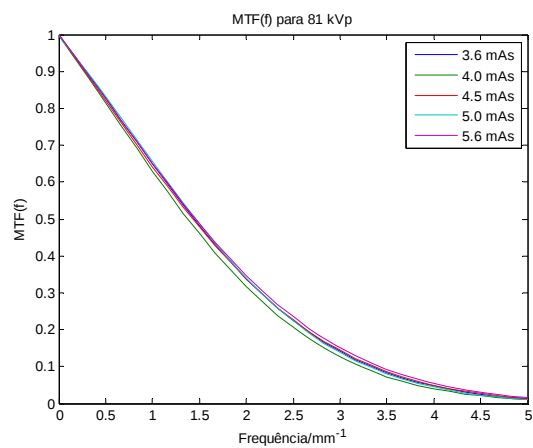


Figura 52: MTF(f) para 81 kVp

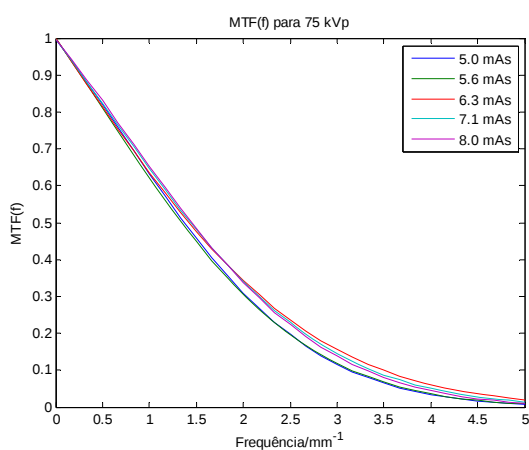


Figura 53: MTF(f) para 75 kVp

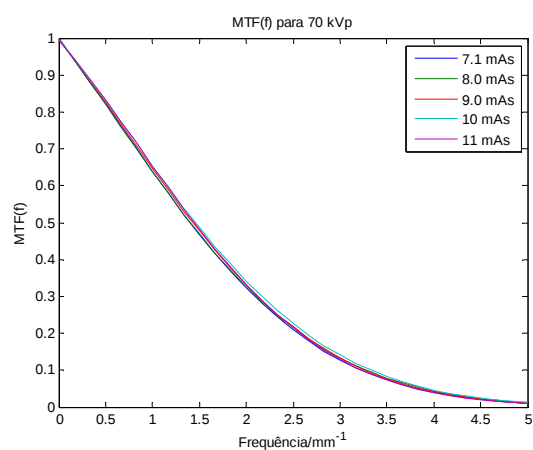


Figura 54: MTF(f) para 70 kVp

Apêndice C

Depois de selecionadas as $NNPS(f)$ e as $MTF(f)$, foram possíveis calcular as $DQE(f)$ de todas as técnicas. Como dito anteriormente, as DQE que apresentaram melhor eficiência não apresentam melhor acuidade visual. As DQEs em vermelho representam as escolhidas pelo radiologista

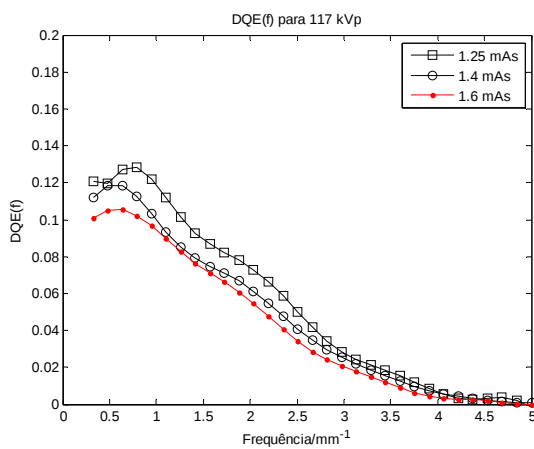


Figura 55: $DQE(f)$ para 117 kVp

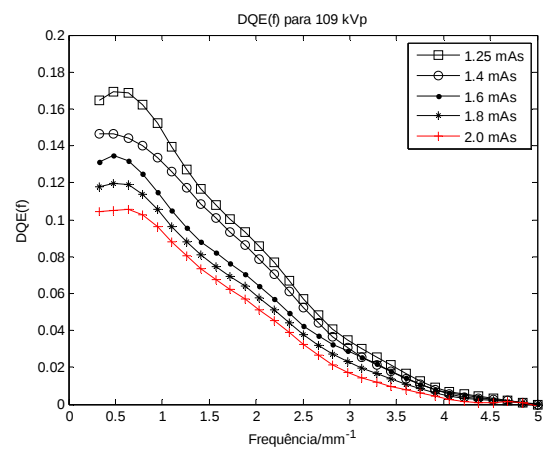


Figura 56: $DQE(f)$ para 109 kVp

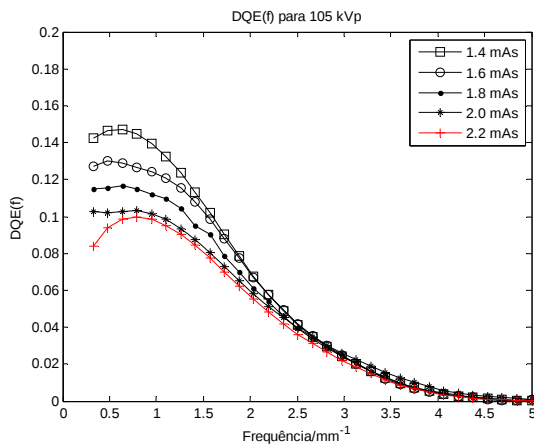


Figura 57: $DQE(f)$ para 105 kVp

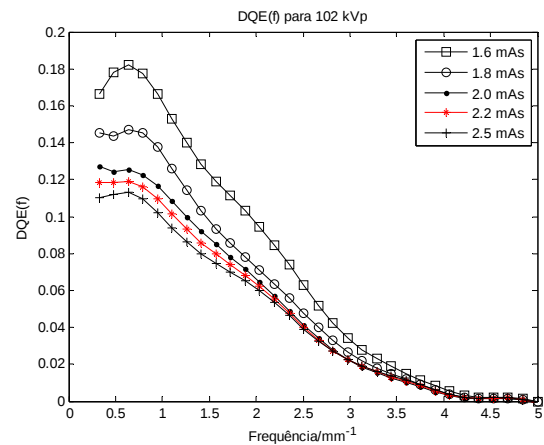


Figura 58: $DQE(f)$ para 102 kVp

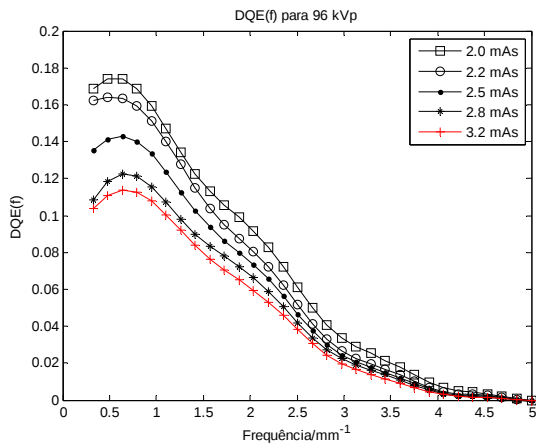


Figura 59: DQE(f) para 96 kVp

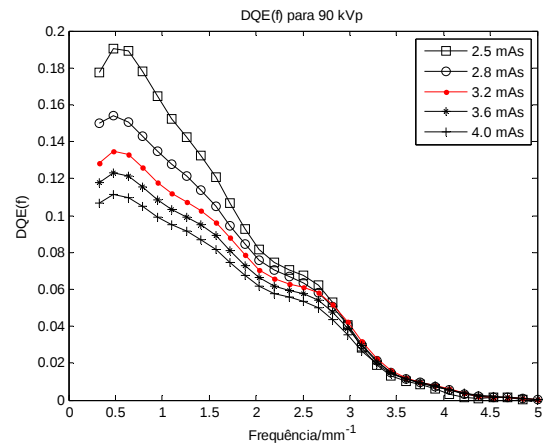


Figura 60: DQE(f) para 90 kVp

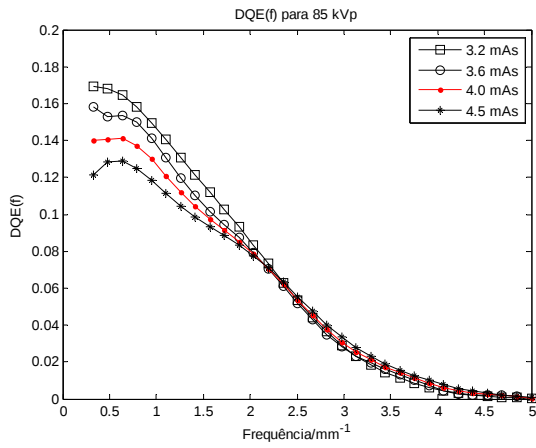


Figura 61: DQE(f) para 85 kVp

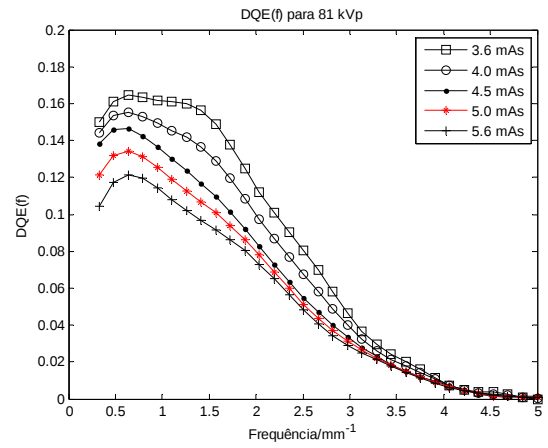


Figura 62: DQE(f) para 81 kVp

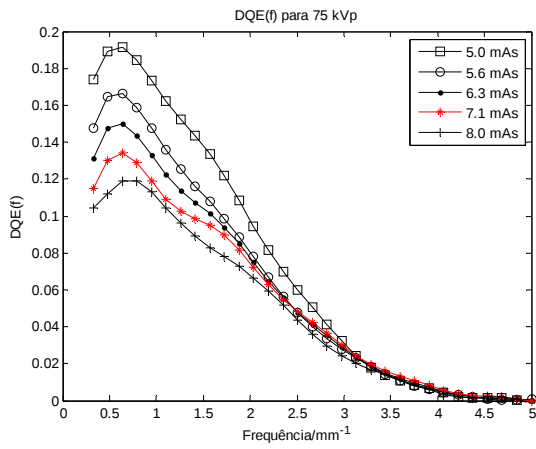


Figura 63: DQE(f) para 75 kVp

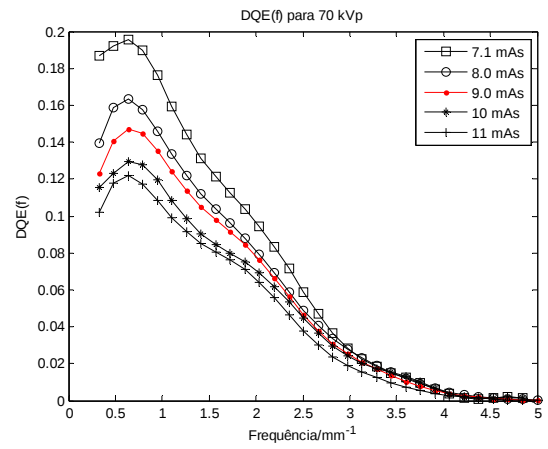


Figura 64: DQE(f) para 70 kVp