



COPPE/UFRJ

**OTIMIZAÇÃO DA DOSE E DA IMAGEM RADIOGRÁFICA DIGITAL DE TÓRAX
USANDO MODELAGEM COMPUTACIONAL**

Samanda Cristine Arruda Correa

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Nuclear.

Orientadores: Ricardo Tadeu Lopes
Ademir Xavier da Silva

Rio de Janeiro
Maio de 2009

OTIMIZAÇÃO DA DOSE E DA IMAGEM RADIOGRÁFICA DIGITAL DE TÓRAX
USANDO MODELAGEM COMPUTACIONAL

Samanda Cristine Arruda Correa

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM CIENCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Aprovada por:

Prof. Ricardo Tadeu Lopes, D.Sc.

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.

Prof^a. Inaya Correa Barbosa Lima, D.Sc.

Prof. Joaquim Teixeira de Assis, D.Sc.

Prof. Delson Braz, D.Sc.

Prof. Walsan Wagner Pereira, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MAIO DE 2009

Correa, Samanda Cristine Arruda

Otimização da Dose e da Imagem Radiográfica Digital
de Tórax usando Modelagem Computacional/ Samanda
Cristine Arruda Correa. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE,
2009.

XXII, 165 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Ricardo Tadeu Lopes

Ademir Xavier da Silva

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de
Engenharia Nuclear, 2009.

Referencias Bibliográficas: p. 145-162.

1. Imagem digital. 2. MCNP. 3. Dose. I. Lopes,
Ricardo Tadeu *et al.* II. Universidade Federal do Rio de
Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III.
Título.

DEDICATÓRIA

Ao Senhor Grande DEUS, a Ele toda honra, glória, louvor e adoração.

Ao Senhor JESUS, por ter morrido na cruz para me dar vida, e vida em abundância.

Aos meus pais, Waldomiro e Rosa, com carinho e admiração.

A meu esposo Edmilson, com muito amor.

E a todos aqueles que direta e indiretamente contribuíram para que esta Tese pudesse ser concluída.

AGRADECIMENTOS

À Deus, por estar sempre ao meu lado, renovando as minhas forças.

À meu esposo Edmilson Monteiro de Souza, pela paciência, sabedoria, apoio incondicional e colaboração profissional.

Aos meus pais Waldomiro Correa Filho e Rosa Arruda Correa, pela sabedoria com que me educaram e por estarem presentes em todos os momentos da minha vida.

Às minhas irmãs, sobrinha, cunhados e sogros pelo apoio constante durante o curso de doutorado.

Aos orientadores Dr. Ricardo Tadeu Lopes e Dr. Ademir Xavier da Silva, pela orientação, disponibilidade, atenção, confiança e pela oportunidade de compartilhar seus conhecimentos.

Ao Programa de Engenharia Nuclear da COPPE/UFRJ, pela oportunidade de realização deste trabalho.

Ao CNPQ pelo suporte financeiro fundamental para realização do trabalho.

À todos os funcionários do Programa de Engenharia Nuclear, que sempre estiveram prontos a colaborar.

À amiga Deisemar H. Cassiano, pela ajuda na aquisição de dados experimentais.

Ao professor Dr. Richard Kramer da Universidade Federal de Pernambuco, pela autorização para utilização dos fantomas de voxel FAX e MAX.

Ao professor Dr. Hélio Yoriyaz do IPEN/CNEN, pelo auxílio na conversão dos fantomas de voxel FAX e MAX para o código MCNPX.

Ao professor Dr. Felix Mas Milian da Universidade Estadual de Santa Cruz, pelo auxílio na conversão dos fantomas de voxel FAX06 e MAX06 para o código MCNPX.

À todos os professores do Programa de Engenharia Nuclear da COPPE, por contribuírem para o meu crescimento profissional.

À todos os alunos do curso de Doutorado e Mestrado em Engenharia Nuclear, pela amizade e troca de conhecimento durante todo o curso de pós-graduação.

À todos os componentes da banca examinadora deste trabalho, por terem aceitado o convite para avaliar esta Tese.

E à todos aqueles que contribuíram para a conclusão deste trabalho.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

**OTIMIZAÇÃO DA DOSE E DA IMAGEM RADIOGRÁFICA DIGITAL DE TÓRAX
USANDO MODELAGEM COMPUTACIONAL**

Samanda Cristine Arruda Correa

Maio/2009

Orientadores: Ricardo Tadeu Lopes
Ademir Xavier da Silva

Programa: Engenharia Nuclear

O objetivo deste trabalho é utilizar o código de Monte Carlo MCNPX e fantomas de voxel para investigar como a dose e a qualidade da imagem em exames radiográficos digitais de tórax variam com a tensão aplicada ao tubo (70-150 kV), técnica de redução da radiação espalhada (grade e *gap* de ar) e sexo do paciente. A qualidade da imagem digital foi quantificada pelo cálculo da razão diferencial sinal ruído em anomalias inseridas em diferentes posições anatômicas. A dose efetiva foi calculada usando a ICRP60 e os riscos de incidência de câncer e mortalidade devido ao câncer, atribuídos aos exames digitais torácicos foram estimados através do BEIR VII. Os resultados obtidos neste trabalho mostram que a utilização de tensões mais baixas e da técnica de *gap* de ar provê um aumento na qualidade da imagem digital de tórax. Adicionalmente, os resultados também mostraram que a visualização de anomalias no tórax varia com o sexo do paciente.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

DOSE-IMAGE QUALITY OPTIMISATION IN DIGITAL CHEST RADIOGRAPHY
USING COMPUTER MODELING

Samanda Cristine Arruda Correa

May/2009

Advisors: Ricardo Tadeu Lopes
Ademir Xavier da Silva

Department: Nuclear Engineering

The purpose of this work is to use the Monte Carlo code MCNPX and the voxel phantoms to investigate how the dose and image quality in digital chest radiography vary with tube voltage (70-150 kV), anti-scatter method (grid and air gap) and gender of the patient. Image quality was quantified by calculating the signal-difference-to-noise ratio for pathological details at different locations in the anatomy. The effective dose was calculated by ICRP60 and the cancer incidence and mortality risks were estimated by BEIR VII. The results obtained in this work show that the air gap technique and lower tube voltages provide an increase in the digital image quality. Furthermore, this study has also shown that the detection of pathological details vary with the gender of the patient.

Sumário

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO	1
1.1 Objetivo	5
CAPÍTULO 2 – REVISÃO DA LITERATURA	6
2.1 Uso de Simuladores em Radiologia Diagnóstica	9
2.2 Uso do Método de Monte Carlo em Radiologia Diagnóstica	11
2.3 Códigos de Propósito Geral que utilizam o Método de Monte Carlo	15
2.3.1 EGS4	15
2.3.2 PENELOPE	16
2.3.3 GEANT	16
2.3.4 MCNP	17
2.3.4.1 O código MCNP	18
2.3.4.2 Simulação de Imagens com o código MCNPX	20
CAPÍTULO 3 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	23
3.1 Equipamentos de Raios X	23
3.1.1 Tubo de raios X	23
3.1.2 Gerador de alta tensão	25
3.2 Produção de Raios X	25
3.2.1 Espectros de raios X	26
3.2.2 Fatores que afetam a forma dos espectros de raios X	27
3.2.2.1 Tensão aplicada ao tubo de raios X	27
3.2.2.2 Ângulo de emissão dos raios X	28
3.2.2.3 Filtração total	29
3.2.2.4 Ripple	29
3.2.2.5 Radiação Extrafocal	30

3.3 Formação da Imagem Radiográfica	31
3.3.1 Detectores digital <i>Image Plate</i>	33
3.3.2 Imagem Radiográfica Digital	37
3.4 Qualidade da Imagem Radiográfica Digital	39
3.4.1 Contraste	39
3.4.1.1 Fatores que Afetam o Contraste	42
3.4.1.1.1 Radiação Espalhada	42
3.4.1.1.1.1 Métodos de Redução da Radiação Espalhada	43
3.4.1.1.1.2 Energia do Feixe de Radiação	44
3.4.1.2 Resolução Espacial	44
3.4.1.3 Nitidez da Imagem	45
3.4.1.3.1 Fatores que Afetam a Nitidez da Imagem	46
3.4.1.3.1.1 Distribuição da Intensidade do Feixe no Ponto Focal	46
3.4.1.3.1.2 Fatores Geométricos	46
3.4.1.3.1.3 Tamanho Finito do Ponto Focal	48
3.4.1.4 Ruído da Imagem	48
3.5 Conceitos Básicos de Dosimetria	51
3.5.1 Unidades de Medida das Radiações Ionizantes	51
3.5.2 Grandezas de Radioproteção	54
3.6 Coeficientes de Risco	56
3.6.1 Cálculo do Risco Atribuível ao Tempo de Vida (LAR)	57
3.6.2 Resultados Combinado dos Modelos ERR e EAR	58
3.6.3 Avaliação quantitativa da incerteza do Risco Atribuível ao Tempo de Vida	58
3.6.4 Estimativa de ERR e EAR	59
3.7 O Método de Monte Carlo	62
3.7.1 Simulações com MCNPX	63
3.7.2 Simulação de Ensaios Radiográficos com MCNPX	64
3.7.3 Detectores Pontuais (Comando F5)	65
3.7.4 Cálculo de Dose Absorvida com o MCNPX	66

CAPÍTULO 4 – MODELAGEM DO SISTEMA RADIOGRÁFICO	68
4.1 Modelagem do Sistema de Detecção	68
4.1.1 Produção do Arquivo de Entrada com a Função Radiografia	68
4.1.1.1 Curva de Sensibilidade do Detector	69
4.1.2 Consideração da Densidade de Fótons Incidentes no Detector ...	72
4.1.3 Calibração dos Pixels do Detector Simulado	73
4.1.4 Caracterização do Ruído do Sistema <i>Image Plate</i>	77
4.1.5 Inserção do Ruído de um Sistema <i>Image Plate</i> na Imagem Simulada	83
4.1.6 Pós-Processamento das Imagens Simuladas	83
4.2 Análise do Sistema de Detecção Modelado	86
4.2.1 Análise dos Valores de Pixels obtidos com o Sistema de Detecção Modelado	86
4.2.2 Análise de Imagens obtidas de um Corpo de Prova	91
4.3 Modelagem da Fonte de Raios X utilizada em Exames de Tórax	95
4.4 Modelagem do Aparato de Redução da Radiação Espalhada - Grade Antidifusora	96
4.5 Avaliação da Grade Antidifusora e da Fonte de raios X	97
CAPÍTULO 5 – CÁLCULO DA DOSE E ESTIMATIVA DO RISCO À SAÚDE DEVIDO A RADIOGRAFIA DE TÓRAX	101
5.1 Fantoma de Voxels Masculino e Feminino	101
5.1.1 Conversão do Arquivo de Imagem do Fantoma de Voxels MAX e FAX para um Arquivo de Entrada para o Código MCNPX	103
5.2 Cálculo da Dose Absorvida	103
5.2.1 Cálculo da Dose Absorvida na Pele	103
5.2.2 Cálculo da Dose Absorvida na Medula Óssea	104
5.2.3 Cálculo da Dose Absorvida na Superfície dos Ossos	107
5.3 Geometria de Irradiação	108
5.4 Normalização da Dose Absorvida e Cálculo da Dose Efetiva e do Risco associado à Exames de Tórax	109

5.5 Resultados	112
5.5.1 Dose Absorvida nos Órgãos e Tecidos	112
5.5.2 Dose Efetiva	127
CAPÍTULO 6 – SIMULAÇÃO DE IMAGENS RADIOGRÁFICAS DE TÓRAX UTILIZANDO FANTOMAS DE VOXEL	129
6.1 Fantoma de Voxels Masculino e Feminino	129
6.2 Avaliação da Qualidade da Imagem Radiográfica de Tórax	130
6.2.1 Inserção de Anomalias nos Tórax dos Fantomas de Voxel	130
6.2.2 Análise Quantitativa das Imagens	134
6.3 Geometria de Irradiação	134
6.4 Aquisição das Imagens Simuladas	134
6.5 Resultados	136
CAPÍTULO 7 – CONCLUSÕES	142
CAPÍTULO 8 – PERSPECTIVAS	144
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	145
APÊNDICE 1	163
APÊNDICE 2	165

Índice de Figuras

Figura 3-1. Diagrama do ânodo	24
Figura 3-2. Elementos básicos de um tubo de raios X [113]	25
Figura 3-3. Espectro de raios X para um equipamento convencional de raios X com alvo de tungstênio [115]	26
Figura 3-4. Espectros de raios X obtidos para um alvo de tungstênio para diferentes valores de tensão aplicada ao tubo [115]	27
Figura 3-5. Representação do ângulo de emissão de raios X. (a) Ângulo de emissão maior (b) ângulo de emissão menor	28
Figura 3-6. Efeito do ângulo do alvo do tubo de raios X sobre o espectro de emissão de raios X [115]	28
Figura 3-7. Espectros de raios X obtidos com 65 kVp, alvo de tungstênio, ângulo de ânodo de 16^0 , filtração total de 2,5 mm Al, 2,5 mm de Al mais 0,1mm de Érbio e 2,5 mm de Al mais 0.2 mm de Érbio [115]	29
Figura 3-8. Espectro de raios X obtidos com tensão de 80 kVp e alvo de tungstênio, para diferentes valores de “ripple” [115]	30
Figura 3-9. Representação da origem da radiação extrafocal durante a exposição [113]	31
Figura 3-10. Curva característica de um detector de imagem filme-écran	32
Figura 3-11. Curva característica de um detector digital <i>image plate</i>	33

Figura 3-12. Ilustração dos processos físicos envolvidos na formação da imagem nos detectores <i>image plate</i>	34
Figura 3-13. Esquema de funcionamento de um escâner	35
Figura 3-14. Elementos básicos de uma fotomultiplicadora	36
Figura 3-15. Pixels da Imagem Digital	37
Figura 3-16. Imagem radiográfica digital	38
Figura 3-17. Valores de pixel e os tons de cinza	38
Figura 3-18. Intensidade relativa do feixe de raios X após atravessar o paciente	40
Figura 3-19. Estágios de formação do contraste da imagem	41
Figura 3-20. Variação do número de bits de cada pixel para uma mesma imagem. Observe a perda de visualização de diversas estruturas no tórax	41
Figura 3-21. Contraste obtido sem e com radiação espalhada, respectivamente	42
Figura 3-22. Comportamento do contraste da imagem em função da radiação espalhada	42
Figura 3-23. Eliminação da radiação espalhada através da grade antidifusora	43
Figura 3-24. Técnica de <i>gap</i> de ar	43
Figura 3-25. Escala de Degraus de Tecido adiposo com cilindros de alumínio inseridos	44
Figura 3-26. Imagem com resolução de 6 p.p.m ou d.p.m	45

Figura 3-27. Representação de um individual ponto do corpo de prova na imagem	45
Figura 3-28. Perda da nitidez da imagem devido a distribuição de intensidade do feixe no ponto focal	46
Figura 3-29. Ampliação da imagem em função de distâncias foco-filme diferentes	47
Figura 3-30. Ampliação da imagem em função de distâncias foco-objeto diferentes	47
Figura 3-31. Distorção de uma imagem causada pelo não alinhamento do eixo central do feixe com o objeto	47
Figura 3-32. Perda de nitidez devido ao tamanho focal	48
Figura 3-33. Imagens obtidas com baixo e alto nível de ruído	49
Figura 3-34. Forma aleatória que os fôtons são distribuídos durante a formação da imagem	49
Figura 3-35. Corpo de prova	50
Figura 3-36. Representação da história de um nêutron incidente em uma placa de material físsil	62
Figura 3-37. Representação do cálculo da energia depositada pelo comando *F8 do MCNPX	67
Figura 4-1. Geometria de irradiação modelada para obtenção da resposta em energia do material sensível BaFBr do detector	70

Figura 4-2. Função resposta do material sensível BaFBr. Os valores obtidos foram normalizados pela fluência de fótons emitidos pela fonte	71
Figura 4-3. Em (a) arranjo experimental utilizado para obtenção das imagens com a placa de alumínio, e em (b) arranjo experimental utilizado para obtenção dos valores de kerma no ar incidente no detector	75
Figura 4-4. Valores das médias aritméticas dos pixels do detector simulado em função dos valores das médias aritméticas dos pixels do detector real. Dados obtidos para diferentes valores de kerma no ar incidente no detector	77
Figura 4-5. Ruído quântico e ruído total em função do kerma no ar incidente no detector de imagem BaFBr. Em (a) ruídos para faixa de kerma no ar de 1 à 25 μGy , e (b) ruídos para faixa de kerma no ar de 25 à 100 μGy . Dados obtidos através de imagens experimentais de um objeto de composição homogêneo e espessura constante	80
Figura 4-6. Fator multiplicativo α em função do kerma no ar incidente no detector. Em (a) fator multiplicativo para faixa de kerma no ar de 1 à 25 μGy , e (b) fator multiplicativo para faixa de kerma no ar de 25 à 100 μGy	81
Figura 4-7. Fluxograma do programa de pós-processamento dos dados obtidos na modelagem de imagens radiográficas com o código MCNPX	84
Figura 4-8. Interface do programa de pós-processamento de imagens simuladas	85
Figura 4-9. Corpo de prova. Em (a) visão lateral, e em (b) visão frontal	91
Figura 4-10. Imagens do corpo de prova com 70 kV. Em (a) imagem experimental, (b) perfil da imagem experimental, (c) histograma da imagem experimental, (d) imagem simulada, (e) perfil da imagem simulada, (c) histograma da imagem simulada	92

Figura 4-11. Imagens do corpo de prova com 80 kV. Em (a) imagem experimental, (b) perfil da imagem experimental, (c) histograma da imagem experimental, (d) imagem simulada, (e) perfil da imagem simulada, (c) histograma da imagem simulada	93
Figura 4-12. Imagens do corpo de prova com 90 kV. Em (a) imagem experimental, (b) perfil da imagem experimental, (c) histograma da imagem experimental, (d) imagem simulada, (e) perfil da imagem simulada, (c) histograma da imagem simulada	93
Figura 4-13. Fonte de raios X modelada	95
Figura 4-14. Grade antidifusora linear. Em (a) posicionamento das lâminas radiopacas, e em (b) processo de absorção da radiação espalhada e transmissão da radiação não atenuada	96
Figura 4-15. Função resposta do material sensível $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$. Os valores obtidos foram normalizados pela fluência de fótons emitidos pela fonte	99
Figura 5-1. Fantomas MAX e FAX. Visão frontal ilustrando o esqueleto [23]	102
Figura 5-2. Geometria de irradiação. Em (a) utilizando técnica de grade, e em (b) utilizando <i>gap</i> de ar	109
Figura 5-3. Posicionamento dos detectores pontuais F5. Em (a) visão frontal, (b) visão lateral, técnica de grade, e em (c) visão lateral técnica de <i>gap</i> de ar	111

Figura 5-4. Distribuição visual da dose absorvida nos fantomas FAX e MAX. 116

Em (a) dose no fantoma FAX com tensão de 70 kV, (b) dose no fantoma FAX com tensão de 100 kV, e (c) dose no fantoma FAX com tensão de 130 kV, (d) dose no fantoma MAX com tensão de 70 kV, (e) dose no fantoma MAX com tensão de 100 kV, e (f) dose no fantoma MAX com tensão de 130 kV. A distribuição da dose absorvida nos fantomas foram visualizadas através da utilização do comando MESH do MCNPX [107]. As imagens foram obtidas utilizando o programa em Labview construído neste trabalho e o software MatLab

Figuras 5-5. Valores de doses absorvida para órgãos radiosensíveis obtidas com 118 a técnica de grade

Figuras 5-6. Valores de doses absorvida para órgãos radiosensíveis obtidas com 119 a técnica de *gap* de ar

Figura 5-7. Visualização do cólon e do fígado dos fantomas FAX (parte 120 superior) e MAX (parte inferior). Imagens obtidas com o software Moritz [150] para vários cortes

Figura 5-8. Gráficos (a) e (b) mostram os valores de dose efetiva obtidos neste 128 trabalho com os fantomas FAX e MAX usando as técnicas de grade e *gap* de ar, respectivamente. Gráficos (c) e (d) mostram os valores de dose efetiva obtidos por ULLMAN *et al.* [21] com fantoma masculino Zubal with diferentes espessuras. Os símbolos ‘□’, ‘+’ e ‘×’ são usados para representar espessuras de 20, 24 and 28 cm. Os valores de dose efetiva foram obtidos em (c) usando grade com razão 12 e densidade de 40 linhas/cm, e em (d) usando *gap* de ar com espaçamento de 40 cm. A distância foco-detector usada para técnica de grade foi de 180 cm e para técnica de *gap* de ar de 300 cm

Figura 6-1. Tórax dos Fantomas de voxel. Em (a) FAX06, e em (b) MAX06. 130 Visualização feita através do software Moritz [150]

Figura 6-2. Visualização das anomalias inseridas no fantoma de voxel FAX06. 131
Visualização feita através do software Moritz [150]

Figura 6-3. Visualização das anomalias inseridas no fantoma de voxel MAX06. 132
Visualização feita através do software Moritz [150]

Figura 6-4. Visualização frontal (a) e lateral (b) das anomalias inseridas na 133
região apical do tórax do fantoma MAX06. Visualização feita através do
software Moritz [150]

Figura 6-5. Imagens simuladas do tórax dos fantomas (a) FAX06 e (b) MAX06 135

Figura 6-6. SNRd e FOM em função da tensão para os fantomas MAX06 e 136
FAX06 utilizando a técnica de grade. Em (a) SNRd na região central pulmonar,
(b) FOM na região central pulmonar, (c) SNRd na região retrocardíaca, (d) FOM
na região retrocardíaca, (e) SNRd na região apical, e (f) FOM na região apical

Figura 6-7. SNRd e FOM em função da tensão para os fantomas MAX06 e 137
FAX06 utilizando a técnica de *gap* de ar. Em (a) SNRd na região central
pulmonar, (b) FOM na região central pulmonar, (c) SNRd na região
retrocardíaca, (d) FOM na região retrocardíaca, (e) SNRd na região apical, e (f)
FOM na região apical

Figura 6-8. FOM em função da tensão para as técnicas de grade e *gap* de ar. Em 139
(a) FOM na região central pulmonar com o fantoma FAX06, (b) FOM na região
central pulmonar com o fantoma MAX06, (c) FOM na região retrocardíaca com
o fantoma FAX06, (d) FOM na região retrocardíaca com o fantoma MAX06, (e)
FOM na região apical com o fantoma FAX06, e (f) FOM na região apical com o
fantoma MAX06

Figura 6-9. Visualização da distribuição dos órgãos nos tórax dos fantomas 141
FAX06 (a) e MAX06 (b). Corte no plano sagital mediano. Visualização feita
através do software Moritz [150]

Índice de Tabelas

Tabela 3-1: Valores dos fatores de peso da radiação w_R [129]	55
Tabela 3-2: Fatores de peso para órgãos e tecidos específicos para o cálculo de dose efetiva [126]	56
Tabela 3-3: Valores de parâmetros usados nos modelos de risco ERR e EAR no BEIR VII [130]. Estes parâmetros são os mais recomendados pelo BEIR VII, embora sejam descritos outros no documento	61
Tabela 3-4: Valores de parâmetros usados nos modelos de risco ERR e EAR no BEIR VII [130] para cálculo dos riscos de incidência e mortalidade devido a todos os tipos de câncer sólido	61
Tabela 3-5: Guia para interpretação do erro relativo R [107]	64
Tabela 4-1: Descrição dos equipamentos utilizados na obtenção das imagens experimentais da placa de alumínio para calibrar os valores de pixels do detector simulado	74
Tabela 4-2: Parâmetros considerados no cálculo da incerteza do kerma no ar medidos com a câmara de ionização	75
Tabela 4-3: Comparação entre os valores dos pixels obtidos através das imagens experimentais e das imagens simuladas para as placas de poliestireno	87
Tabela 4.4: Comparação entre os valores dos pixels obtidos através das imagens experimentais e das imagens simuladas para as placas de alumínio	87

Tabela 4-5: Comparação entre os valores dos pixels obtidos através das imagens experimentais e das imagens simuladas variando a técnica radiográfica empregada	89
Tabela 4-6: Comparação entre os valores dos pixels obtidos através das imagens experimentais e das imagens simuladas variando a técnica radiográfica empregada	90
Tabela 4-7: Razão diferencial sinal ruído obtidas para as imagens simuladas e experimentais	94
Tabela 4-8: Especificação da grade antidifusora modelada	97
Tabela 4-9: Comparação entre a performance da grade linear focada obtida através da simulação e obtida experimentalmente por CHAN <i>et al.</i> [141]	100
Tabela 5-1: Percentagem de frações de massas de RBM para os fantomas MAX e FAX [22, 23]	106
Tabela 5-2: Dose absorvida em projeção PA usando técnica de grade antidifusora	113
Tabela 5-3: Dose absorvida em projeção PA usando técnica de <i>gap</i> de ar	114
Tabela 5-4: Riscos de incidência de câncer associadas às exposições realizadas com grade antidifusora	123
Tabela 5-5: Riscos de incidência de câncer associadas às exposições realizadas com <i>gap</i> de ar	124
Tabela 5-6: Riscos de mortalidade devido ao câncer associadas às exposições realizadas com grade antidifusora	125

Tabela 5-7: Riscos de mortalidade devido ao câncer associadas às exposições realizadas com *gap* de ar 126

Tabela 5-8: Dose efetiva em função da tensão para diferentes técnicas de redução de radiação espelhada 127

Tabela 6-1: Especificações das anomalias inseridas nos tórax dos fantomas FAX06 e MAX06 131

Tabela 6-2: Número de voxels utilizados para representação de algumas estruturas importantes do tórax dos fantomas FAX06 e MAX06 140

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

As infecções respiratórias são enfermidades de alta incidência em todo mundo e responsáveis por um número grande de atendimentos na área da saúde e de mortes, além de gastos importantes para a sociedade e o Governo. Segundo a Organização Mundial de Saúde, as infecções respiratórias estão incluídas entre as dez mais freqüentes causas de morte devido à doença em todo mundo [1]. Outra doença que tem sido reconhecida como uma emergência global desde 1993 pela Organização Mundial de Saúde é a tuberculose [2]. Estima-se que um terço da população mundial esteja infectada pelo bacilo da tuberculose e com risco de desenvolvimento da doença [2]. O relatório anual da Organização Mundial de Saúde publicado em 2004 coloca o Brasil na 15^º posição mundial no ranking dos 22 países com maior número de casos estimados de tuberculose [3]. Segundo o Ministério da Saúde do Brasil, foram notificados entre 1998 e 2000, em média, 96.000 casos de tuberculose a cada ano, apontando uma taxa de incidência de 55,5 casos por 100.000 habitantes [3]. O câncer de pulmão também se apresenta como uma doença em ascensão no Brasil. O número de novos casos de câncer de pulmão estimados para o Brasil no ano de 2008, foi de 17.810 nos homens e de 9.460 nas mulheres. Estes valores correspondem a um risco estimado de 19 novos casos a cada 100.000 homens e 10 para cada 100.000 mulheres [4]. Mundialmente, o câncer de pulmão já é considerado o tipo de câncer mais comum na população [4].

O diagnóstico e o acompanhamento da evolução das doenças supra-mencionadas bem como de diversas cardiopatias e doenças crônico-degenerativas são realizados através do exame radiográfico de tórax [5]. Devido ao grande número de doenças do tórax, o exame radiográfico torácico é uma das ferramentas mais freqüentes na prática médica, representando de 30% a 50% da totalidade dos estudos radiográficos realizados. A incidência radiológica na projeção geométrica pôstero-anterior (PA) é a mais freqüentemente usada neste tipo de exame, sendo uma rotina na avaliação radiológica do tórax, porque permite estudar a área cardíaca, pulmões, diafragma e mediastino.

O exame radiográfico é um método confiável e de pouca complexidade técnica. Ele apresenta uma imagem cuja distribuição de tons de cinza está relacionada com as densidades das estruturas anatômicas de interesse, permitindo a visualização dos tecidos ósseos e tecidos moles. No caso da radiografia de tórax, um dos maiores desafios é o grande intervalo de atenuação da radiação decorrente dos diversos tecidos existentes na região de interesse. Como exemplo, podemos citar os pulmões, que atenuam pouco a radiação e a coluna vertebral, bastante radiopaca. A distribuição de tons de cinza da imagem radiográfica depende, além das características anatômicas do paciente, dos parâmetros de operação do sistema e das características do detector de registro de imagem.

Os detectores de registro de imagem geralmente são descritos por parâmetros físicos que caracterizam vários aspectos do seu desempenho. Eles incluem medidas de contraste da imagem entre diversos tecidos, bem como resolução espacial do sistema e da qualidade e natureza do ruído da imagem. Uma medida de desempenho do sistema, baseada na qualidade da imagem para o propósito com que foi realizada, deverá incluir a avaliação de parâmetros físicos e da visualização das estruturas de interesse em um fundo de imagem de tecidos superpostos. Esta última avaliação engloba a estimativa do grau de informação fornecida pelo detector de imagem e da percepção desta informação pelo radiologista [6].

Uma das responsabilidades do especialista em qualidade no radiodiagnóstico é solucionar os problemas decorrentes da utilização de sistemas radiográficos diagnósticos, definindo os parâmetros ótimos de operação das diversas partes do sistema. Técnicas inadequadas referentes aos parâmetros de operação do equipamento de raios X e sistema de imagem têm influência direta na qualidade da informação diagnóstica e na dose recebida pelo paciente.

A otimização da qualidade da imagem radiográfica e da dose no paciente são recomendadas pela *International Commission on Radiation Protection* (ICRP) [7]. Entretanto, tal otimização requer, primeiro, uma estimativa da qualidade da imagem necessária para realizar o diagnóstico e, segundo, métodos de investigação de todos os possíveis meios de alcançar esta qualidade de imagem sem desconsiderar a dose de radiação no paciente.

Para estimar a qualidade da imagem útil para o diagnóstico médico, a Comunidade Européia [8] estabeleceu diretrizes para a radiografia convencional, visando à proteção dos pacientes e a otimização das doses de radiação. Foram propostos critérios

anatômicos para imagem, critérios para obtenção de detalhes importantes, critérios para dose de radiação para o paciente e a recomendação de técnicas radiográficas otimizadas. Embora a radiografia convencional (filme-écran) ainda seja amplamente utilizada nos serviços de radiologia diagnóstica, esta vem sendo substituída pela radiografia digital onde detectores digitais têm sido empregados. O sistema de radiografia digital, ao contrário do sistema filme-écran, não é limitado pelo *range* dinâmico. Por usar processamento digital o fator de realce de contraste pode ser mudado e assim objetos de baixo contraste não visíveis em filmes fotográficos podem ser visualizados na imagem digital. Conseqüentemente, o nível de densidade ótica não é crítico em sistemas digitais, diferente dos sistemas filme-écran, e a qualidade da imagem é determinada pelo sinal e pelo ruído do sistema de aquisição da imagem [9]. Além disso, os detectores digitais se diferem dos convencionais (filmes) em sua composição. Os filmes digitais (*image plate*), por exemplo, são compostos basicamente por Fluoreto de Bário (BaF) com um pico de fluorescência da camada k em torno de 40 keV, abaixo do pico de fluorescência k de 50 keV dos sistemas filme-écran [10]. Como as propriedades dos dois sistemas de detecção de imagem diferem consideravelmente, existe a necessidade de novos estudos de otimização da qualidade da imagem e da dose recebida pelo paciente empregando sistemas digitais de imagem.

A investigação dos possíveis meios de alcançar uma imagem ótima minimizando a dose recebida pelo paciente não é uma tarefa simples. É difícil predizer o resultado de mudanças no sistema de imagem na dose e, particularmente, na qualidade da imagem. Segundo WINSLOW *et al.* [11] esta dificuldade existe principalmente devido a quatro razões:

- (1) ao sistema radiográfico conter um grande número de variáveis associadas ao feixe de raios X, à anatomia do paciente, às técnicas de redução da radiação espalhada, e ao sistema de aquisição da imagem;
- (2) aos exames radiográficos retratarem em uma mesma imagem diversas partes do corpo com diferentes características;
- (3) a impossibilidade de obtenção direta da dose absorvida nos órgãos do paciente durante a realização do exame;
- (4) a difícil percepção de detalhes e variações de estruturas anatômicas que precisam ser relacionadas ao desempenho do radiologista.

Graças ao desenvolvimento das técnicas computacionais no estudo do transporte das radiações na matéria, à viabilidade dos códigos computacionais e ao avanço da tecnologia empregada nos computadores nos últimos anos, a modelagem computacional em conjunto com os fantomas de voxels tem sido útil para estudar a otimização da qualidade da imagem e da dose no paciente [11-21]. A modelagem computacional permite avaliar os fatores que influenciam o desempenho de um sistema operacional sem as restrições impostas pelo procedimento experimental e sem causar exposições radiológicas.

Alguns trabalhos têm sido publicados utilizando a modelagem computacional e os fantomas de voxels para estudar a otimização da imagem e da dose no paciente na radiologia convencional, e nos últimos anos, trabalhos abordando sistemas digitais também têm sido encontrados na literatura [19-21]. Entretanto, embora existam trabalhos utilizando a modelagem computacional para tais otimizações, todos negligenciam as variações quanto ao sexo do paciente, utilizando fantomas masculinos ou hermafroditas. Considerando que a distribuição da radiação ionizante depende das características do indivíduo exposto e que a estrutura e tamanho do corpo humano variam consideravelmente em função do sexo, estudos da otimização da qualidade da imagem e da dose no paciente devem ser realizados considerando não somente as especificações da anatomia masculina, mas também da anatomia feminina.

Visando viabilizar fantomas de voxel de ambos o sexo, KRAMER *et al.* [22, 23] construiu em 2003 e 2004 os fantomas masculino MAX (Male Adult voxXel) e feminino FAX (Female Adult voxXel). O fantoma MAX foi desenvolvido baseado em dados publicados por Zubal disponível na website da Universidade de Yale, e o fantoma FAX foi desenvolvido a partir de imagens CT de pacientes femininos. Estes fantomas possuem os órgãos e tecidos ajustados para corresponder as especificações anatômicas do homem adulto e da mulher adulta de referência da ICRP 89 de 2003 [24].

1.1 Objetivo

A partir do que foi abordado, o objetivo principal deste trabalho é utilizar a modelagem computacional para estudar a otimização da dose e da imagem radiográfica digital obtida com detectores *image plate* em exames de tórax para pacientes do sexo feminino e masculino. Este estudo será realizado utilizando o código de Monte Carlo MCNPX versão 2.5.0, que possui funções específicas para simulação de imagens. Os pacientes do sexo feminino e masculino serão representados através dos fantomas de voxels FAX [22] e MAX [23], respectivamente.

A fim de alcançar o objetivo principal, estabeleceram-se as seguintes metas:

- A primeira consiste na modelagem de todo sistema radiográfico com o código MCNPX: detector digital *image plate*, fonte de raios X e aparatos de redução da radiação espalhada;
- A segunda meta consiste no estudo da dose recebida por pacientes do sexo feminino e masculino e do risco à saúde dos mesmos em exames radiográficos de tórax, em função da energia do feixe de radiação e de aparatos de redução da radiação espalhada;
- A terceira meta consiste na avaliação da qualidade da imagem de tórax obtida com detectores *image plate* para pacientes do sexo feminino e masculino, em função da energia do feixe de radiação e de aparatos de redução da radiação espalhada.

Capítulo 2

REVISÃO DA LITERATURA

MANSSON [25] levantou o argumento de que, quando uma nova técnica em imagem médica é introduzida no uso clínico em um hospital, isto freqüentemente é feito sem um conhecimento rigoroso dos benefícios e das dificuldades inerentes a esta nova técnica. Ele apresentou a seguinte questão: como saber exatamente se um método baseado em uma tecnologia nova irá resultar em uma melhoria nos diagnósticos? A resposta é, quase sempre, complexa porque se por um lado, é muito fácil ficar impressionado com uma nova tecnologia, por outro, torna-se difícil determinar se esta nova tecnologia vale o dinheiro e o esforço necessários para adquiri-la. Além disso, quando se tenta avaliar uma nova técnica de imagem, normalmente se faz isso tomando a técnica antiga como o padrão.

Em geral, quando se compara imagens de técnicas diferentes, simplesmente se estabelece a imagem de preferência. Neste processo, quase sempre, interrompe-se neste ponto o questionamento sobre a qualidade da imagem, não se prosseguindo a investigação e correndo-se o risco de não se obter da nova técnica todas as vantagens que ela possui sobre a técnica antiga. Esta tomada de decisão sobre a qualidade, tendo como base a simples preferência, tem um agravante que é o fato de que ela é puramente subjetiva e favorece, na maioria das vezes, as características fotográficas da imagem em detrimento das informações da anatomia do paciente e dos achados patológicos. Uma imagem que, a primeira vista, parece melhor, quando analisada segundo critérios anatômicos e patológicos, acaba por se mostrar de qualidade igual ou inferior àquela com que está sendo comparada. Diversos autores têm mostrado em seus trabalhos que a avaliação da qualidade da imagem médica é uma tarefa mais complexa do que imaginam os profissionais da radiologia [25].

Existem ainda questionamentos de qual seria o diagnóstico correto e como poderia ser mostrado que uma nova técnica radiográfica tem realmente um melhor desempenho que a antiga. Considerando, também, que esta pode apresentar imagens pouco familiares aos

radiologistas, deixando-os inseguros sobre os diagnósticos e com isso desencorajando-os a utilizá-la [25].

Tendo em vista as indagações apresentadas constata-se que quando se avalia imagens de um novo padrão radiográfico ou de um padrão pouco comum, a impressão geral do radiologista da imagem como um todo é de valor extremamente limitado. É preciso que se utilize um método mais elaborado, e não apenas comparar pura e simplesmente a aparência geral da imagem.

METZ [26], KUNDEL [27] e FIETE *et al.* [28], estabeleceram que uma das premissas de partida para a decisão sobre o método de avaliação de imagens a ser utilizado em seus estudos deveria ser que tal método tivesse uma relação, mesmo que pequena, com o ponto de vista do radiologista sobre a qualidade de uma boa imagem. Isto significa que, uma imagem deve possuir qualidade de modo que o radiologista possa:

- (i) distinguir entre os vários estados de saúde ou doença;
- (ii) relatar com precisão os aspectos ou estruturas relevantes para o diagnóstico;
- (iii) classificar com precisão os diferentes tipos de anormalidades; ou
- (iv) detectar de modo visualmente preciso as estruturas na imagem.

Um método que tem sido desenvolvido para avaliação da qualidade da imagem em radiologia é a “Análise de Gradação Visual” (AGV). Este método permite a quantificação de opiniões subjetivas, tornando-as passíveis de análise estatística [29]. A Análise da Gradação Visual (AGV), com ou sem imagem de referência, é o método de eleição onde se avalia a qualidade da imagem por meio das estruturas anatômicas nas imagens clínicas. Os critérios anatômicos são utilizados com o objetivo de estabelecer marcas anatômicas pré-definidas como critérios de avaliação. VUCICH *et al.* [30] descreveram o uso de critérios anatômicos para a imagem do tórax específicos para cada projeção em um estudo de otimização da radiografia de tórax. Posteriormente, este método foi utilizado por FEARON *et al.* [31] em um estudo comparativo das respostas de diferentes sistemas de registro da imagem com telas fluorescentes de terras raras.

Em consequência de uma série de projetos de pesquisa e de levantamentos de qualidade de imagens, a Comissão das Comunidades Européias (CEC) publicou em 1996 [8] as “Diretrizes Européias para os Critérios de Qualidade das Imagens em Radiologia Diagnóstica”. Logo em seguida, foram publicados os critérios de qualidade para outros tipos de procedimentos radiográficos: mamografia [32], tomografia computadorizada

[33] e radiologia pediátrica [34]. Nos diversos tipos de procedimentos, a abordagem é ligeiramente diferente, porém, em geral, a qualidade radiográfica é avaliada por meio da visualização de estruturas anatômicas na imagem. Os critérios da CEC, como ficaram conhecidos, para radiografias de tórax e de coluna lombar foram avaliados em um projeto de estudo. Resultados preliminares relativos à imagem de tórax foram apresentados junto com uma proposta de tentativa de refinamento dos critérios utilizados no estudo [35]. Finalmente, os critérios, na sua forma revisada, foram utilizados junto com a Análise de Gradação Visual em um estudo da avaliação da qualidade da imagem em três sistemas digitais de cópias de imagens radiográficas em impressoras [36, 37, 38].

Outro método usado na avaliação da qualidade da imagem é o *Receiver Operating Characteristic* (ROC), originário da teoria de detecção do sinal, onde descreve a detecção de sinais de baixo contraste em um *background* de ruído. A aplicabilidade clínica deste método consiste na detecção e análise de tecidos anormais em um fundo superposto de tecidos saudáveis [26, 39]. Este método permite a quantificação da análise subjetiva da imagem e a utilização de ferramentas estatísticas. A análise ROC é bastante útil na área radiológica por permitir a avaliação de um único sistema de imagem, a comparação da eficácia de dois ou mais sistemas de imagem diagnóstica, ou a avaliação do desempenho do radiologista. Este método foi introduzido na área médica para avaliação de decisão por Lusted na década de 60 [40, 41]. Desde então, a análise ROC tem sido refinada e sua importância na radiologia tem aumentado. Atualmente esta análise é a principal metodologia para avaliação da qualidade da imagem, especialmente quando a avaliação de tecnologias de imagem e/ou a avaliação do desempenho de radiologistas estão envolvidas. A importância do método pode ser vista através da literatura onde existe uma extensiva quantidade de trabalhos nos quais a metodologia ROC é utilizada para este propósito [42-55]. Inclusive, a ICRU 54 intitulada “*Medical imaging: the assessment of image quality*” tem recomendado a metodologia ROC para avaliação da qualidade da imagem diagnóstica [56].

2.1 Uso de Simuladores em Radiologia Diagnóstica

A qualidade da imagem pode ser estimada subjetivamente pela inspeção direta da imagem clínica, ou por processos quantitativos usando objetos testes inseridos em simuladores. As primeiras medições usando simuladores incorporando objetos testes foram realizadas por BURGER [57], seguidos por Hay, Davison e Dummling na década de 60, como mencionado por HENSHAW [58].

DAVIS e TONGE [59], em 1974, construíram um simulador mamográfico das estruturas constituintes de uma mama para avaliar a qualidade da imagem além do desempenho do observador na interpretação dos resultados.

Em 1977, Masterson confeccionou um simulador em forma de “D” de resina-epoxi tendo como base uma mama média e lipossubstituída contendo uma grande secção de tecido mamário preservado. Esse espécime incluía tecido adiposo, tecido glandular, nódulos e microcalcificações. Este simulador teve como aplicação assegurar a qualidade da imagem e da dose dos pacientes de mamografia [60].

PEARCE *et al.* [61], em 1979, criaram um simulador antropomórfico com um esqueleto artificial, pulmões de animais além de mediastino e cavidades pleurais anatomicamente reais inseridos num torso adulto e masculino. Desta forma, certas patologias puderam ser simuladas. Este simulador, tinha finalidade de avaliar a qualidade da imagem em procedimentos diagnósticos.

Concomitantemente, GRIFFITH *et al.* [62], em 1979, construíram um simulador antropomórfico representado por um torso adulto contendo uma caixa torácica de poliuretano, pulmões artificiais removíveis, fígado, coração.

Em 1984, CONWAY *et al.* [63] desenvolveram no “*Center for Devices and Radiological Health*” (CDRH), um simulador baseado em placas de acrílico e folhas de alumínio. Ele foi chamado de LucAl e servia para estimar as doses absorvidas em pacientes submetidos a radiografia de tórax com controle automático de exposição. Ele simulava a interação da radiação primária e a produção da radiação secundária quando um feixe de raios X interage com um paciente adulto.

Em 1986, CONSTANTINOU *et al.* [64] construíram um simulador de imagem, para avaliação de desempenho do controle automático de exposição em radiografias de tórax. Ele tinha a resina-epóxi como material substituto do tecido mole e possuía objetos que simulavam calcificações, tumores, vértebras e ossos além de objetos para a determinação do fator de ampliação da imagem.

Paralelamente (também em 1986), o “*American College of Radiology*” (ACR) apresentou um simulador mamográfico de blocos de acrílico com espaços preenchidos com cera, onde foram dispostos objetos de teste designados a simular microcalcificações, fibras e tumores. Esse simulador é aplicado na avaliação de toda cadeia de obtenção de imagens. É também usado para representar a espessura média de uma mama para determinação da dose absorvida e o desempenho do controle automático de exposição [65].

LIU *et al.* [66], em 1987, produziram um simulador antropomórfico sólido, representando um adulto chinês que possuía um esqueleto natural e órgãos internos como o coração, pulmões e intestinos. Foi usado para dosimetria experimental de Radioterapia, Radiodiagnóstico, e Proteção Radiológica.

Em 1990, o “*Center for Devices and Radiological Health*” (CDRH) preparou um simulador constituído de blocos de acrílico e alumínio. O arranjo permitiu representar a região da coluna com as partes moles. Este simulador foi usado para avaliar exposição do paciente, bem como o desempenho do controle automático de exposição das radiografias de abdômen [67].

Com a preocupação da avaliação qualitativa das radiografias de tórax em relação à definição da imagem, isto é, visualização de estruturas cada vez menores, foi surgindo simuladores capazes de avaliar as técnicas e os equipamentos usados na obtenção dessas imagens. Assim, em 1977, CHRISTENSEN *et al.* [68] confeccionaram um simulador em módulos, montado como uma torre, adequando cada componente anatômico de acordo com sua localização espacial. Foram acondicionadas costelas anteriores e posteriores embebidas em parafina, no 2º e no penúltimo compartimento. Os pulmões inflados de um cão, com suas artérias injetadas com borracha de silicone, simulavam a vascularização real. No compartimento mais central foram introduzidas esferas de cera de abelha de 4, 5 e 6 mm de diâmetro, simulando nódulos pulmonares. O coração, por sua vez, foi acondicionado no topo da torre. Para avaliar a radiação espalhada, foram realizadas medidas com o simulador antropomórfico Alderson Rando e comparadas com o simulador criado. A técnica utilizada foi baseada numa técnica de alta kilovoltagem para detecção de nódulos pulmonares.

Já em 1993, LEITZ *et al.* [69] procurando adequar a qualidade das radiografias de tórax e a redução das doses, construíram um simulador capaz de avaliar os parâmetros técnicos da exposição e de fornecer suporte na obtenção de imagens de alta qualidade em termos de definição e contraste. O simulador era dotado de objetos de teste

compatíveis com as estruturas anatômicas e patológicas. Objetos como fios de nylón, fibra de vidro, esferas em acrílico e discos de chumbo foram acondicionados em locais estratégicos. Vários serviços na Suécia foram submetidos a uma avaliação com este simulador. Dos testes, foram obtidos resultados que, quando comparados com as recomendações feitas pela Comunidade Européia, apresentavam diferenças bastante significativas em termos de imagem e, principalmente, na redução de doses. Apesar do trabalho ter obtido vantagens, o desempenho do sistema de registro da imagem não foi avaliado nem o processamento (fator relevante) na obtenção da imagem.

CHOTAS *et al.* [70] em 1997, construíram um simulador físico, para imagem digital, feito de acrílico e folhas de cobre e alumínio. O objetivo desse simulador foi avaliar quantitativamente a densidade ótica, o contraste e a resolução espacial. O coração e o abdômen foram confeccionados com uma folha de 0,5 mm de cobre. Na área em volta dos pulmões também foi colocada uma folha de 0,5 mm de cobre, e, para as costelas e a coluna, foi utilizado uma folha de alumínio de 6 mm de espessura. As folhas metálicas para a simulação do coração, do abdômen, das costelas e da coluna foram acondicionadas entre pares de folhas de acrílico e alumínio. Além disso, foram incluídos um padrão de barras com 2,3; 2,4; 2,5; 2,6; 2,7; 2,8; 3,0; 4,0 e 5,0 pares de linha por mm com a função de avaliar a resolução espacial. Foram colocados também discos de cobre de diâmetro de 0,5; 1,0; 3,0; 4,5 e 6,0 mm para a avaliação do contraste. Neste caso, o simulador utilizado permite analisar a estabilidade para obtenção das imagens clínicas, mas não permite medir quantitativamente a qualidade da imagem, caso haja alterações sutis no desempenho do sistema de produção da imagem.

2.2 Uso do Método de Monte Carlo em Radiologia Diagnóstica

Os simuladores em radiodiagnóstico têm sido amplamente utilizados. Entretanto, estudos prévios [35] têm questionado a habilidade destes em predizer a qualidade da imagem a partir de alterações nos parâmetros físicos. Esta limitação pode ser relacionada aos vários parâmetros de operação do sistema de imagem que estão envolvidos no processo de aquisição da mesma e da dificuldade de controlá-los. Sendo assim, é difícil predizer o resultado de uma mudança no sistema de imagem na qualidade da imagem. Por esta razão se tornou importante estabelecer um método para estabelecer esta ligação. O método de Monte Carlo devido a sua versatilidade têm sido utilizado para estabelecer tal ligação [14].

O método de Monte Carlo é amplamente usado para resolver problemas que envolvem processos estatísticos e é muito útil na Física Médica devido à natureza estocástica da emissão da radiação, transporte e processos de detecção. O método é de fundamental importância para problemas complexos que não podem ser modelados por códigos computacionais usando métodos determinísticos ou quando medições experimentais se tornam impraticáveis [71]. O método de Monte Carlo, nomeado por Von Neumann [72], recebeu tal nome por causa da similaridade do método com o processo de sorteio dos jogos aleatórios, e devido à cidade do principado de Mônaco ser um dos principais centros de tal atividade.

Von Neumann, Ulam e Fermi aplicaram o método de Monte Carlo para problemas de difusão de nêutrons no projeto Manhattan em Los Alamos durante a segunda guerra mundial [73]. Ainda em uma fase inicial, Von Neumann e Ulam resolveram refinar o método. Porém, o desenvolvimento sistemático desta idéia teve que esperar o trabalho de Kahn e Harris em 1948 [73]. Durante o mesmo ano, Fermi, Metropolis e Ulam obtiveram estimativas da Equação de Schrodinger com o método de Monte Carlo. Desde então, observa-se um crescente aumento do número de aplicações do método em diversas áreas [71].

A aplicação do método de Monte Carlo na radiologia diagnóstica vem ocorrendo desde a década de 70 [74]. Um trabalho extenso no campo foi realizado pelo grupo de Chan e Doi da Universidade de Chicago. Este grupo, em 1983 e 1984 [75, 76], desenvolveu trabalhos de investigação da absorção de energia de raios X em diferentes tipos de filmes radiográficos, incluindo correções de espalhamento. Em 1982, CHAN e DOI [77] avaliaram grades antidifusoras usando fatores de correção de melhoria de contraste e fatores de “Bucky” como indicadores de custo e benefício. Em 1983 e 1985 [78, 79] derivaram parâmetros tais como fração de espalhamento, espectro de energia, distribuição angular, distribuição espacial de radiação espalhada em água e perspex. Em 1984 foram calculadas distribuições de energia depositada por um feixe em placas de água, junto com fatores de conversão e razões de radiação espalhada e primária para doses absorvidas em simuladores [80]. Em 1985, CHAN *et al.* [81] também conduziram estudos de aplicações de grades de alta densidade para mamografia, para melhorar o contraste da imagem. Neste trabalho uma série de parâmetros da grade foram simulados. Outros trabalhos importantes foram desenvolvidos utilizando o método de Monte Carlo tais como os de DEPALMA e GASPER [82] que em 1972 simularam filmes radiográficos para obtenção de função de modulação de transferência, de Kalender em

1981 [83] que avaliou o desempenho de grades antidifusoras, e de PERSLINDEN [84] em 1986, que propôs o uso de *gap* de ar em oposição às grades radiográficas para pequenos campos de radiação.

Apesar dos diversos trabalhos já desenvolvidos utilizando o Método de Monte Carlo em radiologia diagnóstica, somente no fim da década de 90, foram simuladas as primeiras imagens médicas [85]. Neste trabalho, SPYROU *et al.* constataram o enorme tempo computacional (19 dias) requerido para as simulações de imagem de um sistema simples. Em 2000, PEPLOW *et al.* [86], usando técnicas de redução de variância, simularam imagens mamográficas com um tempo computacional razoável.

Embora a simulação de imagens tenha representado um grande avanço na utilização da modelagem computacional com códigos baseados no método de Monte Carlo em radiologia diagnóstica, o problema da visualização de estruturas de interesse em um fundo de imagem de tecidos superpostos (*background anatômico*) ainda não era algo viável. Havia a necessidade de uma representação mais realística do corpo humano. Esta representação mais realística foi possível com a criação dos fantomas em voxels.

Os fantomas em voxel são baseados em imagens reais obtidas pela varredura de seres humanos através da tomografia computadorizada (*Computed Tomography*, CT), ressonância magnética (*Magnetic Resonance Imaging*, MRI) ou processos ópticos.

Os primeiros fantomas em voxel foram introduzidos por GIBBS *et al.* [87], e, independentemente, por WILLIAMS *et al.* [88]. A seguir, foram desenvolvidos modelos para crianças [89] e uma versão “voxelizada” do fantoma físico Alderson-Rando [90]. Estes estudos produziram um família inteira de fantomas de voxels [91, 92, 93].

Em 1994 e 1995, ZUBAL *et al.* [94] segmentaram imagens CT e MRI de um paciente varrido da cabeça à metade das coxas. Em 1995, DIMBYLOW [95] introduziu o NORMAN, baseado em imagens MRI de um voluntário saudável. As dimensões dos voxels foram ajustadas para que a massa do fantoma fosse igual a 70 kg e a altura igual a 170 cm. Em 1997, CAON *et al.* [96] desenvolveram um fantoma de voxels de uma menina de 14 anos. XU *et al.* [97], em 2000, segmentaram fotografias coloridas do homem visível [98] para a construção do fantoma VIPMAN. E, em 2001, SAITO *et al.* [99] segmentaram um conjunto de imagens CT do corpo inteiro de um paciente cujas dimensões externas estavam em boa concordância com o homem de referência japonês [100].

Em 2003, a ICRP publicou o relatório número 89 [24] sob o título: *Dados Anatômicos e Fisiológicos Básicos para Usos em Proteção Radiológica: Valores de Referência*. Este novo conjunto de dados estimularam KRAMER *et al.* [22] a desenvolverem, em 2003, um novo fantoma de voxel: o MAX (Male Adult voXel). O MAX foi desenvolvido baseado em dados publicados por Zubal disponível no *website* da Universidade de Yale. O fantoma proposto por KRAMER *et al.* [22] corresponde às especificações anatômicas do homem adulto de referência publicado pela ICRP 89 de 2003 [24].

Em 2004, KRAMER *et al.* [23] introduziram o fantoma feminino de voxel FAX (Female Adult voXel) desenvolvido a partir de imagens CT de pacientes femininos. Este fantoma foi desenvolvido de forma similar ao MAX, e os órgãos e tecidos foram ajustados para corresponder as especificações anatômicas da mulher adulta de referência da ICRP 89 [24].

Os fantomas em voxel foram utilizados pela primeira vez para otimização de imagens radiográficas em 1999 por DANCE *et al.* [12] da Universidade de Linköping na Suécia. Neste trabalho Dance et. al validaram a utilização do fantoma em voxel Zubal [94] em modelagens computacional usando o Método de Monte Carlo para otimização de sistemas de aquisição de imagem, e em 2000, utilizando o mesmo modelo computacional otimizaram radiografias ântero-posterior de coluna lombar [17]. A partir de 2000, SANDBORG *et al.* [14, 15], pertencentes ao mesmo grupo de pesquisa, estudaram a otimização de técnicas radiográficas de tórax e coluna lombar para filmes radiográficos. Em 2003, MCVEY *et al.* [18], também pertencentes a Universidade de Linköping, otimizaram sistemas de imagem de coluna lombar para diversas configurações utilizando filmes radiográficos.

Com a utilização de sistemas digitais na área médica, tem sido necessário rever as técnicas radiográficas utilizadas a fim de otimizá-las para esses novos sistemas. Com isso, desde 2005 novos esforços tem sido feitos para otimização de técnicas radiográficas. O grupo de Linköping tem publicado alguns trabalhos avaliando a detecção de nódulos no tórax em função de diversos parâmetros [19-21] utilizando o modelo computacional desenvolvido por eles acoplado ao fantoma em voxel masculino Zubal. Este grupo também estudou a influência da espessura do paciente em imagens digitais [19].

Outros grupos de trabalho como os do Instituto Politécnico de Rensselaer [11] e da Universidade de Sassari [13] têm elaborado programas de simulação utilizando fantomas em voxel e o método de Monte Carlo para estudar a otimização de técnicas

radiográficas. Entretanto, até o presente momento só foram publicados programas referentes à modelagem computacional utilizada por esses grupos.

2.3 Códigos de Propósito Geral que utilizam o Método de Monte Carlo

Códigos de propósito geral é o nome dado àqueles destinados ao estudo das diferentes aplicações das radiações ionizantes. Devido à natureza estocástica da emissão da radiação, e por conseguir reproduzir praticamente todos os processos de interação da radiação com a matéria, o método de Monte Carlo tem servido como base para construção de diferentes códigos. Entre todos os códigos que utilizam o método de Monte Carlo, pode se destacar quatro de propósitos gerais avaliados no domínio público, amplamente validados e utilizados ao redor do mundo: EGS4, PENELOPE, GEANT e MCNP.

2.3.1 EGS4

Originalmente desenvolvido pelo *Stanford Linear Accelerator Center* (SLAC) em 1985, o código EGS4 (*Electron Gamma Shower Version 4*) é um código de propósito geral para o transporte acoplado de fótons e elétrons em uma geometria arbitrária, com energias que vão de poucos keV a energias acima de teV [101]. O EGS4 é um código de macros e sub-rotinas, onde o usuário escreve um arquivo de aplicação em FORTRAN ou MORTRAN (*macro-enhanced FORTRAN*), que será lido pelos macros e sub-rotinas de EGS4. O código é bem conhecido pelo transporte detalhado de elétrons e fótons, e pela flexibilidade na definição do termo fonte em termos de distribuição de energia, tempo, posição e direção. Embora seja considerado o estado da arte no transporte de fótons e elétrons, o código EGS4 requer do usuário um conhecimento avançado de simulação em FORTRAN ou MORTRAN, e não possui uma função específica para simulação de imagens radiográficas. Aplicações deste código para fins de simulação de imagens radiográficas têm exigido um elevado tempo computacional para a obtenção de resultados com flutuações estatísticas adequadas.

2.3.2 PENELOPE

O código PENELOPE, um acronismo para “*PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons*”, foi desenvolvido por F. Salvat, J. M. Fernandes-Varea e J. Sempau na *Facultat de Física (ECM), Universitat de Barcelona*, Espanha, e é distribuído pela *Nuclear Energy Agency Databank*, um órgão pertencente à *Organisation for Economic Co-operation and Development (OECD)*, sediada em Paris, França [102]. Originalmente desenvolvido para a modelagem do transporte de elétrons na matéria (o transporte de fótons foi inserido em versões posteriores), este código simula o transporte acoplado de elétrons e fótons em materiais arbitrários, que podem ser elementos com número atômico $Z \leq 92$ ou compostos químicos, e sua aplicabilidade ampla permite simulações na faixa de energias de 1 keV a 1 GeV. A geometria pode ser definida diretamente no programa principal ou com auxílio de um pacote geométrico chamado PEUGEOM [102]. As geometrias consistem de corpos homogêneos limitados por superfícies geométricas, isto é, planos, esferas, cilindros, etc. Sua utilização tem sido grande em simulações envolvendo altas energias, sobretudo aquelas envolvendo procedimentos de radioterapia, mas pouco se encontra na literatura referente à sua utilização em situações envolvendo baixas energias, na faixa comumente empregada em diagnósticos médicos. Semelhante ao código EGS4, o código PENELOPE não possui uma função específica para a modelagem de ensaios radiográficos.

2.3.3 GEANT

O código GEANT (*Geometry ANd Tracking*) foi originalmente desenvolvido para experimentos na área de física de altas energias, mas tem encontrado aplicações fora deste domínio nas áreas médica, ciências biológicas, proteção radiológica e astronáutica [103]. A aplicação principal do GEANT é o transporte de partículas através de um arranjo experimental para a simulação da resposta de detectores, permitindo a representação gráfica do arranjo e da trajetória da partícula. GEANT é escrito na linguagem C⁺⁺, e o usuário pode definir virtualmente qualquer característica do modelo simulado. Algumas destas características incluem geometria, composição dos materiais, e um grande banco de dados de partículas e de numerosos processos que podem ocorrer com cada partícula. Semelhantemente ao EGS4, o código GEANT requer grande

conhecimento da linguagem C⁺⁺ por parte do usuário, e não possui uma função específica para simulação de imagens.

2.3.4 MCNP

O código MCNP (Monte Carlo N-Particle) [104] foi originalmente desenvolvido no *Los Alamos National Laboratory* (LANL) durante o Projeto Manhattan, nos anos 40, e pode ser utilizado para o transporte individual de nêutrons, fótons e elétrons ou no transporte acoplado de nêutrons, fótons e elétrons, incluindo a capacidade de calcular constantes de multiplicação para sistemas críticos. Nêutrons são simulados com energias entre 10^{-11} a 100 MeV, fótons com energia entre 1 keV a 100 GeV e energias de elétrons entre 1 keV a 1 GeV. O código trata uma configuração tri-dimensional arbitrária de materiais em células limitadas por superfícies de primeiro e segundo grau e toróides elípticos de quarto grau, além de possuir a capacidade de segmentar a geometria de irradiação em estruturas de voxels. Embora muito versátil e de interface amigável para o usuário, as primeiras versões do MCNP não são tão eficientes quanto o EGS4 no transporte de partículas em problemas com geometrias formadas por um grande número de células como, por exemplo, fantomas em voxels, e no transporte de fótons de alta energia. E, aplicações primitivas deste código em modelagem de ensaios radiográficos se mostraram extremamente lentas, demorando cerca de 19 dias para fornecer resultados com flutuações estatísticas dentro dos padrões aceitáveis pelo código MCNP [86]. Entretanto, avanços obtidos nas versões mais novas deste código, MCNP5 e principalmente MCNPX (Monte Carlo N-Particle eXtended), como comandos específicos para simulação de ensaios radiográficos têm feito do MCNP uma ferramenta em potencial para o estudo de parâmetros que possam influenciar a qualidade de ensaios radiográficos. As seções a seguir descrevem com mais detalhes o código MCNP e suas versões mais atuais, e o comando para a modelagem de imagens radiográficas.

2.3.4.1 O código MCNP

O código MCNP, como visto anteriormente, foi originalmente desenvolvido no *Los Alamos National Laboratory* (LANL), durante o Projeto Manhattan nos anos 40. O uso de MCNP é muito conveniente, pois:

1 – Não é necessário alterar o código fonte. Todas as distribuições de fonte, distribuições para energia, tempo, posição e direção, assim como superfícies ou células de onde as radiações são emitidas podem ser definidas em um arquivo de entrada, não requerendo do usuário conhecimento de linguagens de programação como FORTRAN, MORTRAN, C⁺⁺, etc.

2 – MCNP possui ferramentas muito poderosas para definir geometrias.

3 – O usuário pode modificar a forma como as histórias são analisadas utilizando uma variedade de comandos assim como corrente de partículas, fluxo de partículas e deposição de energia.

4 - O usuário pode obter no arquivo de saída um sumário do problema. Isto pode auxiliar a compreensão da física do transporte de Monte Carlo e a localização de erros.

5- MCNP possui resultados normalizados e incertezas estatísticas relativas.

As três maiores versões de MCNP em uso hoje são: MCNP4C, MCNP5 e MCNPX.

O código MCNP4C é a base dos códigos MCNP5 e MCNPX. MCNP4C é um programa inicialmente utilizado para simular nêutrons, fôtons e elétrons no intervalo de energia entre 10^{-11} MeV a 100 MeV para nêutrons, 1 keV a 100 GeV para fôtons e 1 keV a 1 GeV para elétrons [105]. O MCNP4C pode ser utilizado para diferentes modos de transporte: nêutrons somente, fôtons somente, elétrons somente, transporte combinado de nêutrons e fôtons, onde os fôtons são produzidos pelas interações dos nêutrons, nêutron/fôton/elétron, fôton/elétron ou elétron/fôton. Para nêutrons, todas as reações dadas em uma seção de choque particular são quantificadas. Nêutrons térmicos são descritos por ambos os modelos do gás livre e modelo de espelhamento S(α, β). O modelo de tratamento de nêutrons térmicos S(α, β) é uma representação completa do

espalhamento de nêutrons térmicos por moléculas e sólidos cristalinos. Para fôtons, o código considera espalhamento coerente e incoerente, a possibilidade de ocorrer fluorescência após absorção fotoelétrica, absorção em produção de pares com emissão local de radiação de aniquilação e bremsstrahlung (radiação de frenamento). O transporte de elétrons inclui pósitrons, raios X de captura K e bremsstrahlung, mas não inclui campos externos ou auto induzidos. Outras características importantes que faz o MCNP4C muito versátil e fácil para uso incluem poderosos comandos para geração do termo fonte, fontes para cálculo de criticalidade, fontes superficiais e fontes inseridas em células volumétricas, recursos para visualização da geometria de irradiação e arquivos de saída, uma rica coleção de técnicas de redução de variância, uma extensiva coleção de bibliotecas de seção de choque e uma estrutura flexível para cálculo das grandezas de interesse. Embora muito versátil, o MCNP4C é limitado para modelar problemas com geometrias que contenham um grande número de células [97].

O código MCNP5 é uma versão reescrita do MCNP4C [105]. Este inclui aperfeiçoamentos na física de transporte de fôtons, adição de novas técnicas de redução de variância, novas opções de termos fonte e aperfeiçoamento no suporte para utilização do código em paralelo, porém considera as principais características da versão MCNP4C. O MCNP5 possui comandos específicos para simulação de imagens radiográficas – os comandos FIR, TIR e FIP, além de permitir a visualização de geometrias em 2D e 3D através de um programa gráfico denominado *Visual Editor* (Vised) [106].

O código MCNPX [107] é uma combinação do código MCNP4C com o código de transporte e interação de nucleons, píons, múons, íons leves e anti-nucleons em geometrias complexas LAHET (*Los Alamos High-Energy Transport*) [108]. O MCNPX contém todas as capacidades do MCNP4C e do MCNP5, adicionando-se a capacidade de transportar 34 novos tipos de partículas (prótons, íons leves, etc), expansão da faixa de energia das partículas simuladas e características que muitas comunidades científicas, especialmente as comunidades de física médica e de aceleradores, julgaram ser importantes em códigos de modelagem computacional. No MCNPX, novos modelos físicos de simulação, técnicas de redução de variância e novas técnicas de análise de dados foram implementadas [107].

2.3.4.2 Simulação de Imagens com o código MCNPX

A função radiografia – The Radiography Tally

O código MCNPX utiliza um conjunto de detectores pontuais próximos um do outro o bastante para gerar uma imagem baseada na fluência de partículas que atravessa cada detector.

Há três tipos de comandos para gerar imagens com MCNPX:

TIR – Projeção de uma imagem transmitida em uma superfície planar (detector plano).

TIC – Projeção de uma imagem transmitida em uma superfície cilíndrica (detector curvo).

PI – Projeção de uma imagem por um *pinhole*.

Uma vez acionada a função imagem, MCNPX cria uma matriz bidimensional virtual de pixels perpendicular ao eixo central do feixe de partículas, a uma distância selecionada do objeto de teste, onde milhões de detectores pontuais podem ser criados – um detector para cada pixel. Estes pixels funcionam como células onde as partículas serão contadas ou suas energias registradas. Um pixel individual desta matriz representa um píxel da imagem simulada. A matriz de pixels não deve estar em um material espalhador, pois a contribuição do espalhamento entre pixels vizinhos não é considerada pelo MCNPX para fins de simulação de imagens [105, 107].

Imagen Aérea

Os dados obtidos são uma distribuição aérea dos fôtons que não interagiram e dos fôtons espalhados que emergem do objeto de teste simulado, mapeada em duas dimensões, representando uma imagem virtual do objeto analisado. Estes dados podem ser reconstruídos e visualizados em softwares de reconstrução de imagens em escalas de cinza ou cores, onde os tons são dados pelo número de partículas que atravessam um pixel particular da matriz ou pelos valores de energia depositados nestes pixels. A

resolução da imagem depende do tamanho do pixel e da dimensão da matriz imagem. Quanto menor o tamanho do pixel maior será a resolução da imagem.

Vantagens da função radiografia do código MCNPX

A matriz virtual de pixels funciona como um detector ideal, isto é, possui eficiência de 100%, extraindo todas informações do feixe incidente.

Simulações de imagens radiográficas com o MCNPX podem prever diferenças significantes em contraste e visualização de detalhes que sistemas particulares de radiologia diagnóstica poderia potencialmente observar se o sistema de detecção de imagens fosse hábil a funcionar como um detector ideal. Com esta habilidade, simulações podem ser realizadas para determinar métodos mais precisos para o melhoramento de imagens e para a otimização de sistemas de imageamento através de investigações qualitativas e quantitativas de fatores que afetam a imagem radiográfica.

Possibilidade de simulação de radiografias completas ou de simulação individual da componente direta (radiação transmitida) e espalhada da imagem.

Uma imagem radiográfica é formada pelos fótons que não colidiram com o objeto de teste e os fótons espalhados.

Somente os fótons que não colidiram com o objeto contribuem para a parte explorável da radiografia, mostrando com precisão as estruturas das partes examinadas. Por outro lado, a radiação espalhada gerada dentro do objeto pode provocar efeitos danosos significantes, prejudicando a qualidade de imagem [109, 110]. A função radiografia do código MCNPX possui a habilidade de gerar, em separado, ambas as contribuições direta e espalhada da imagem, em adição a imagem completa, permitindo que a radiação espalhada seja calculada na simulação e digitalmente removida da imagem experimental para se obter uma imagem precisa do objeto em questão, e auxiliar em procedimentos de restauração para correção de efeitos de espalhamento.

A função radiografia do MCNPX possui características importantes que tornam esta função uma ferramenta atraente para o estudo de parâmetros que possam influenciar a geração e a qualidade de imagens obtidas em ensaios radiográficos.

Capítulo 3

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1 Equipamentos de Raios X

Os equipamentos de raios X são classificados de acordo com sua potência e aplicações para as quais foram projetados. Em sistemas de radiodiagnóstico, os raios X são gerados aplicando-se tensões entre 20 e 150 kV e com a corrente aplicada ao tubo variando de 25 a 1200 mA [111]. Os principais componentes do equipamento responsáveis pela produção dos raios X, são: o tubo de raios X e o gerador de alta tensão.

3.1.1 Tubo de Raios X

O tubo de raios X é constituído por uma ampola de vidro com vácuo possuindo dois eletrodos, um positivo denominado ânodo e outro negativo denominado cátodo. O ânodo é um alvo geralmente de tungstênio (radiologia geral), giratório ou fixo, e o cátodo é um filamento de tungstênio na forma de espiral. Quando uma corrente elétrica passa pelo cátodo este é aquecido e libera elétrons por emissão termoiônica. A emissão termoiônica ocorre quando elétrons de uma substância têm energia térmica suficiente para superar as forças elétricas que os mantêm presos aos átomos. Estes elétrons são atraídos pelo ânodo, que se encontra positivo em relação ao cátodo devido a uma diferença de potencial aplicada entre os eletrodos.

O ponto focal é a área do alvo (ânodo) que é bombardeada pelos elétrons oriundos do cátodo (filamento). Os elétrons que atingem o ponto focal no tubo de raios X e interagem com quaisquer elétrons orbital ou núcleo do átomo alvo, transferem suas energias cinéticas para o átomo do alvo, em forma de calor (99%) ou raios X (1%). A grande fração de energia transformada em calor ocorre porque, após múltiplas colisões com os elétrons do alvo, é gerada uma cascata de elétrons de baixa energia, que não possuem energia suficiente para prosseguir ionizando os átomos do alvo, mas

conseguem excitar os elétrons das camadas mais externas, os quais retornam ao seu estado normal de energia emitindo radiação infra-vermelho.

Para minimizar o problema de aquecimento, em equipamentos de raios X diagnóstico, utiliza-se o ânodo giratório e um líquido refrigerante, geralmente óleo mineral.

Para uma boa definição da imagem, é necessário que o ponto focal no ânodo seja de pequeno tamanho. Existe, porém, um limite para este tamanho, pois quanto menor esta faixa, maior o calor concentrado. Para solucionar este problema o ânodo possui uma inclinação de 6^0 a 20^0 entre o feixe de elétrons incidente e o plano normal a superfície do alvo. Desta forma o tamanho aparente do ponto focal é reduzido [112], como mostrado na Figura 3-1.

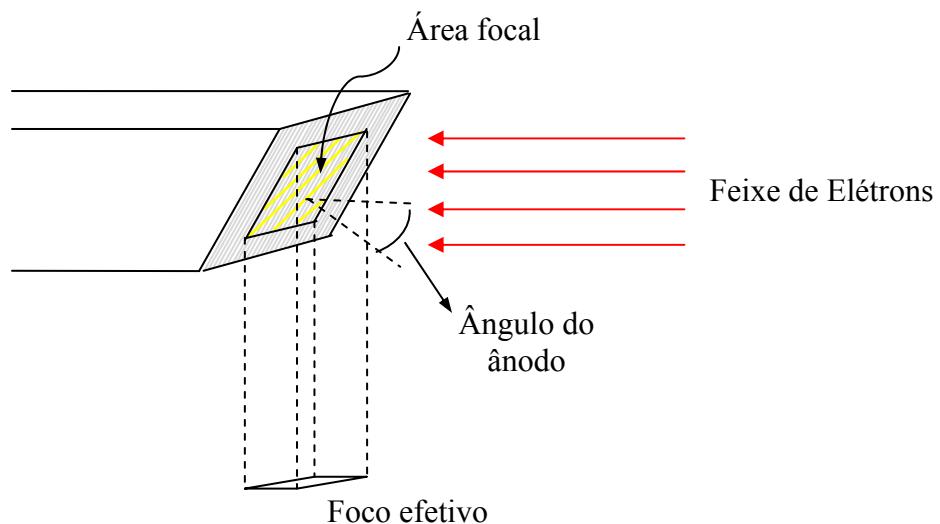


Figura 3-1. Diagrama do ânodo

O tubo de raios X é montado dentro de uma calota protetora de metal forrada com chumbo (cabeçote), contendo uma janela por onde passa o feixe útil. Os elementos básicos de um tubo de raios X estão ilustrados na Figura 3-2.

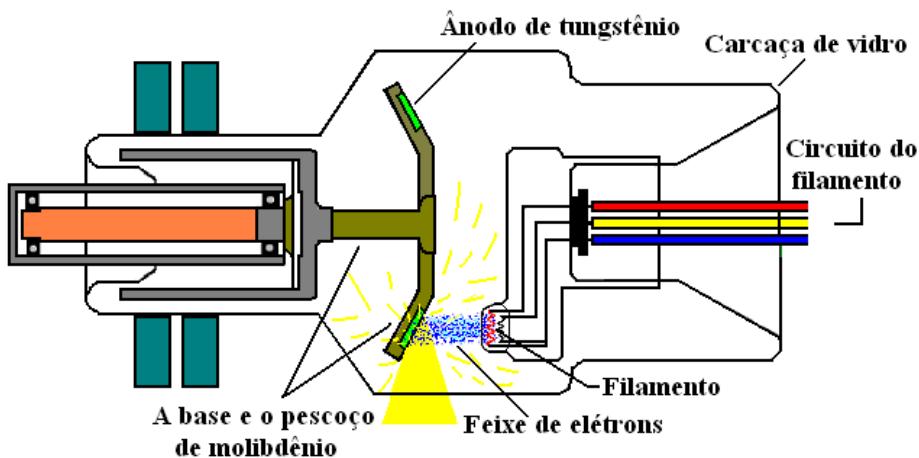


Figura 3-2. Elementos básicos de um tubo de raios X [113]

3.1.2 Gerador de Alta Tensão

A função dos geradores de alta tensão é produzir uma diferença de potencial necessária para acelerar os elétrons que vão produzir os raios X. Estes potenciais são produzidos através de transformadores elétricos que podem trabalhar com a freqüência nominal da rede ou com médias e altas freqüências (dispositivos mais modernos).

No gerador também é acoplado um sistema de retificação, que evita fluxo de corrente entre os eletrodos no tubo de raios X nos dois sentidos. A retificação é necessária, pois a tensão alternada não é útil para acelerar os elétrons, que possuem carga negativa e se deslocam em direção à tensões positivas. Logo, a retificação é a responsável pela tensão do ânodo ser positiva em relação ao cátodo.

3.2 Produção de Raios X

Os raios X são produzidos de duas maneiras: por frenamento (*bremsstrahlung*) ou por ejeção de um elétron orbital de um átomo (raios X característicos). Quando um elétron passa próximo a um núcleo, a interação eletrostática entre o elétron carregado negativamente e o núcleo positivo faz com que o elétron seja desviado de sua trajetória, perdendo parte de sua energia cinética. Esta energia cinética perdida é emitida na forma de raios X, conhecido como *bremsstrahlung* ou radiação de frenamento. Raios X característicos são produzidos quando um elétron incidente colide com um elétron orbital (geralmente da órbita k), fazendo com que este seja ejetado de sua órbita deixando uma lacuna no orbital que se encontrava. Esta condição de instabilidade é

rapidamente corrigida com a transição quântica de um elétron de uma órbita mais externa para esta lacuna [114]. Esta transição resulta em uma diminuição da energia potencial do elétron e o excesso de energia é emitido como um fóton de raios X, denominados raios X característicos. O nome característico se deve ao fato dos níveis de energia dos elétrons serem únicos para cada elemento, tornando únicos e característicos a cada elemento de raios X emitidos por esse processo.

3.2.1 Espectros de Raios X

A distribuição em energia da radiação produzida, denominada espectro de raios X, é importante para descrever o campo de radiação e permitir compreender os processos de produção da imagem radiográfica.

O espectro de raios X é formado de duas partes distintas e superpostas: uma contínua e outra em linhas discretas. A parte contínua se deve aos raios X de *bremsstrahlung* e vai de energias muito baixas até uma energia máxima, numericamente igual a diferença máxima de potencial aplicada ao tubo de raios X. As linhas discretas são em decorrência dos raios X característicos. Na Figura 3-3 é mostrado um espectro de raios X usado em radiodiagnóstico [115].

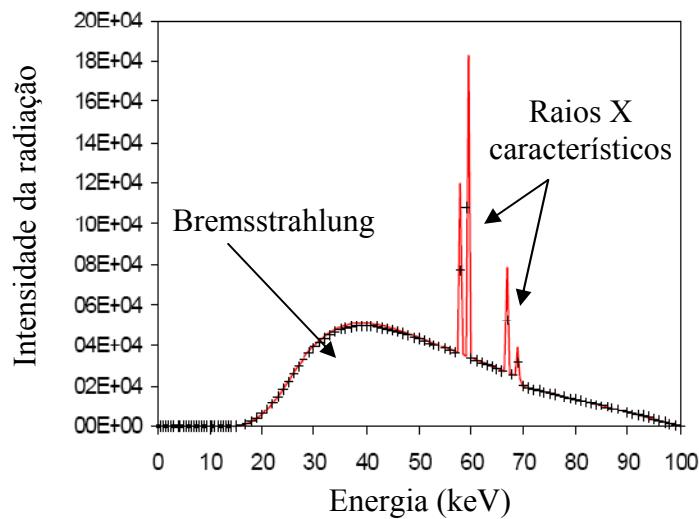


Figura 3-3. Espectro de raios X para um equipamento convencional de raios X com alvo de tungstênio [115]

A intensidade e a qualidade da radiação emergente de um tubo de raios X são função da corrente e tensão aplicada ao tubo, do tempo de exposição, do material e ângulo do alvo, e da composição do material e espessura dos filtros do feixe.

A qualidade dos raios X gerados é proporcional ao número atômico (Z) do material do alvo, aproximadamente ao quadrado do valor de tensão (kV^2), e à corrente aplicada ao tubo (mA) [116]. Já a distribuição em energia do espectro de raios X é determinada pelo potencial aplicado, pelo material e ângulo do anodo, e pela composição e espessura do material da filtração. Contudo o fator principal é a tensão aplicada ao tubo.

3.2.2 Fatores que Afetam a Forma dos Espectros de Raios X

3.2.2.1 Tensão Aplicada ao Tubo de Raios X

A diferença de potencial aplicada ao tubo entre o cátodo e ânodo determina a energia máxima do espectro e se as linhas discretas dos raios X característicos irão ocorrer e suas respectivas intensidades relativas. Além disso a tensão aplicada ao tubo também afeta o pico contínuo do espectro de raios X. A Figura 3-4 ilustra o efeito no espectro de raios X devido a variação da tensão aplicada ao tubo de raios X.

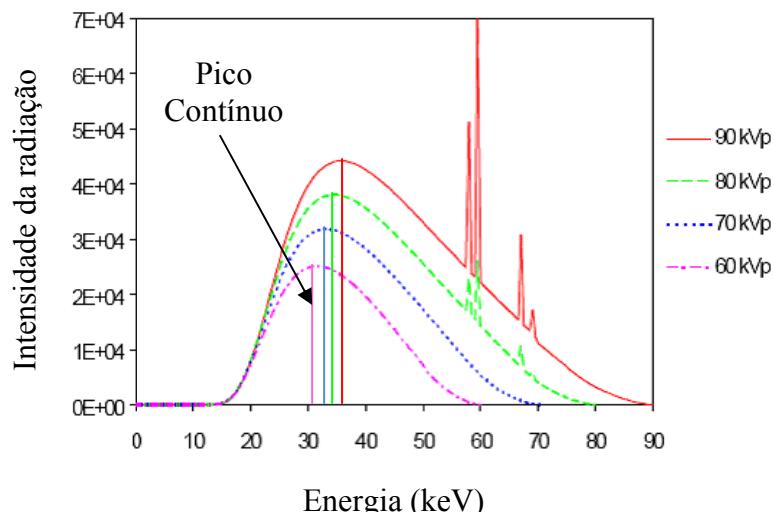


Figura 3-4. Espectros de raios X obtidos para um alvo de tungstênio para diferentes valores de tensão aplicada ao tubo [115]

3.2.2.2 Ângulo de Emissão dos Raios X

O ângulo de emissão de raios X é o ângulo entre a face do alvo (ânodo) e o feixe de raios X emergente, como visto na Figura 3-5. Os raios X produzidos por um ângulo de emissão pequeno são filtrados através de uma espessura maior de material do ânodo do que os raios X produzidos por um ângulo de emissão grande. Esse efeito influencia a forma do espectro de raios X, pois ocorre uma variação da intensidade para cada energia do espectro. Conseqüentemente ocorre variação da energia do pico contínuo (*bremssstrahlung*). A energia do pico contínuo será maior quanto menor for o ângulo de emissão, conforme mostra a Figura 3-6.

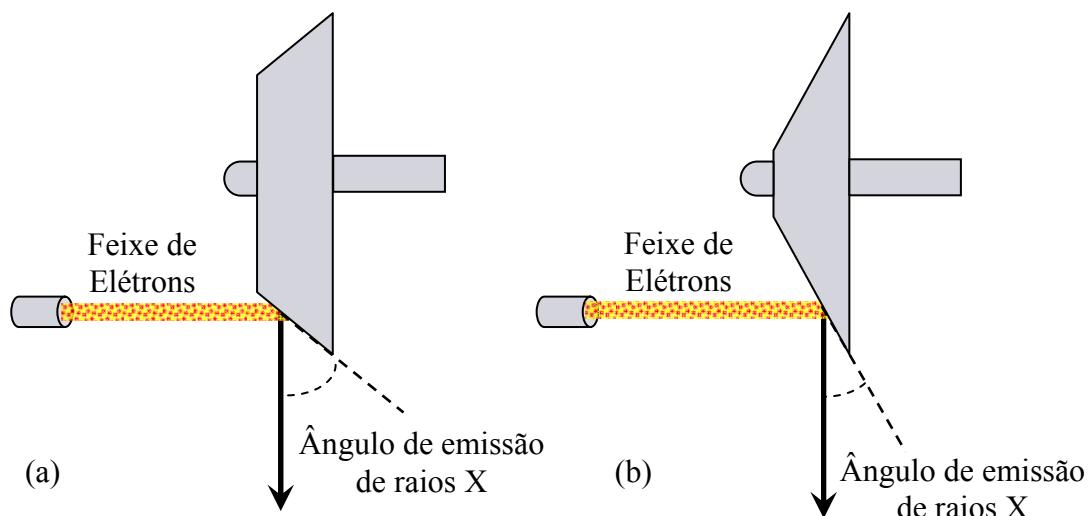


Figura 3-5. Representação do ângulo de emissão de raios X. (a) Ângulo de emissão maior (b) ângulo de emissão menor

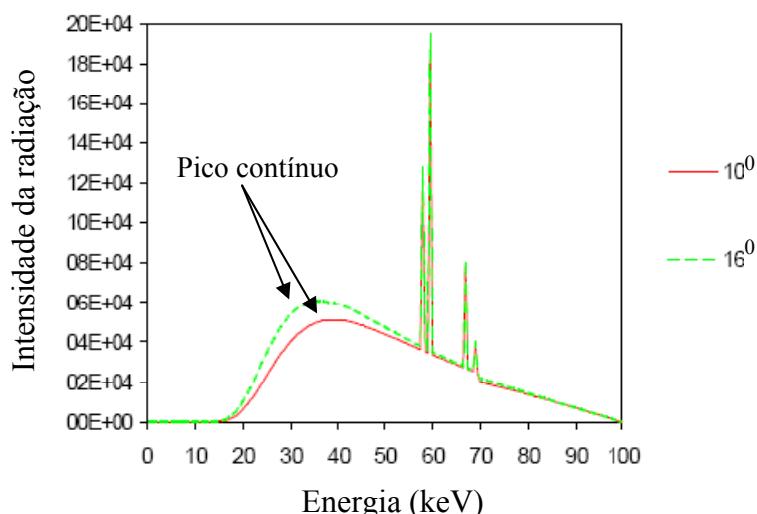


Figura 3-6. Efeito do ângulo do alvo do tubo de raios X sobre o espectro de emissão de raios X [115]

3.2.2.3 Filtração Total

A filtração total de um feixe de raios X consiste na filtração inerente mais a filtração adicional.

A filtração inerente é constituída pelos componentes que envolvem o tubo de raios X, como o óleo isolante e o vidro da janela por onde sai o feixe útil de raios X. A filtração adicional por sua vez é usada para complementar a filtração inerente. No radiodiagnóstico, a filtração adicional é em geral feita por placas de alumínio. A filtração total, para radiologia geral, deve ser no mínimo o equivalente a 2,5 mm de alumínio a 80 kV. Sua função é eliminar os raios X de baixa energia, que não contribuem para a formação da imagem radiográfica e elevam a dose na pele do paciente. Sendo assim, o efeito da filtração na forma do espectro é diminuir a intensidade de fótons de baixa energia e deslocar o pico contínuo para energias maiores ao aumentar a espessura de filtração. A Figura 3-7 ilustra o efeito no espectro de raios X devido a variação da filtração total do tubo de raios X.

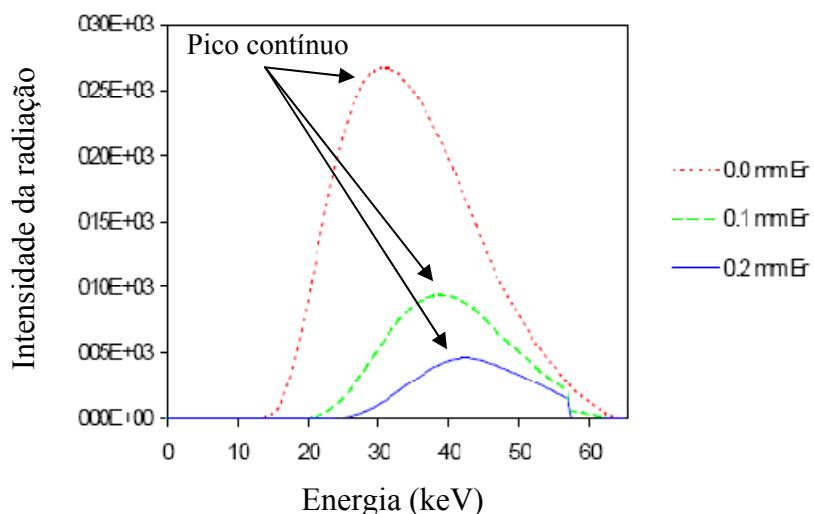


Figura 3-7. Espectros de raios X obtidos com 65 kVp, alvo de tungstênio, ângulo de ânodo de 16°, filtração total de 2,5 mm Al, 2,5 mm de Al mais 0,1mm de Érbio e 2,5 mm de Al mais 0,2 mm de Érbio [115]

3.2.2.4 “Ripple”

A intensidade do feixe de raios X pode variar durante o tempo de produção de raios X devido a vários fatores, como: tipo de alimentação do equipamento, tipo de retificação, corrente do tubo e o valor da tensão ajustado.

A variação da tensão ao longo do tempo de exposição é chamada de “*ripple*” e definida como [116]:

$$Ripple \ (\%) = 100 * \frac{kV_{pmáx} - kV_{pmín}}{kV_{pmáx}} \quad (3.1)$$

onde:

$kV_{pmáx}$ é o valor da tensão de pico máximo.

$kV_{pmín}$ é o valor da tensão de pico mínimo.

Na Figura 3-8 pode-se observar que a intensidade dos fótons de maior energia do espectro diminui com o aumento do “*ripple*” da tensão aplicada. Portanto, aumentando o “*ripple*”, diminui a energia média do espectro.

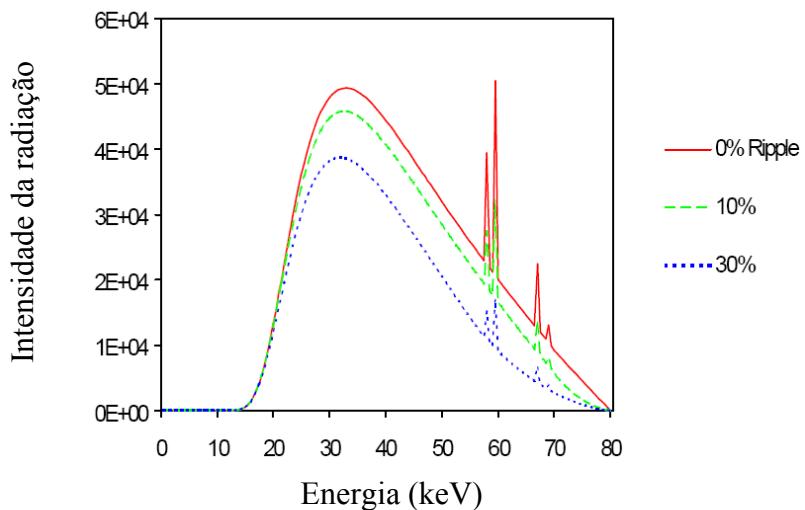


Figura 3-8. Espectro de raios X obtidos com tensão de 80 kVp e alvo de tungstênio, para diferentes valores de “*ripple*” [115]

3.2.2.5 Radiação Extrafocal

Quando o feixe de elétrons atinge o alvo, uma pequena fração dos elétrons é ricocheteada devido à força de repulsão dos elétrons do átomo alvo. No entanto, o campo de alta tensão recaptura estes elétrons, que são novamente acelerados na direção do ânodo. Estes elétrons atingirão novamente o ânodo produzindo raios X, mas não terão a energia equivalente à original devido ao menor percurso de aceleração (Figura 3-9). Este tipo de radiação prejudica a qualidade da imagem.

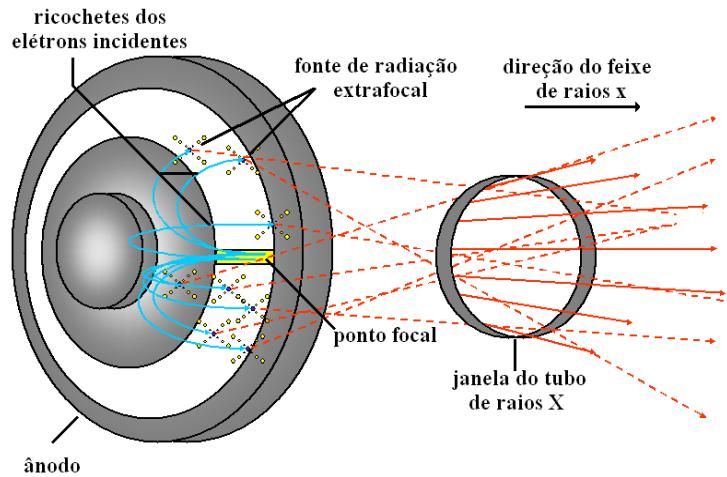


Figura 3-9. Representação da origem da radiação extrafocal durante a exposição [113]

3.3 Formação da Imagem Radiográfica

Uma das principais propriedades dos raios X é a sua capacidade de penetrar na matéria. Quanto mais denso e espesso for o material, maior será a probabilidade dos fótons do feixe de interagirem com os seus átomos, resultando em um índice menor de transmissão de fótons. Portanto, conforme o feixe de raios X emerge do corpo do paciente, as diferentes áreas do feixe contêm intensidades de radiação diferentes, pois o feixe passou por tipos de tecidos distintos em densidade e/ou espessura [117].

Para o processo ter utilidade médica, é necessário que se possa registrar visivelmente a imagem. Isto é conseguido por meio do uso de detectores de imagem. Os filmes radiográficos são exemplos de detectores de imagem. Eles são compostos de uma película plástica transparente, recoberta nos dois lados por uma emulsão sensível à luz e à radiação. Tal emulsão, quando atingida pela luz ou pelos raios X, sofre uma modificação físico-química. Quanto maior a intensidade de raios X ou de luz que atinge a emulsão, maior será essa modificação [118]. Devido ao fato do filme radiográfico possuir maior sensibilidade à luz do que a radiação, para reduzir a dose do paciente submetido ao feixe de raios X, utiliza-se um dispositivo chamado écran, que tem a propriedade de tornar-se fluorescente quando se incide sobre o mesmo uma pequena quantidade de raios X. Colocando-se o filme entre duas lâminas de écran e incidindo-se sobre este conjunto um feixe de raios X, forma-se a imagem latente no filme. O conjunto écran-filme-écran é mantido agrupado dentro de um dispositivo, denominado chassi, à prova de luz, para protegê-lo durante o transporte de um local para outro [117].

A imagem radiográfica registrada no filme, após um processamento químico [117], é visualizada através de diferentes graus de enegrecimento diretamente proporcional a exposição ou kerma no ar incidente no chassi. O enegrecimento observado no filme é denominado Densidade Óptica (DO) e possui uma relação com a transmissão de luz no filme. A DO pode ser calculada através da seguinte equação [117]:

$$DO = \log_{10} \frac{I_0}{I} \quad (3.2)$$

onde I_0 é a intensidade de luz incidente e I é a intensidade de luz transmitida através do filme.

Uma importante característica da combinação filme-écran, denominada curva característica, é obtida através da densidade ótica em função da exposição ou kerma no ar incidente no chassi. A curva característica de um detector de imagem permite analisar qual intervalo de variação de intensidade de raios X que é possível visualizar detalhes na imagem (range dinâmico). A curva característica do filme-écran pode ser visualizada na Figura 3-10.

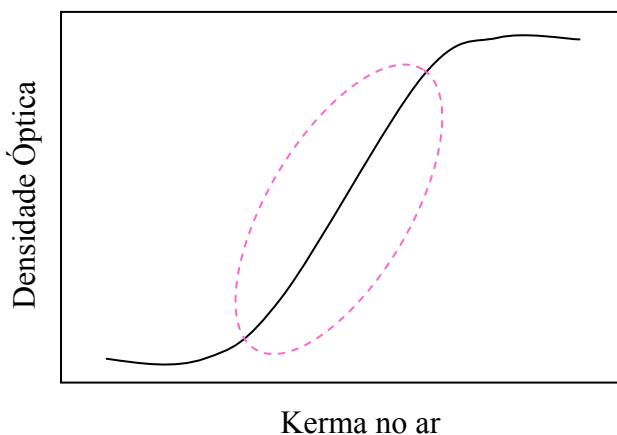


Figura 3-10. Curva característica de um detector de imagem filme-écran

Através da Figura 3-10 pode-se observar que a curva característica possui duas partes horizontais para os valores mais baixos e altos de kerma no ar, e uma parte retilínea para valores de kerma no ar intermediários no gráfico. Esta parte retilínea ou linear corresponde a região de rendimento ótimo do filme radiográfico. Os detalhes registrados

através de variações de kerma no ar nas regiões horizontais da curva característica têm a visualização e a percepção comprometidas [119].

Este problema observado nos sistemas de imagem filme-écran foram solucionados com a introdução dos sistemas de detecção digital, tais como os sistema de imagem de placa de fósforo conhecidos como *image plate*. A curva característica obtida pelos sistemas *image plate* são lineares [119] conforme ilustrado na Figura 3-11.

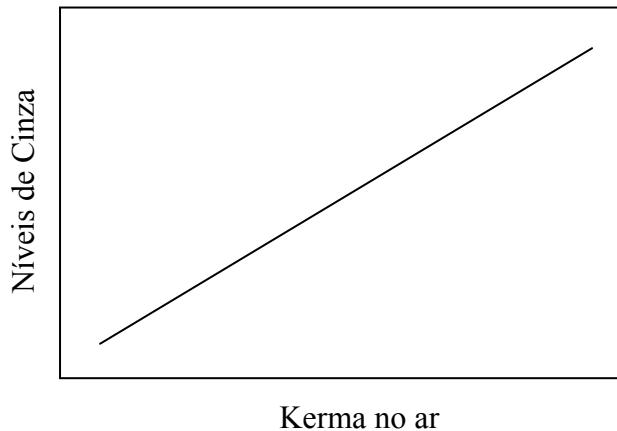


Figura 3-11. Curva característica de um detector digital *image plate*

3.3.1 Detectores digitais *image plate*

Os *image plates* são placas flexíveis feitas usualmente de BaFBr:Eu⁺² ou BaFI:Eu⁺², onde a aquisição da imagem ocorre em duas etapas: criação da imagem latente e transformação da imagem latente em imagem radiográfica.

A criação da imagem latente no *image plate* se baseia nos níveis de energia dos elétrons numa rede cristalina. Os elétrons se encontram normalmente ligados aos íons de Eu⁺², em uma faixa de níveis de energia denominada banda de valência. A radiação ao interagir com a estrutura cristalina do *image plate* oxida os íons de Eu⁺² transformando-os em Eu⁺³, e o elétron é elevado a um nível de energia maior, denominado banda de condução. Os elétrons tendem a retornar a seu estado fundamental e, para isso liberam energia no mínimo igual a diferença entre os dois estados de energia envolvidos na transição (banda de valência e condução, em torno de 8,3 eV). Entretanto, a produção de radiação eletromagnética neste processo é bastante ineficiente, sendo a energia normalmente liberada sob a forma de fôtons com comprimentos de onda fora da faixa de luz visível.

Para tornar este processo mais eficiente, durante o processo de fabricação, são introduzidos no cristal impurezas ou ativadores que criam níveis de energia entre a banda de valência e de condução. Esses defeitos são também conhecidos como F-centros ou centros de cor. Por possuírem um potencial de ionização inferior ao cristal, esses centros passam a capturar os elétrons que saem da banda de valência. Os F-centros são metaestáveis de modo que os elétrons capturados possam ser novamente apanhados pelo Eu^{+3} . A Figura 3-12 esquematiza os diversos processos físicos envolvidos na obtenção da imagem nos detectores *image plate*.

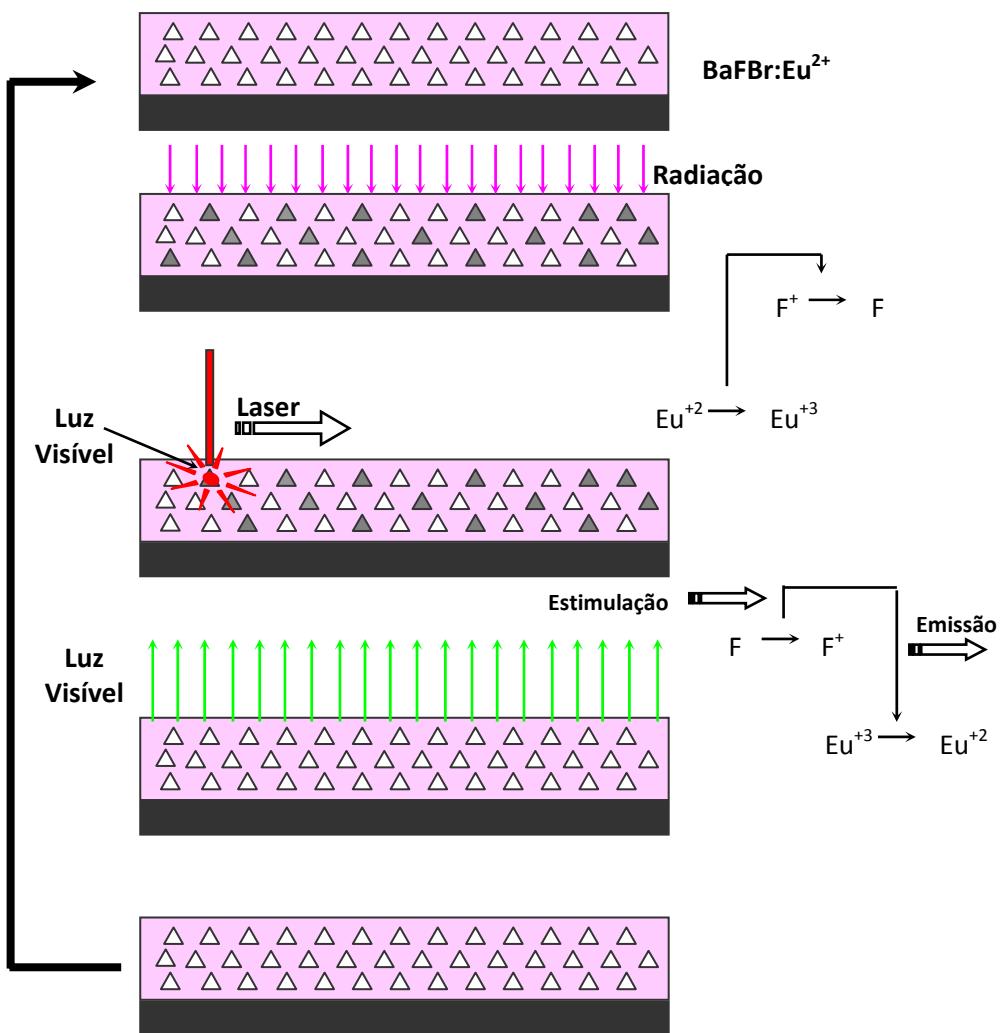


Figura 3-12. Ilustração dos processos físicos envolvidos na formação da imagem nos detectores *image plate*

A transformação da imagem latente em uma imagem radiográfica digital é obtida através de equipamentos denominados escâner. O escâner é um dispositivo mecânico

composto de rolamentos, guia de luz e uma fotomultiplicadora. O *image plate* é transladado na direção vertical (direção y) enquanto o laser estimulador de luz vermelha (680 nm) varre a placa no sentido horizontal (direção X), conforme mostra a Figura 3-13.

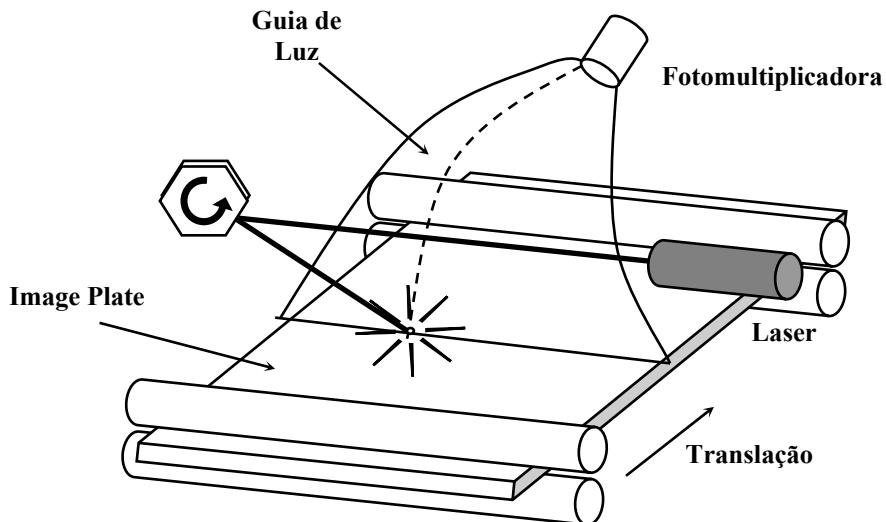


Figura 3-13. Esquema de funcionamento de um escâner

Os fótons de luz vermelha do laser estimulador excitam os elétrons apanhados pelos F-centros para a faixa de condução onde são recombinados com o Eu^{+3} em menos de 0,8 μs , emitindo com isso fótons visíveis de aproximadamente 400 nm. Esses fótons são conduzidos através de um guia de luz a uma fotomultiplicadora, onde são transformados em pulsos de corrente elétrica. Os componentes básicos de uma fotomultiplicadora são apresentados na Figura 3-14.

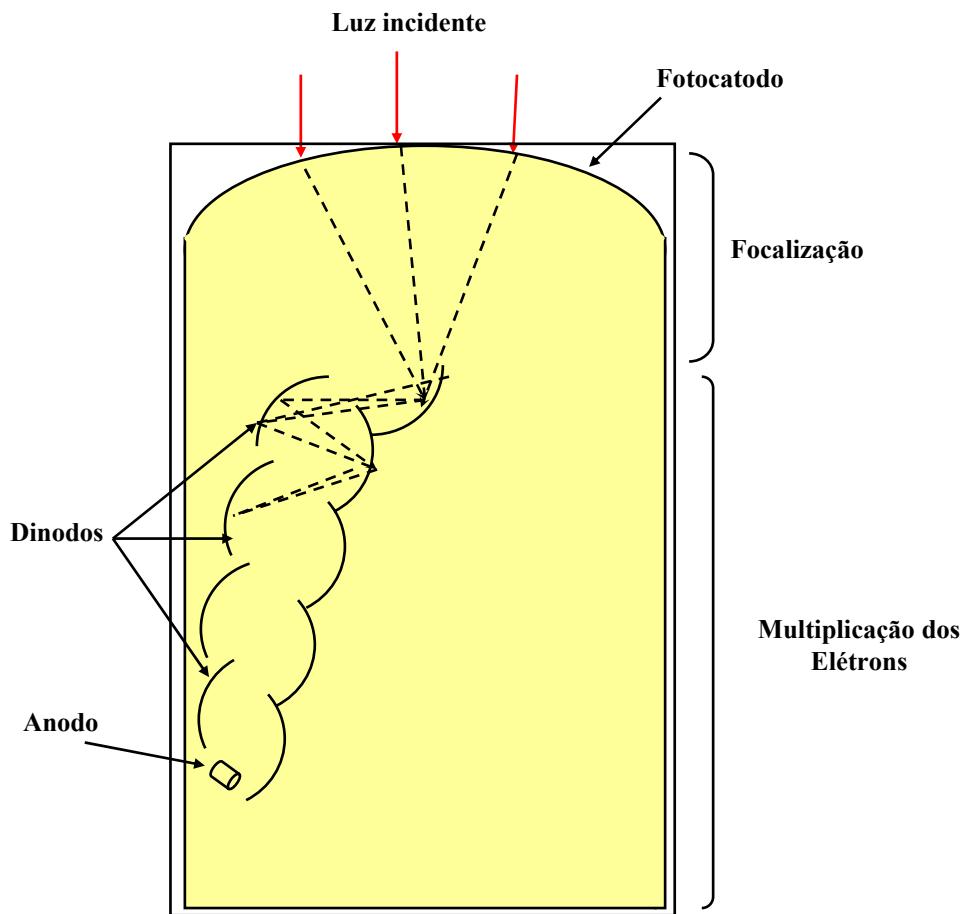


Figura 3-14. Elementos básicos de uma fotomultiplicadora

Os fôtons de luminescência possuem comprimentos de onda diferentes dos fôtons do laser estimulante. Essa característica auxilia a evitar que os fôtons do laser estimulante sejam transformados em um sinal elétrico. Isso é conseguido através da utilização de filtros ópticos na janela do fotocatodo do tubo fotomultiplicador que favorecem somente a passagem dos fôtons de luminescência.

Os fôtons de luminescência ao incidirem sobre o fotocatodo provocam a liberação de elétrons por meio do efeito fotoelétrico. Com a aplicação de uma diferença de potencial entre o fotocatodo e o primeiro dinodo, os elétrons são acelerados na direção do primeiro dinodo e, ao se chocarem com ele provocam a liberação de elétrons secundários que, também, através da aplicação de uma diferença de potencial apropriada, são acelerados em direção ao segundo dinodo e assim sucessivamente.

Os elétrons gerados pelas sucessivas colisões são coletados no anodo produzindo um pulso elétrico que pode ser medido por um circuito eletrônico apropriado. Este sinal, em

uma etapa posterior, é conduzido e processado por um computador. O produto final de todo esse processo é a imagem radiográfica digital.

3.3.2 Imagem Radiográfica Digital

A imagem radiográfica digital consiste em uma matriz onde cada elemento, ou pixel, é representado por um valor numérico que representa uma tonalidade de cor, como representado na Figura 3-15. A imagem radiográfica digital também pode ser compreendida como uma representação numérica da imagem que se deseja observar (Figura 3-16).

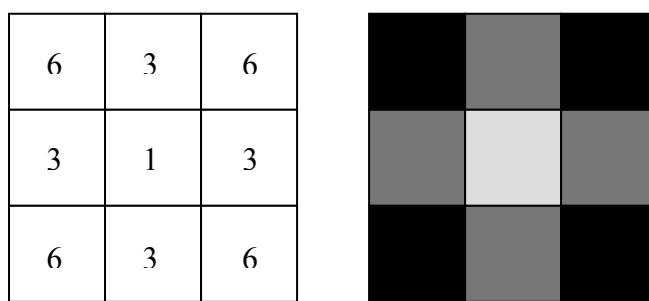


Figura 3-15. Pixels da Imagem Digital

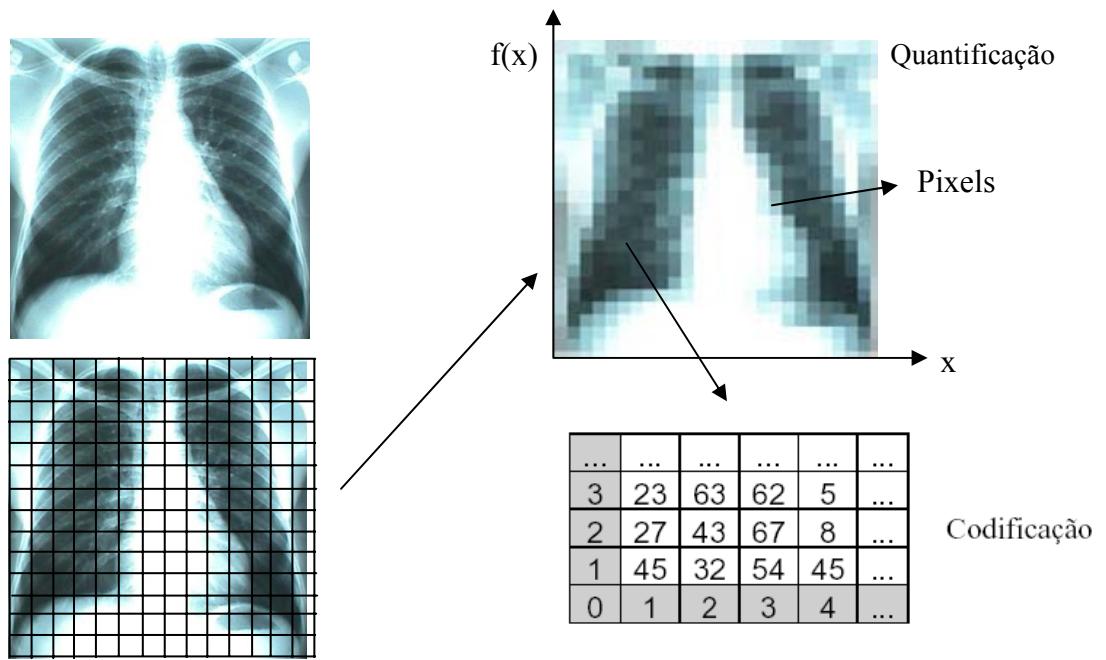


Figura 3-16. Imagem radiográfica digital

A imagem radiográfica digital é armazenada através de dígitos binários denominados **bits**, que podem assumir os valores 0 ou 1. A um conjunto de oito bits chamamos **byte**. Os bits e bytes são usados para representar os pixels da imagem digital. Diferentes configurações de bytes representam as diversas tonalidades de grau de cinza nos pixels. A Figura 3-17 mostra o relacionamento entre as configurações de bytes, valores de pixel e tonalidades de cinza.

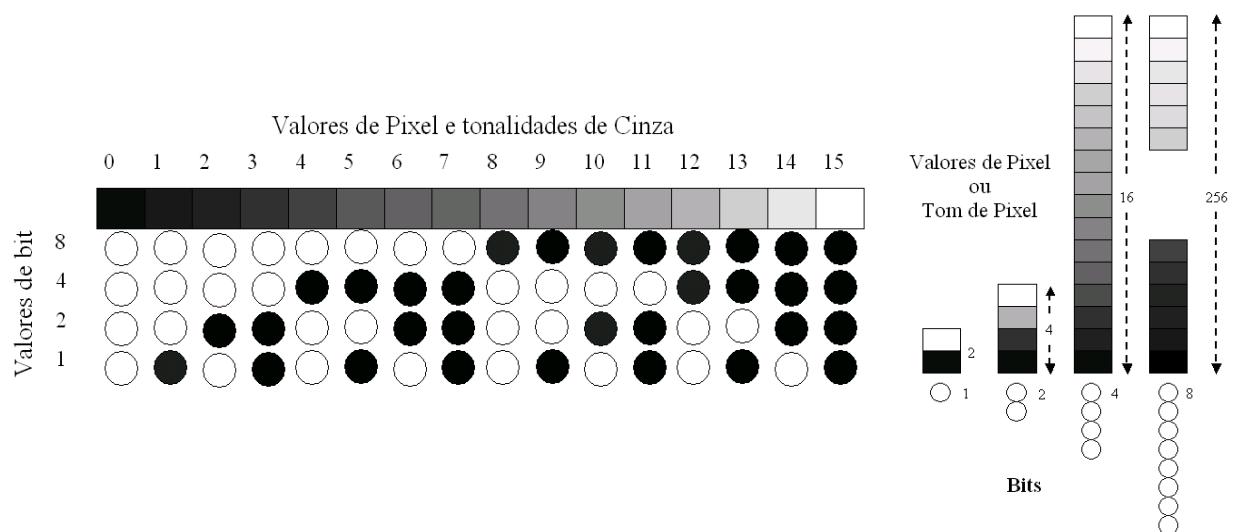


Figura 3-17. Valores de pixel e os tons de cinza

3.4 Qualidade da Imagem Radiográfica Digital

A qualidade de uma imagem radiográfica digital é limitada pela habilidade do sistema em distinguir diferentes atributos físicos do objeto de interesse e representá-los em diferentes tons de cinza ou cores, e também de capturar os detalhes finos sem permitir níveis inaceitáveis de distorções e interferência [119]. Existem quatro parâmetros importantes que determinam a capacidade da imagem médica de conduzir a uma informação clínica útil: o contraste, resolução, nitidez e nível do ruído.

3.4.1 Contraste

Contraste é o grau de diferenciação entre duas estruturas adjacentes, e sua função é tornar visíveis as interfaces e estruturas do corpo inspecionado. O contraste é função da espessura e da diferença de densidade ou composição química (número atômico) da região a ser visualizada, e pode ser dividido em três tipos: Contraste físico, Contraste do sujeito e Contraste da imagem.

A. Contraste Físico

Para uma estrutura ser visível em uma imagem, esta deve possuir contraste físico em relação ao tecido ou meio no qual esta inserida. Este contraste, denominado contraste físico, é função da diferença de densidade ou composição química (número atômico) da estrutura em relação ao meio [117].

Quando uma estrutura é fisicamente diferente, esta atenua mais ou menos radiação que um tecido de igual espessura circunvizinho. O contraste físico é proporcional ao produto da espessura e densidade da região de interesse.

B. Contraste do Sujeito

Após a interação da radiação com diferentes estruturas do corpo, emerge destas uma radiação cuja distribuição em energia é diferente daquela que penetrou o corpo, devido ao fato de, no trajeto haver estruturas de características diferenciadas. A essa nova distribuição de energias que compõe o feixe dá-se o nome de imagem aérea [117].

A partir disso, pode-se definir uma grandeza bastante útil quando se trata da produção de uma imagem: o contraste do sujeito. O contraste do sujeito é a diferença na exposição entre vários pontos dentro da imagem aérea. Este é afetado, além do contraste físico, pelos fatores que influenciam na qualidade da radiação, tais como a tensão aplicada, o material e ângulo do ânodo e a filtração [117].

Pode-se exemplificar o contraste do sujeito comparando as intensidades de raios X emergentes de estruturas como o osso e o músculo. Se as duas intensidades tiverem uma relação de magnitude entre si de quatro vezes, pode-se dizer que o contraste do sujeito terá valor quatro. Na Figura 3-18 é mostrado um gráfico onde se pode observar diferentes intensidade de um feixe de raios X que emerge de estruturas distintas, no caso osso e músculo do braço [117].

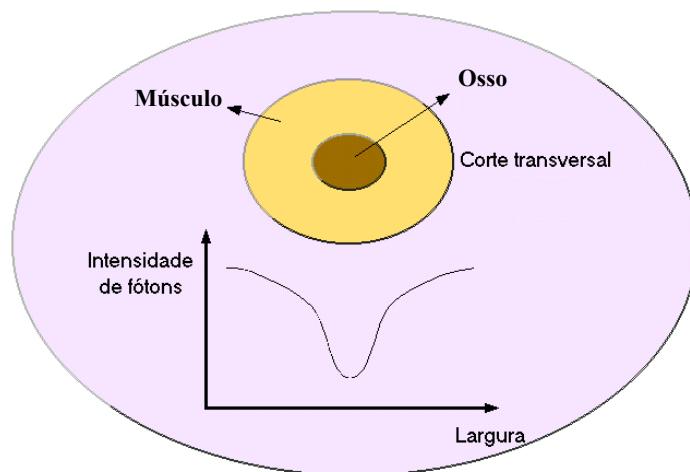


Figura 3-18. Intensidade relativa do feixe de raios X após atravessar o paciente

C. Contraste da Imagem

Em uma imagem, o contraste é o grau de diferenciação em tons de cinza de duas estruturas adjacentes, e sua função é tornar visíveis as projeções das estruturas anatômicas [117].

O contraste da imagem depende basicamente das características das estruturas do paciente, composição dos tecidos, densidade e espessura, da distribuição de energia dos fôtons, da intensidade de fôtons que emergem dos diferentes tecidos e das características do detector digital. Na Figura 3-19 são mostrados os estágios de formação do contraste da imagem digital [117].

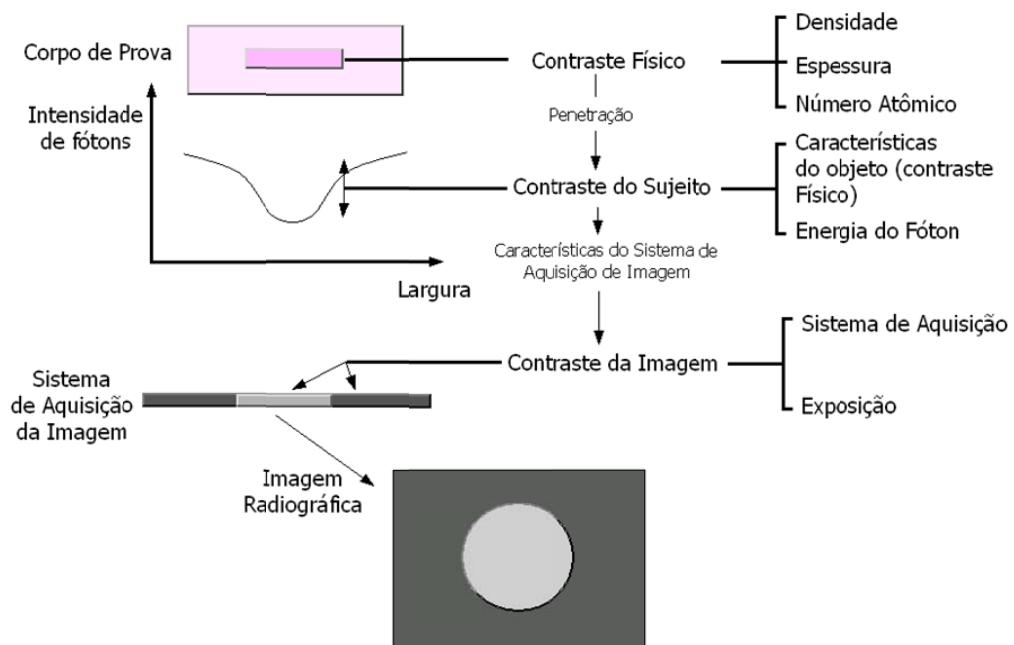


Figura 3-19. Estágios de formação do contraste da imagem

O contraste da imagem digital é afetado pelo número de bits de cada pixels. Quanto maior for este número melhor será a visualização de diferentes detalhes anatômicos em tons de cinza. A Figura 3-20 mostra como a quantidade de bits por pixel influencia na visualização dos detalhes da imagem.

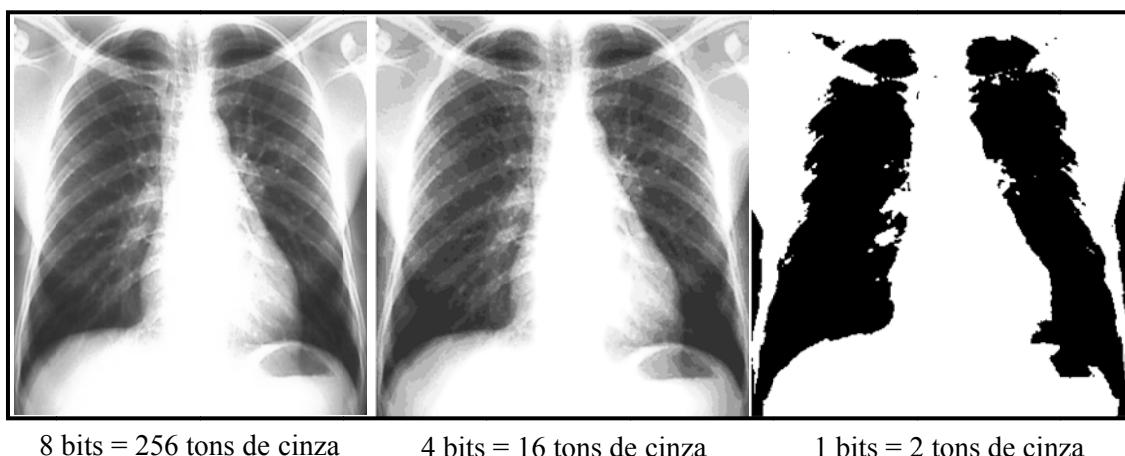


Figura 3-20. Variação do número de bits de cada pixel para uma mesma imagem. Observe a perda de visualização de diversas estruturas no tórax

3.4.1.1 Fatores que Afetam o Contraste

3.4.1.1.1 Radiação Espalhada

Ao atravessar o paciente, o feixe primário (feixe emergente do tubo de raios X) é atenuado devido às interações dos fótons com as estruturas internas do corpo humano. A distribuição espacial de intensidade será função dos diferentes órgãos e materiais que se colocam entre o detector de imagem e o tubo de raios X.

Denomina-se de radiação secundária (ou espalhada) a radiação resultante da interação da radiação primária com o meio [117]. A direção desta radiação quase sempre não é a mesma do feixe primário, e devido a isto, não contribui positivamente para a formação da imagem no detector; ao contrário, interfere, diminuindo o contraste, e assim, mascarando detalhes na imagem. A Figura 3-21 mostra o contraste de uma imagem obtida sem e com a radiação espalhada.

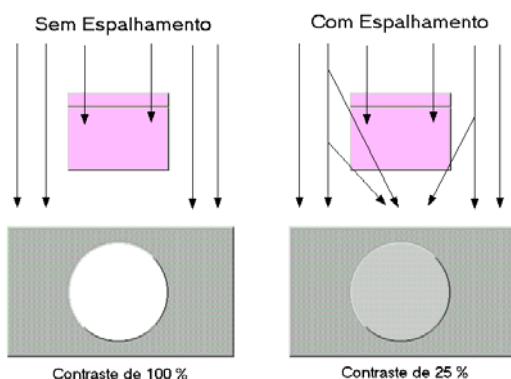


Figura 3-21. Contraste obtido sem e com radiação espalhada, respectivamente

O contraste diminui exponencialmente com o aumento da radiação espalhada [117]. Na Figura 3-22 é apresentado o comportamento do contraste da imagem com o aumento da radiação espalhada.

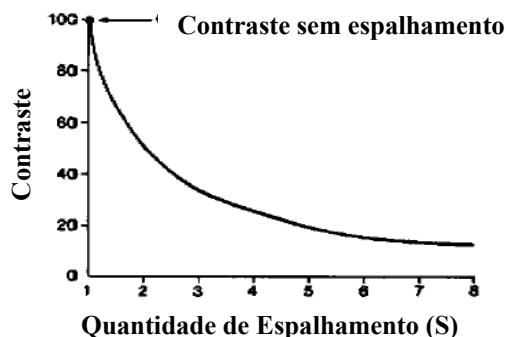


Figura 3-22. Comportamento do contraste da imagem em função da radiação espalhada [117]

3.4.1.1.1 Métodos de Redução da Radiação Espalhada

Para atenuar os efeitos da radiação espalhada na imagem se utilizam algumas técnicas, por exemplo, as grades antidifusoras e o *gap* de ar.

A grade antidifusora (Figura 3-23) consiste em um conjunto de tiras de material radio-opaco separadas entre si e envolvidas por um material radiotransparente. A radiação espalhada é absorvida pelas tiras radio-opacas enquanto o feixe primário atenuado atravessa [117, 118].

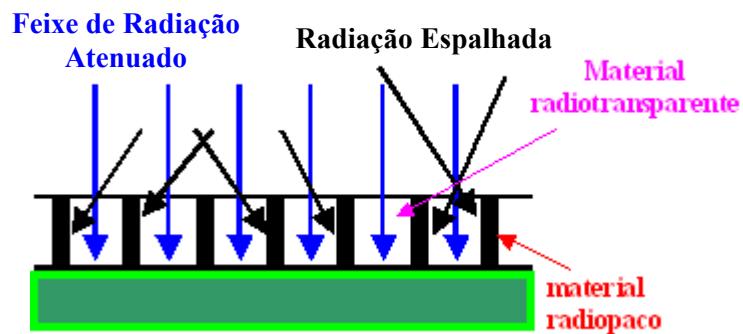


Figura 3-23. Eliminação da radiação espalhada através da grade antidifusora

A técnica de *gap* de ar consiste no aumento da distância entre o filme radiográfico e o objeto, criando uma camada de ar entre os dois. A radiação espalhada que emerge do objeto é mais divergente que o feixe de raios X primário. A quantidade de radiação espalhada que atinge o filme, em relação ao feixe primário, diminui com o aumento da distância do objeto-detector [117]. Na Figura 3-24 é ilustrada a diminuição da radiação espalhada com a técnica de *gap* de ar.

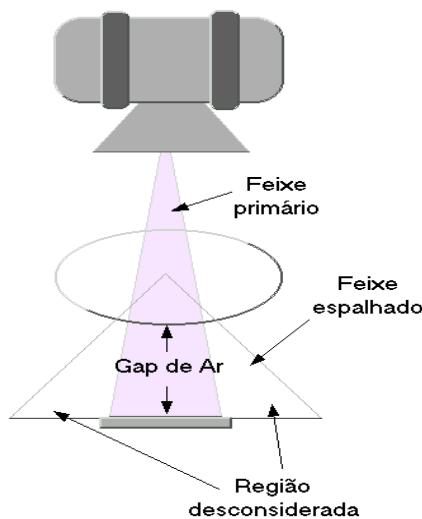


Figura 3-24. Técnica de *gap* de ar

3.4.1.1.2 Energia do Feixe de Radiação

A tensão aplicada ao tubo de raios X é um dos fatores que mais influenciam o contraste, controlando a capacidade de penetração do feixe de radiação [117]. Quanto maior a energia, menor será a diferença entre a intensidade de fótons provenientes das várias densidades de massa do corpo de prova, produzindo menor variação na atenuação. A Figura 3-25 mostra a variação do contraste em função do aumento da energia do feixe.

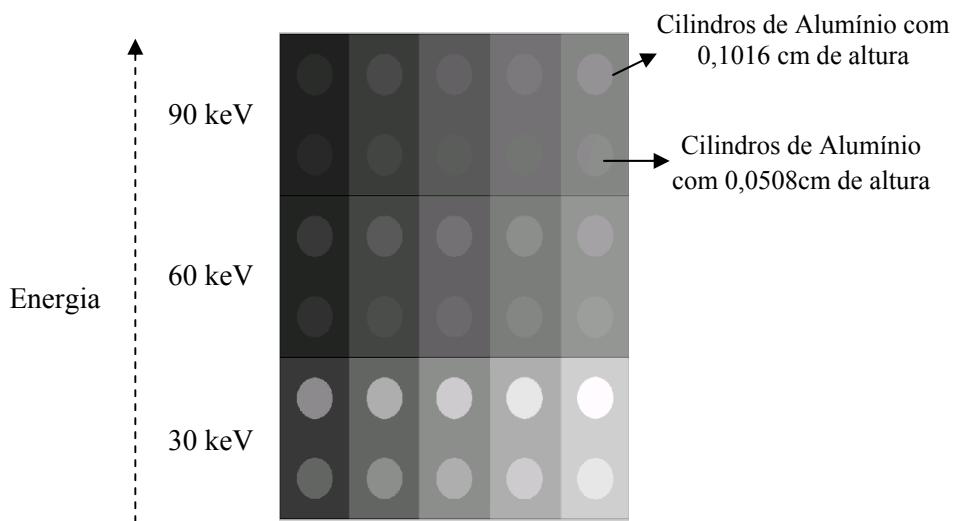


Figura 3-25. Escala de degraus de tecido adiposo com cilindros de alumínio inseridos

3.4.2 Resolução Espacial

Um dos principais parâmetros que afetam a qualidade da imagem digital é a resolução espacial. A resolução espacial é definida como sendo a menor separação (distância) entre dois pontos da imagem que podem ser distinguidos ou visualizados.

Em imagens digitais, o número de pixels lineares existentes em uma medida padrão, tal como milímetro ou polegada (p.p.m ou do inglês d.p.m), define a resolução da imagem, e é única para toda a imagem. Por exemplo, uma resolução de 6 p.p.m. significa que existem 6 pixels em cada medida linear de 1 mm, como mostra a Figura 3-26.

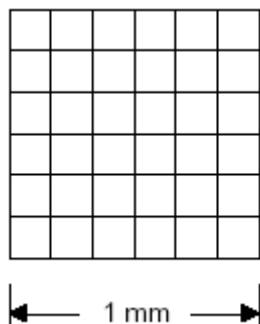


Figura 3-26. Imagem com resolução de 6 p.p.m

3.4.3 Nitidez da Imagem

A nitidez da imagem está associada com o grau de visualização de detalhes na radiografia, e é demonstrada pela clareza de linhas estruturais finas e pelas bordas de estruturas visíveis na imagem radiográfica. A insuficiência de detalhes ou definição é conhecida como “borramento” da imagem.

Uma imagem é considerada ideal quando cada ponto dentro do objeto inspecionado é representado por um pequeno e bem definido ponto na imagem. No entanto, na prática, isto não acontece. As representações geométricas de estruturas, na imagem, sempre estão associadas a um grau de “borramento”, como mostra a Figura 3-27.

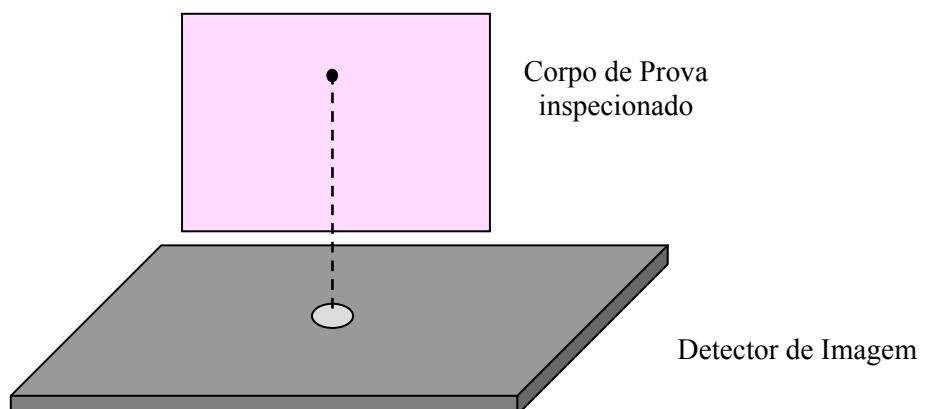


Figura 3-27. Representação de um ponto individual do corpo de prova na imagem

3.4.3.1 Fatores que Afetam a Nitidez da Imagem

3.4.3.1.1 Distribuição da Intensidade do Feixe no Ponto Focal

A nitidez de uma imagem varia com a distribuição de intensidade do feixe através do ponto focal. A Figura 3-28 mostra a perda da nitidez da imagem devido a distribuição de intensidade do feixe no ponto focal.

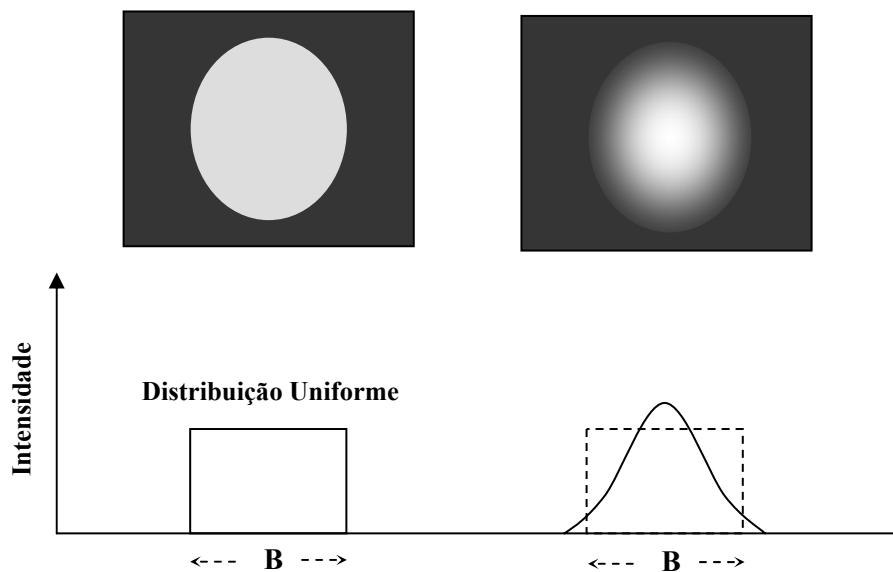


Figura 3-28. Perda da nitidez da imagem devido a distribuição de intensidade do feixe no ponto focal

3.4.3.1.2 Fatores Geométricos

Os fatores geométricos interferem na representação de estruturas na imagem, causando distorções, ampliação e indefinição de contornos.

A distorção da imagem pode ser provocada pela distância inadequada do foco da fonte ao sistema de detecção de imagem, pela distância inadequada do foco ao objeto irradiado e pelo não alinhamento do raio central do feixe com o objeto inspecionado.

Quando o objeto irradiado está separado do sistema de detecção, a imagem deste tende a ser maior. Esta ampliação ou magnificação aumenta com o acréscimo da distância foco-detector (DFD) ou com a aproximação do objeto irradiado em relação ao foco da fonte (distância foco-objeto: DFO). Nas Figuras 3-29 e 3-30 são mostradas essas duas situações, em que a magnificação aumenta a indefinição das bordas das estruturas na imagem.

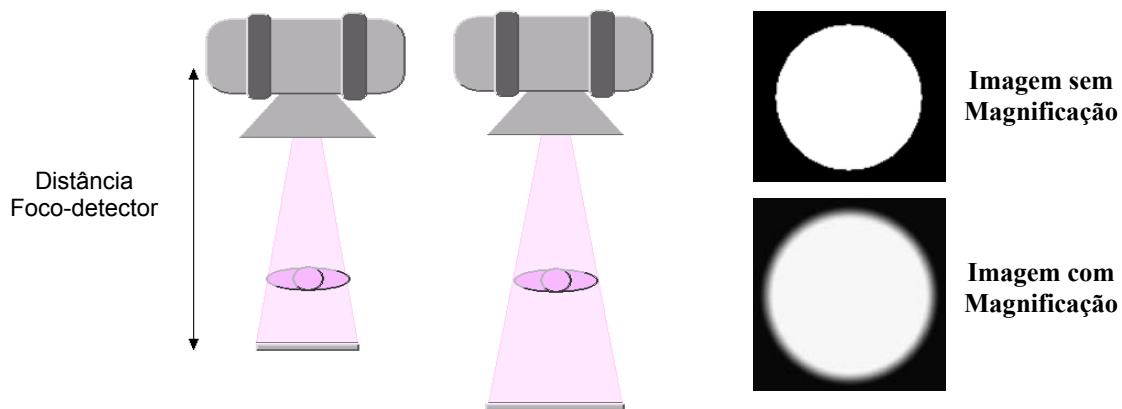


Figura 3-29. Ampliação da imagem em função de distâncias foco-detector diferentes

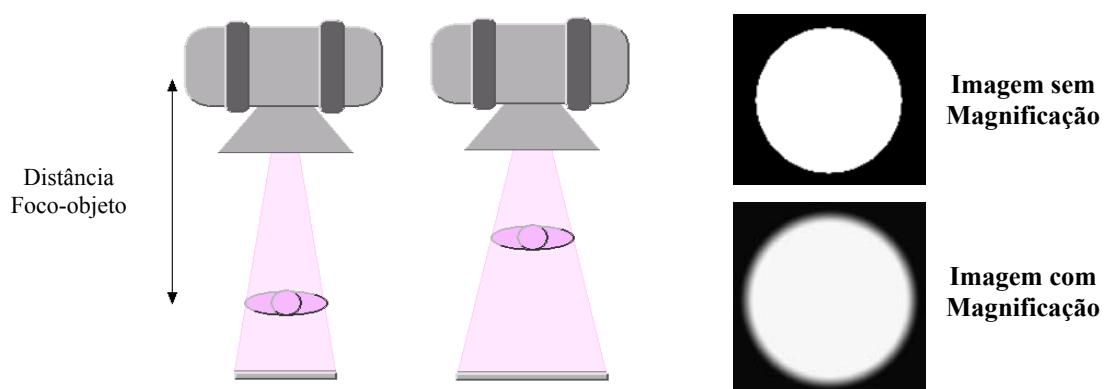


Figura 3-30. Ampliação da imagem em função de distâncias foco-objeto diferentes

Uma importante causa de distorção da imagem é o não alinhamento do eixo central do feixe com o objeto. As partes do objeto fora do centro do feixe sofrem maior distorção. Na Figura 3-31 é mostrada a distorção de uma imagem causada pelo não alinhamento do eixo central do feixe com o objeto.

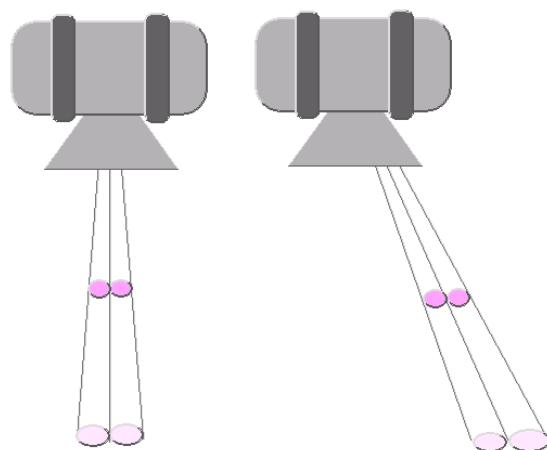


Figura 3-31. Distorção de uma imagem causada pelo não alinhamento do eixo central do feixe com o objeto

3.4.3.1.3 Tamanho Finito do Ponto Focal

Um dos principais fatores que interferem na nitidez da imagem é o tamanho focal. Quanto maior for o tamanho focal de uma fonte de radiação maior será a indefinição das bordas estruturais da imagem, principalmente quando houver magnificação [117], conforme mostra a Figura 3-32.

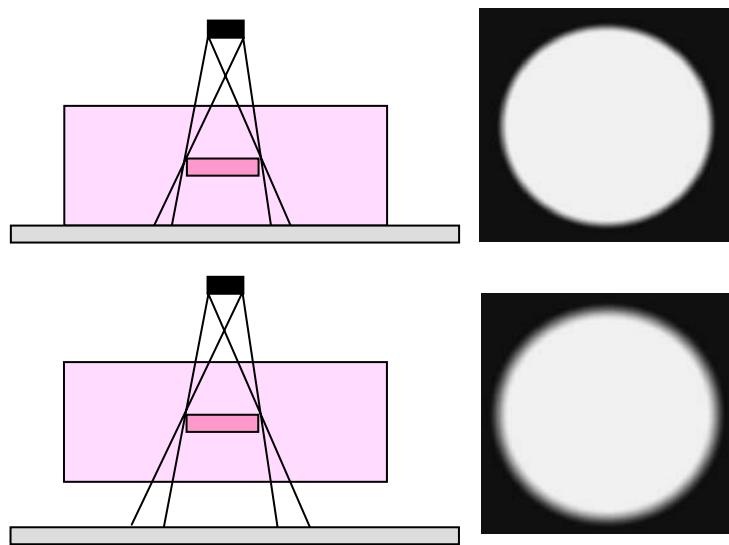


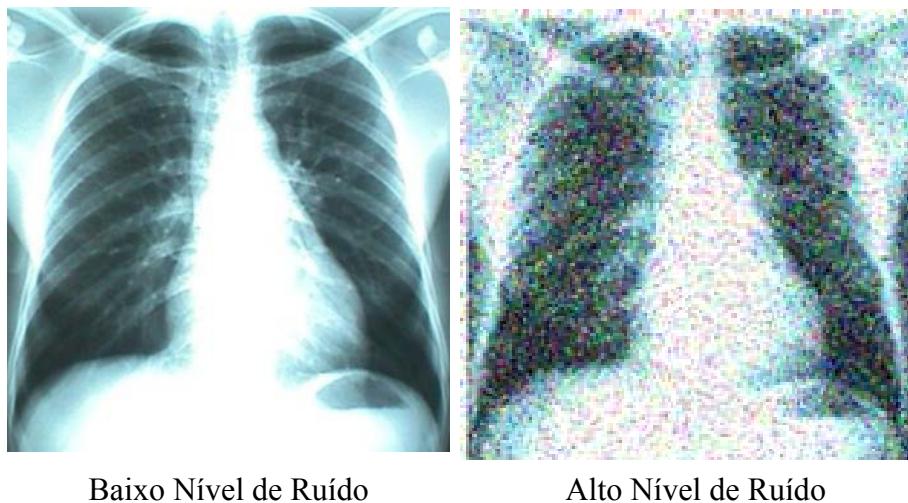
Figura 3-32. Perda de nitidez devido ao tamanho finito do ponto focal

3.4.4 Ruído da Imagem

Ao observar uma imagem radiográfica, mesmo de um objeto homogêneo sem variações de espessura, é fácil verificar pequenas variações aleatórias nos tons de cinza ou cores. Estas variações aleatórias são denominadas ruído. Embora o ruído forneça a imagem uma aparência indesejável, o mais significativo efeito do ruído é a redução de visualização de detalhes na imagem especialmente em regiões de baixo contraste. O efeito do ruído na visualização de detalhes na imagem pode ser observado na Figura 3-33.

O ruído da imagem pode ser dividido em dois tipos: o ruído quântico e o ruído eletrônico.

O ruído quântico se origina da forma aleatória que os fôtons de radiação são distribuídos no processo de formação da imagem (Figura 3-34), e o ruído eletrônico se origina dos estágios de processamento do sinal eletrônico que será utilizado para obter a imagem.



Baixo Nível de Ruído

Alto Nível de Ruído

Figura 3-33. Imagens obtidas com baixo e alto nível de ruído

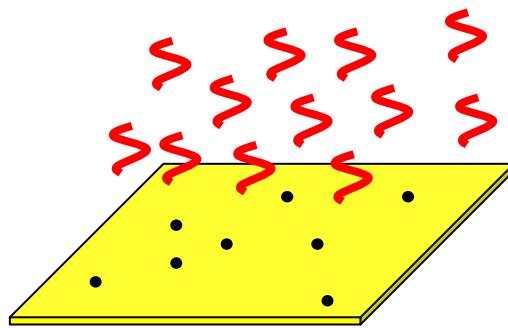


Figura 3-34. Forma aleatória que os fótons são distribuídos durante a formação da imagem

O ruído é um fenômeno indesejado e que, portanto, deve ser avaliado. Esta avaliação é feita através da medição da razão sinal-ruído (SNR), que fornece uma estimativa da proporção de ruído perante o sinal da imagem. Quanto maior for a razão sinal ruído maior qualidade de visualização de detalhes a imagem apresentará.

$$SNR = \frac{Sinal}{Ruido} \quad (3.3)$$

Para uma imagem radiográfica digital a razão sinal ruído pode ser obtida para uma específica região através do valor médio de intensidade de pixel (μ) e o desvio padrão dos mesmos (σ) [119], conforme a equação 3.4.

$$SNR = \frac{\mu}{\sigma} \quad (3.4)$$

Alterações na razão sinal ruído são observadas na literatura a fim de comparar duas regiões distintas da imagem [14, 120, 121, 122]. Uma bem conhecida é denominada razão diferencial sinal ruído (SNRd), calculada através da equação 3.5 [122]:

$$SNRd = \frac{\langle L(i,j) \rangle - \langle B(m,n) \rangle}{\sigma_B} \quad (3.5)$$

onde,

$$\langle L(i,j) \rangle = \frac{1}{i \times j} \sum_{i,j} L(i,j) \quad (3.6)$$

$$\langle B(m,n) \rangle = \frac{1}{m \times n} \sum_{m,n} B(m,n) \quad (3.7)$$

$$\sigma_B = \sqrt{\left(\frac{1}{(m \times n) - 1} \sum_{m,n} (B(m,n) - \langle B(m,n) \rangle)^2 \right)} \quad (3.8)$$

$B(m,n)$ é a área da imagem selecionada fora da região circunvizinha ao detalhe da imagem e $L(i,j)$ é a área selecionada dentro da região de detalhe (disco de alumínio) da imagem, como mostrado na Figura 3-35.

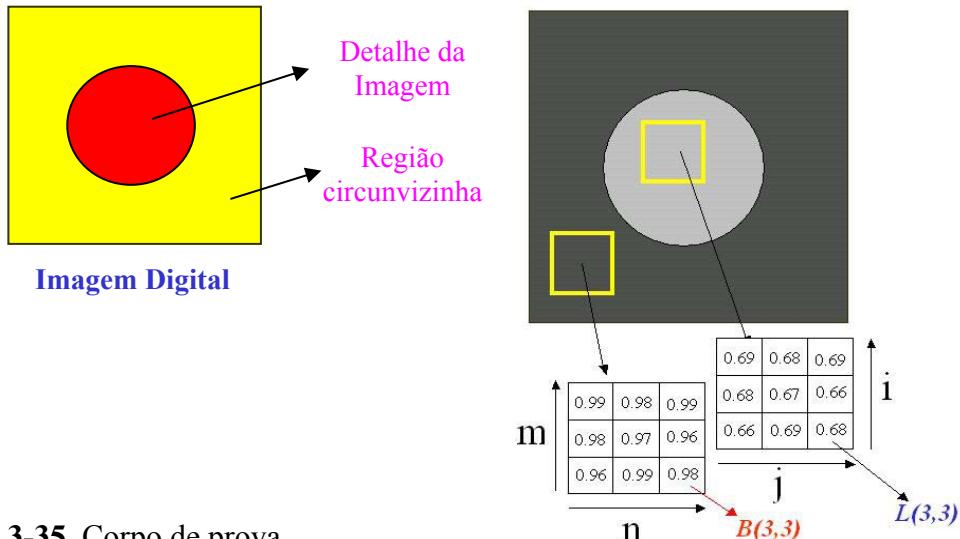


Figura 3-35. Corpo de prova

3.5 Conceitos Básicos de Dosimetria

3.5.1 Unidades e Grandezas

Em 1928, a Comissão Internacional de Unidades e Medidas Radiobiológicas adotou formalmente o “roentgen” (R) como sendo uma unidade de radiação; em 1937, sofreu algumas modificações, mas seu conceito fundamental continuou o mesmo.

O roentgen foi definido como: a quantidade de raios X ou gama que, associada a uma emissão corpuscular de 1 cm³ de ar (0,001293g), produz íons de ambos os sinais que carregam uma unidade eletrostática de carga (1e⁻¹⁶) [123].

Por muito tempo, o roentgen foi usado para medir quantidade de radiação e energia absorvida, no qual, para certas condições, os números são até compatíveis, mas na verdade com significados bem diferentes. Por esta razão, em 1956, foi adotado o rad (“radiation absorbed dose”) como unidade de radiação para medir a energia absorvida num meio, sendo igual à absorção de 100 erg/g. Em 1962, foi feita uma revisão na terminologia e, em 1975 a Comissão Internacional de Unidades e Medidas Radiobiológicas adotou [124]:

A. Exposição (X)

A exposição (X) é definida como a soma de todas as cargas elétricas de todos os íons de mesmo sinal (dQ), produzidos no ar, quando todos os elétrons liberados pelos fótons em um elemento de volume de ar de massa (dm) são completamente absorvidos (Equação 3.9). A unidade desta grandeza no Sistema Internacional de Unidades é o C/kg [125].

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (3.9)$$

Embora exista a recomendação internacional de utilizar somente a unidade C/kg para Exposição, a unidade roentgen (R) ainda continua sendo utilizada. A relação entre as duas unidades é:

$$1 \text{ R} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C/kg} \quad (3.10)$$

A exposição é uma medida da habilidade ou da capacidade da radiação X e gama em produzir ionização no ar. Sendo assim, esta grandeza, não se define para nêutrons, partículas alfa ou beta [126].

O uso da grandeza “exposição” tende a ser descontinuada no decorrer do tempo, mas muitos laboratórios de padronização continuam a calibrar instrumentos em relação à exposição por esta grandeza ser utilizada por uma grande parte de monitores portáteis utilizados em proteção radiológica, e aparecer com freqüência em muitos documentos de referência [126].

B. Kerma (K)

O kerma é a grandeza que descreve a primeira etapa na absorção de radiação pela matéria: a transferência de energia dos fótons aos elétrons no meio (*kinetic energy released in material*) [127]. O kerma é definido como quociente de dE_{tr} por dm (Equação 3.11), onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas não carregadas num material de massa dm [127].

$$k = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (3.11)$$

A unidade de kerma é $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$. O nome especial para a unidade de kerma é gray (Gy).

$$1\text{Gy} = 1\text{J}\cdot\text{kg}^{-1} \quad (3.12)$$

Apesar de a grande maioria da energia cinética inicial dos elétrons ser transferida ao meio por colisões com elétrons atômicos causando ionização ou excitação, uma pequena parte é transferida em colisões com núcleos atômicos, resultando na emissão de radiação eletromagnética (*bremssstrahlung*). Dessa forma, o Kerma pode ser subdividido em Kerma de colisão (K_{col}) e Kerma de radiação (K_{rad}).

$$K = K_{col} + K_{rad} \quad (3.13)$$

C. Dose Absorvida (D)

A grandeza dose absorvida (D) é definida pelo quociente de dE por dm (Equação 3.14), onde dE é a energia média depositada pela radiação ionizante num material de massa dm [127].

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (3.14)$$

A energia depositada, E, pela radiação ionizante na matéria num volume é uma grandeza estocástica, ou seja, seus valores variam descontinuamente no espaço e tempo, e é dada por:

$$E = \sum R_{\text{entra}} - \sum R_{\text{sai}} + \sum Q \quad (3.15)$$

onde

- $\sum R_{\text{entra}}$ é a energia da radiação incidente no volume, isto é, a soma das energias (excluindo a energia de repouso) de todas as partículas ionizantes carregadas ou não carregadas que entram no volume.
- $\sum R_{\text{sai}}$ é a energia da radiação emergente do volume, isto é, a soma das energias (exceto a energia de repouso) de todas as partículas ionizantes carregadas ou não carregadas que saem do volume;
- $\sum Q$ é a soma de todas as alterações da energia de repouso do núcleo e das partículas elementares em qualquer transformação nuclear que ocorra no volume.

A diferença entre kerma e dose absorvida, é que esta última depende da energia média absorvida na região de interação (local) e o kerma, depende da energia total transferida ao material. Para se estabelecer uma relação entre kerma e dose absorvida é preciso que haja equilíbrio de partículas carregadas ou equilíbrio eletrônico [128]. Nestas condições, o kerma de colisão K_{col} é igual à dose absorvida D.

3.5.2 Grandezas de Radioproteção

A. Dose Absorvida Média em um Órgão ou Tecido (D_T)

A grandeza física básica usada em proteção radiológica é a dose absorvida (D_T). É a energia média depositada em um órgão ou tecido definido, T, dividida pela massa daquele órgão, dada pela expressão [127],

$$D_T = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (3.16)$$

onde $d\varepsilon$ é a energia média depositada pela radiação ionizante em um órgão ou tecido de massa dm. A dose absorvida média em um órgão ou tecido é expressa em $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$ no Sistema Internacional de Unidades, o nome especial para esta unidade é o gray (Gy).

B. Dose Equivalente (H_T)

Como os efeitos da radiação podem variar com a qualidade (tipo e energia) da radiação, para uma mesma dose absorvida, foi necessário criar um conceito com o qual fosse possível comparar os efeitos devido às diferentes qualidades de radiação. Assim algumas radiações são mais efetivas do que outras em causar efeitos estocásticos. Para considerar isto, foi introduzida a grandeza dose equivalente, H_T , que é a dose absorvida média em um órgão ou tecido, ($D_{T,R}$), multiplicada por um fator de peso adimensional da radiação, w_R , relativo ao tipo e energia da radiação incidente R, ou seja [127]:

$$H_T = D_{T,R} \cdot w_R \quad (3.17)$$

A dose equivalente é expressa em $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$ no Sistema Internacional de Unidades. Para evitar confusão com a dose absorvida, a unidade especial para a dose equivalente recebe o nome de *sievert* (Sv).

Os fatores de peso da radiação w_R são fornecidos pela ICRP 60 [129] com base nos valores da Eficácia Biológica Relativa (RBE) da radiação na indução de efeitos estocásticos a baixas doses. Os valores de w_R , apresentados na Tabela 3-1, são

relacionados à radiação externa incidente sobre o corpo ou à radiação emitida por radionuclídeos depositados internamente no corpo.

Tabela 3-1: Valores dos fatores de peso da radiação w_R [129]

Tipos e intervalos de energia	Fator de peso da radiação, w_R
Fótons, todas as energias	1
Elétrons e muons, todas as energias	1
Nêutrons, energia	
<10 keV	5
>10 keV a 100 keV	10
>100 keV a 2 MeV	20
>2 MeV a 20 MeV	10
>20 MeV	5
Prótons, (não de recuo) energia >2 MeV	5
Partículas alfa, fragmento de fissão e núcleos pesados	20

C. Dose Efetiva (E)

O conceito de dose efetiva nasceu da necessidade de quantificar a dose no corpo considerando a radiosensibilidade de cada órgão, de forma a relacioná-la ao risco, que é a base da proteção radiológica.

A dose efetiva, E, é a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos e órgãos do corpo, expressa por:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (3.18)$$

Onde w_T é o fator de peso do tecido T e H_T é a dose equivalente. No Sistema Internacional de Unidades, a dose efetiva é expressa em $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$, mas recebe o nome especial de *sievert* (Sv). Os valores de w_T para os órgãos ou tecidos considerados para cálculo da dose efetiva, estipulados pela publicação número 60 da ICRP [129], são apresentados na Tabela 3-2.

Tabela 3-2: Fatores de peso para órgãos e tecidos específicos para o cálculo de dose efetiva [126]

Tecidos ou órgãos	w _T
Gônadas	0,20
Medula óssea vermelha	0,12
Côlon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,05
Mamas	0,05
Fígado	0,05
Esôfago	0,05
Tireóide	0,05
Pele	0,01
Superfície óssea	0,01
Restantes *	0,05

*Restantes composto por: glândulas adrenais, cérebro, traquéia, intestino delgado, rins, músculos, pâncreas, baço, timo e útero.

3.6 Coeficientes de Risco

Os riscos à saúde devido a baixos níveis de radiação ionizante têm sido estudados e fornecidos pelo documento denominado *Biologic Effects of Ionizing Radiation* (BEIR). Em sua sétima edição, BEIR VII [130], o documento realiza uma profunda e sistemática análise dos efeitos a saúde humana devido a baixos níveis de exposição às radiações ionizantes de baixa transferência linear de energia (LET) tais como raios X e gama.

Uma importante contribuição do comitê elaborador do BEIR VII tem sido o desenvolvimento de modelos que permitem estimar o risco de indução ao câncer e mortalidade devida a esta doença, considerando a dose, o sexo e a idade do individuo exposto. Este documento permite o cálculo dos riscos para os seguintes tipos de câncer: estômago, colo, fígado, pulmão, mama, próstata, útero, ovário, bexiga, tireóide, outros cânceres sólidos e leucemia.

3.6.1 Cálculo do Risco Atribuível ao Tempo de Vida (LAR)

A medida primária de risco do BEIR VII é o Risco Atribuível ao Tempo de Vida (*Lifetime Attributable Risk – LAR*). Para um indivíduo exposto a uma dose (D) em uma idade (e), o LAR é dado por:

$$LAR(D, e) = \sum_{e+L}^{100} M(D, e, a).S(a)/S(e) \quad (3.19)$$

Na equação 3.19 o somatório é realizado no intervalo de $a=e+L$ a $a=100$, onde a é a idade alcançada (em anos) após uma exposição que ocorreu em uma idade e , e L é o período de latência (2 anos para leucemia e 5 anos para cânceres sólidos). $S(a)$ é a probabilidade de sobrevivência a uma idade a , e $S(a)/S(e)$ é a probabilidade de sobrevivência a uma idade a condicional a sobrevivência a idade e .

O termo $M(D,e,a)$ da Equação 3.19 pode ser calculado utilizando o modelo de *Risco Relativo Excessivo* (ERR) ou o modelo de *Risco Absoluto Excessivo* (EAR). No modelo de ERR, o risco de indução ao câncer e o risco de mortalidade devido ao câncer associados às baixas doses, são expressos em relação ao risco *background* (riscos de indução ao câncer e mortalidade devido ao câncer associados a outros fatores). No modelo EAR o risco de indução ao câncer e o risco de mortalidade devido ao câncer associados às baixas doses, são expressos como a diferença entre o risco total e o risco *background*. O risco total é a soma do risco associado às baixas doses e do risco associado a outros fatores.

Utilizando o modelo de *Risco Relativo Excessivo* (ERR) o termo $M(D,e,a)$ é calculado através da equação:

$$M(D, e, a) = ERR(D, e, a). \lambda_l^c(a) \quad (3.20)$$

para incidência de câncer, e

$$M(D, e, a) = ERR(D, e, a). \lambda_M^c(a) \quad (3.21)$$

para mortalidade de câncer.

onde o termo $\lambda_I^c(a)$ representa a taxa de incidência de câncer dependente da idade e sexo, e $\lambda_M^c(a)$ a taxa de mortalidade devido ao câncer dependente da idade e sexo [130]. O termo c designa o tipo ou categoria do câncer.

O termo $M(D,e,a)$ estimado através do modelo de *Risco Absoluto Excessivo* (EAR) é calculado através das equações:

$$M(D, e, a) = EAR(D, e, a) \quad (3.22)$$

para incidência de câncer e mortalidade de cânceres sólidos, e

$$M(D, e, a) = EAR(D, e, a) \cdot \lambda_M^c(a) / \lambda_I^c(a) \quad (3.23)$$

para mortalidade de um tipo ou categoria específica de câncer. O termo $\lambda_M^c(a) / \lambda_I^c(a)$ é a razão entre a mortalidade e incidência de um determinado tipo de câncer para uma específica idade e sexo [130].

3.6.2 Resultados Combinados dos Modelos ERR e EAR

O BEIR VII calcula os valores de LAR separadamente baseados nos modelos EAR e ERR, como descrito anteriormente, e posteriormente os combina usando uma média ponderada:

$$LAR_{BEIRVII} = (LAR_R)^w (LAR_A)^{1-w} \quad (3.24)$$

onde $LAR_{BEIRVII}$ é o LAR obtido pela média ponderada do LAR adquirido com o modelo ERR (LAR_R) e adquirido com o modelo EAR (LAR_A), com peso w dependente do tipo de câncer. Para a maioria dos tipos de câncer o BEIR VII recomenda w igual a 0,7, colocando assim, mais ênfase nos resultados do modelo ERR.

3.6.3 Avaliação quantitativa da incerteza do Risco Atribuível ao Tempo de Vida

Devido às várias fontes de incerteza, o BEIR VII [130], não considera estimativas específicas do LAR, e sim de uma gama de valores possíveis para os cálculos de

incerteza. Embora um intervalo de confiança seja um dispositivo estatístico usual para isto, a aproximação neste documento também conta com incertezas externas aos dados, tratando de distribuições de probabilidade subjetivas para essas incertezas, como se eles resultassem de dados reais. A gama resultante de plausíveis valores para o LAR é consequentemente intitulado de “intervalo de confiança subjetivo”.

A análise quantitativa enfatiza três fontes:

- 1 - A variabilidade de amostras em estimativas de parâmetros de modelo de risco dos dados LSS (*Life Span Study of A-bomb survivors*);
- 2 - A incerteza na transferência do risco da população japonesa para a dos Estados Unidos (Base de dados também usada);
- 3 - A incerteza no valor apropriado do DDREF (*Dose and Dose Rate Effectiveness Factor*) para ajuste do risco de baixas doses baseado no modelo de risco linear estimado dos dados do LSS.

A aproximação usada é convencional uma vez que encontra a variância do LAR (na escala log) induzida pelas variâncias das três fontes supracitadas.

3.6.4 Estimativa de ERR e EAR

Para a maioria dos tipos de câncer, cálculos separados dos LAR foram feitos usando ambos os modelos, o *risco relativo excessivo* (ERR) e o *risco absoluto excessivo* (EAR). Para a maioria dos cânceres sólidos (exceto para mama e tireóide), os modelos ERR e EAR foram baseados exclusivamente na análise de dados de sobreviventes das bombas atômicas.

Com exceção dos cânceres de mama e tireóide, os modelos ERR e EAR são funções do sexo (s), idade em exposição (e), e idade alcançada após exposição (a), e são calculados conforme a equação:

$$EAR(x, e, a) \text{ ou } ERR(x, e, a) = \beta_s \cdot D \cdot \left(\frac{a}{60}\right)^{\eta} \cdot \exp(\gamma e^*) \quad (3.25)$$

onde, $e^* = \frac{e-30}{10}$ para $e < 30$ e zero (0) para $e = 30$ e $e > 30$. Esta condição foi inserida devido aos modelos ERR e EAR diminuírem em função do aumento de e , quando este é

inferior a 30 anos. Não existem indicações do mesmo comportamento para e acima de 30 anos [130].

Os modelos para cânceres de tireóide e mama utilizam o termo e ao invés de e^* na Equação 3.25.

D é a dose dada em *sievert* (Sv), e é a idade dada em anos e a é a idade alcançada dada em anos. A equação 3.25 fornece ERR/Sv e EAR por número de casos em 10^4 pessoas – Sv. Os parâmetros β_s , γ e η dependem do tipo de modelo usado (ERR ou EAR). As Tabelas 3-3 e 3-4 apresentam os valores dos parâmetros para os cálculos.

Tabela 3-3: Valores de parâmetros usados nos modelos de risco ERR e EAR no BEIR VII [130]. Estes parâmetros são os mais recomendados pelo BEIR VII, embora sejam descritos outros no documento

Tipos de Câncer	Modelo ERR				Modelo EAR			
	B _M (95% IC)*	B _F (95% IC)*	γ**	η***	B _M (95% IC)*	B _F (95% IC)*	γ**	η***
Estômago	0,21 (0,11-0,40)	0,48 (0,31-0,73)	-0,30	-1,4	4,9 (2,7-8,9)	4,9 (3,2-7,3)	-0,41	2,8
Colo	0,63 (0,37-1,1)	0,43 (0,19-0,96)	-0,30	-1,4	3,2 (1,8-5,6)	1,6 (0,8-3,2)	-0,41	2,8
Fígado	0,32 (0,16-0,64)	0,32 (0,10-1,0)	-0,30	-1,4	2,2 (1,9-5,3)	1,0 (0,4-2,5)	-0,41	4,1
Pulmão	0,32 (0,15-0,70)	1,40 (0,94-2,1)	-0,30	-1,4	2,3 (1,1-5,0)	3,4 (2,3-4,9)	-0,41	5,2
Mama	----	0,51 (0,28-0,83)	0	-2,0	----	9,4 (6,7-13,3)	-0,51	3,5 - 1,1****
Próstata	0,12 (<0-0,69)	----	-0,30	-1,4	0,11 (<0-1,0)	----	-0,41	2,8
Útero	----	0,055(<0-0,22)	-0,30	-1,4	----	1,2 (<0-2,6)	-0,41	2,8
Ovário	----	0,38 (0,10-1,4)	-0,30	-1,4	----	0,70 (0,2-2,1)	-0,41	2,8
Bexiga	0,50 (0,18-1,4)	1,65 (0,69-4,0)	-0,30	-1,4	1,2 (0,4-3,7)	0,75 (0,3-1,7)	-0,41	6,0
Outros Cânceres Sólidos	0,27 (0,15-0,50)	0,45 (0,27-0,75)	-0,30	-2,8	6,2 (3,8-10,0)	4,8 (3,2-7,3)	-0,41	2,8
Tireóide *****	0,53(0,14-2,0)	1,05 (0,28-3,9)	-0,83	0				

* Os símbolos M e F, referem-se ao sexo masculino e feminino, respectivamente. IC significa intervalo de confiança.

** expresso em décadas.

*** Exponente da idade atingida.

**** 3,5 para idade alcançada menor que 50 anos, e 1,1 para idade alcançada maior que 50 anos.

***** Calculado somente no modelo ERR.

Tabela 3-4: Valores de parâmetros usados nos modelos de risco ERR e EAR no BEIR VII [130] para cálculo dos riscos de incidência e mortalidade devido a todos os tipos de câncer sólido

Todos Tipos de Câncer Sólido	Modelo ERR				Modelo EAR			
	B _M (95% IC)*	B _F (95% IC)*	γ**	η***	B _M (95% IC)*	B _F (95% IC)*	γ**	η***
Incidência	0,33(0,24-0,47)	0,57 (0,44-0,74)	-0,30	-1,4	22 (15-30)	28 (22-36)	-0,41	2,8
Mortalidade	0,23 (0,15-0,36)	0,47 (0,34-0,65)	-0,56	-0,67	11 (7,5-17)	13 (9,8-18)	-0,37	3,5

* Os símbolos M e F, referem-se ao sexo masculino e feminino, respectivamente. IC significa intervalo de confiança.

** expresso em décadas

*** Exponente da idade atingida.

3.7 O Método de Monte Carlo

O método de Monte Carlo fornece soluções aproximadas para uma variedade de problemas físicos e matemáticos por realizar amostragens estatísticas em um computador. Em um problema de transporte de partículas, partículas individuais são simuladas e o resultado de sua história (isto é, o comportamento das partículas) é registrado e pode, por exemplo, ser utilizado para determinar o comportamento médio das partículas transportadas. Para o código MCNPX o resultado da vida de partículas transportadas é determinado por distribuições de probabilidades dos possíveis eventos físicos (interações, espalhamento, captura, etc.), que são randomicamente amostrados e utilizados juntos com bibliotecas de dados atômicos e nucleares. Toda partícula é seguida desde sua criação até sua morte. O programa cria uma trajetória de partícula para toda partícula simples. Se uma partícula interage, novas trajetórias são criadas para a partícula antiga com uma nova direção (e energia), e para as novas partículas criadas na interação, como mostra a Figura 3-36. Para determinar se, e onde, um evento ocorre, dados tais como de seção de choque e densidade, bem como modelos físicos são utilizados [107].

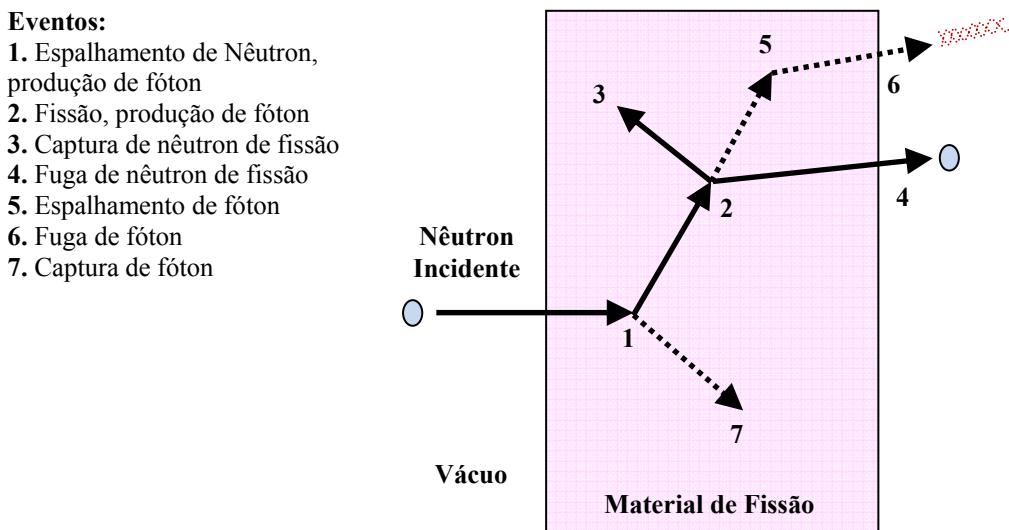


Figura 3-36. Representação da história de um nêutron incidente em uma placa de material fissil

3.7.1 Simulações com o código MCNPX

Na simulação com o MCNPX, o usuário cria um arquivo de entrada (*input*) contendo todas as informações sobre o problema que será simulado. O arquivo de entrada deve ser da seguinte forma:

Título do problema

Cell Cards (Descrição das células)

(linha em branco)

Surface Cards (Descrição das superfícies)

(linha em branco)

Data Cards (Descrição dos dados)

A geometria do *setup* é dividida em células. O *Cell Cards* contém as informações sobre o tipo de material que a célula é composta, a densidade na célula e a geometria da mesma. O *Cell Cards* também pode conter informações sobre quais partículas na célula possuem importância. No *Surface Cards* todas as superfícies no problema são definidas. Estas superfícies são usadas para definir as células, através de álgebra booleana, fontes de radiação, etc. O *Data Cards* contém informações sobre a fonte (como a posição, a energia, a direção, etc.), como detectar e que tipos de partícula detectar, a composição dos materiais nas células e suas devidas proporções, número de partículas a serem simuladas e a aparência do arquivo de saída (*output*). Uma vez que o MCNPX apresenta os dados solicitados somente no arquivo de saída, o usuário precisa especificar, com comandos específicos, denominados *tally*, a informação de interesse no arquivo de entrada. O MCNPX é hábil para simular (*tally*) o fluxo de partículas, a corrente de partículas e a energia depositada sobre superfícies ou células na geometria. Os comandos (*tally*) são normalizados para ser por partícula emitida pela fonte (exceto para alguns poucos casos como cálculos de criticalidade). Erros relativos são também apresentados. O erro relativo, denotado R , é definido como um desvio padrão estimado da média $S_{\bar{x}}$, dividido pela média estimada \bar{x} [107]. Em termos simples, R pode ser descrito como uma medida da boa qualidade dos resultados calculados. Este erro relativo pode ser usado para formar intervalos de confidência sobre o principal valor estimado. Quando próximo a um número infinito de eventos, há uma chance de 68%

(isto é, a 1σ de um intervalo gaussiano ao redor do valor médio) que o resultado verdadeiro esteja situado na faixa $\bar{x}(1 \pm R)$. Para um *tally* bem comportado, o erro

relativo R será proporcional a $\frac{1}{N^{\frac{1}{2}}}$, onde N é o número de histórias. Desta forma,

reduzindo R a metade, o número de histórias deve aumentar o quádruplo. O erro relativo é utilizado para a avaliação dos resultados, e um guia para interpretação do erro relativo pode ser observado na Tabela 3-5.

Tabela 3-5: Guia para interpretação do erro relativo R [107]

Faixa de R	Qualidade do <i>Tally</i>
0,5 à 1,0	Não significante
0,2 à 0,5	Pouco significante
0,1 à 0,2	Questionável
<0,1	Geralmente confiável
<0,05	Geralmente confiável para detectores pontuais

3.7.2 Simulação de Ensaios Radiográficos com MCNPX

MCNPX utiliza um conjunto de detectores pontuais – comando F5 - próximos o bastante uns dos outros para gerar uma imagem baseada no fluxo em cada ponto detector. Cada ponto detector representa um pixel da imagem, e a partícula que cria a imagem não necessariamente precisa ser do mesmo tipo emitido pela fonte.

Há três comandos para simulação de imagens radiográficas com MCNPX, todos somente para nêutrons e fôtons [107]:

TIR – Projeção de uma imagem transmitida em uma superfície plana (detector plano).

TIC – Projeção de uma imagem transmitida em uma superfície cilíndrica (detector curvo).

PI – Projeção de uma imagem por um pinhole.

Quando estes comandos são utilizados em conjunto com os comandos de segmentação de superfícies FSn e Cn, MCNPX cria uma grade virtual de pixels, onde milhões de detectores pontuais podem ser criados – um detector para cada pixel da grade. Os comandos TIR, TIC e PI agem como um detector de imagem. Na versão MCNP5, estes comandos são designados respectivamente pelas sintaxes FIR, TIR e TIC, e também são reconhecidos pelo código fonte do MCNPX [107]. A filosofia de formação da imagem é a mesma em ambos os códigos.

A matriz de pixels não deve estar em um material espalhador, pois a contribuição do espalhamento entre pixels vizinhos não é considerada pelo MCNPX para fins de simulação de imagens. A fluência em cada pixel é dada em partículas/cm².

3.7.3 Detectores Pontuais (Comando F5)

Um detector pontual é um estimador determinístico da fluência em um ponto no espaço. Para cada partícula da fonte e cada evento de colisão, uma estimativa determinística da contribuição da fluência é feita no ponto detector [107]. Para simplificar a descrição deste tipo de comando, consideremos que os cálculos estão sendo produzidos em um meio uniforme. Suponhamos que uma partícula de energia E e peso W proveniente de uma fonte isotrópica é liberada a uma distância R do detector pontual. A metodologia utilizada pelo MCNPX dita que a contribuição $\delta\Phi$ para a fluência no detector pontual é dada por:

$$\delta\Phi = \frac{W}{4\pi R^2} e^{-\mu(E)R}, \quad (3.26)$$

onde $\mu(E)$ é o coeficiente de interação linear para a partícula de energia E . Note que $\frac{1}{4\pi}$ por esteroradiano é a distribuição angular de uma fonte isotrópica pontual. Agora supomos que uma colisão ocorra a uma distância R do ponto detector e que, para alcançar o ponto detector, um ângulo de espalhamento θ_s seria requerido. Aqui E é a energia da partícula após a colisão e W é seu peso. Se $\mu(E, \theta_s)$ é o coeficiente de interação linear por esteroradiano para espalhamentos em ângulos θ_s , $\frac{\mu(E, \theta_s)}{\mu(E)}$ é a probabilidade por esteroradiano para espalhamentos em ângulos θ_s . A atenuação geométrica permanece como $\frac{1}{R^2}$, e a contribuição $\delta\Phi$ na fluência no ponto detector é dado por [107]:

$$\delta\Phi = \frac{W\mu(E, \theta_s)}{\mu(E)R^2} e^{-\mu(E)R} \quad (3.27)$$

Se R aproxima-se de zero, o fluxo aproxima-se do infinito, causando uma singularidade que faz a variância teórica deste estimador ser infinita. A solução deste problema é dada colocando o ponto detector em uma região de vácuo, evitando colisões na proximidade do detector pontual.

3.7.4 Cálculo de Dose Absorvida com o MCNPX

O MCNPX normalmente calcula a dose absorvida assumindo a aproximação do kerma, ou seja, assumindo que a energia cinética transferida por partículas carregadas é depositada localmente. Esta condição é satisfeita quando o equilíbrio de partículas carregadas é assegurado [131]. Nesta condição o MCNPX pode calcular a dose absorvida através do comando F6, ou dos comandos F4 e F5 utilizando funções de conversão de fluência para dose (comandos DE/DF). As funções de conversão de fluência para dose são fornecidas pela literatura.

Quando o equilíbrio de partículas carregadas não pode ser garantido, a dose absorvida deve ser determinada utilizando o comando *F8 do MCNPX [131]. Este comando

contabiliza a energia depositada em um volume dV subtraindo a energia que sai da energia que entra no volume dV , conforme mostrado na Figura 3-37.

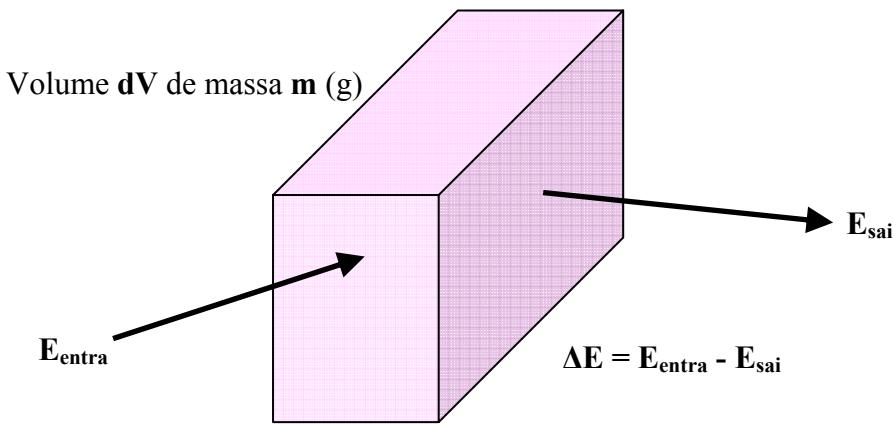


Figura 3-37. Representação do cálculo da energia depositada pelo comando *F8 do MCNPX

Para obter o valor da dose absorvida o resultado fornecido pelo comando *F8 (energia depositada – MeV) deve ser dividido pela massa **m** do volume **dV** [131].

Capítulo 4

MODELAGEM DO SISTEMA RADIOGRÁFICO

Este capítulo descreve a modelagem do sistema radiográfico: detector, fonte de raios X e aparato de redução da radiação espalhada na imagem. Em uma primeira etapa é apresentada a metodologia utilizada para geração, pós-processamento e reconstrução das imagens radiográficas digitais obtidas com a função radiografia do código MCNPX. Após, são apresentadas as modelagens da fonte de raios X e dos aparelhos de redução da radiação espalhada. Neste capítulo também são apresentados os resultados obtidos com o sistema radiográfico modelado bem como a comparação destes com resultados experimentais e publicados na literatura.

4.1 Modelagem do Sistema de Detecção

Para obtenção das imagens radiográficas, foi considerada a metodologia de simulação de imagens com o código MCNPX desenvolvida em conjunto com SOUZA [132] para aplicações industriais. Nesta metodologia são considerados tanto a curva de sensibilidade em energia de um detector *image plate* quanto o ruído de um sistema de aquisição de imagem característico. Entretanto, para aplicá-la para fins de radiologia médica algumas modificações tiveram que ser realizadas e adotadas. As seções seguintes apresentam a metodologia desenvolvida em conjunto com SOUZA [132] com as respectivas modificações para aplicações médicas.

4.1.1 Produção do Arquivo de Entrada com a Função Radiografia

Embora o MCNPX ofereça uma interface amigável ao usuário, e resultados de fácil interpretação das principais grandezas (*tallies*) que calcula, alguns cuidados devem ser

tomados para a produção de arquivos de entrada de simulações com a função radiografia, bem como para a visualização e análise dos resultados obtidos.

Diferentemente das rotinas de cálculo de fluxo, fluência e corrente de partículas, que fornecem resultados individuais por célula ou superfície que compõe a geometria de irradiação, a necessidade de simular detectores com um grande número de pixels faz com que a quantidade de informações obtidas no arquivo de saída de simulações com a função radiografia seja proporcional ao número de pixels do detector, e consequentemente um grande número de dados é fornecido em uma única simulação. Além da informação principal desejada, o MCNPX gera automaticamente um relatório padrão de toda a física aplicada ao problema simulado, bem como informações referentes às análises estatísticas realizadas durante a simulação, gerando um arquivo de saída de dimensões computacionais superiores a capacidade de visualização dos principais editores de texto avaliados na literatura. A fim de solucionar este problema, foi utilizado o comando *TALNP*, que reduz o número de informações contidas no arquivo de saída, permitindo sua visualização em editores de texto como “bloco de notas”. Outro recurso utilizado neste trabalho foi a utilização do comando *PRDMP*. Com este comando, um segundo arquivo de saída, denominado *MCTAL*, que não contém o relatório padrão fornecido pelo código MCNPX e dispõe os resultados de uma forma mais amigável para o usuário é gerado, permitindo maior agilidade na análise dos resultados obtidos. Para fins de análise de dados, somente as informações contidas no arquivo *MCTAL* serão utilizadas.

Como na radiologia diagnóstica médica os detectores empregados são planos, o comando de simulação de imagens radiográficas utilizado no arquivo de entrada será o *TIR*, que fornece a projeção de uma imagem transmitida em uma superfície plana.

4.1.1.1 Curva de Sensibilidade do Detector

Como dito anteriormente (no Capítulo 2), a Função Radiografia do MCNPX utiliza um conjunto de detectores pontuais próximos um do outro o bastante para gerar uma imagem baseada na fluência de partículas que atingem cada detector. Uma vez selecionada essa função, o MCNPX cria uma matriz bidimensional virtual de pixels perpendiculares ao eixo central do feixe de partículas onde milhões de detectores pontuais podem ser criados (um detector para cada pixel). Estes pixels funcionam como

células onde as partículas serão contadas. Um pixel individual desta matriz representa um píxel da imagem simulada.

Embora a função radiográfica do MCNPX represente um grande avanço na perspectiva de estudos de imagens com este código, ainda existem limitações. Uma das maiores deve-se a matriz de pixels não poder estar inserida em um material espalhador. Esta característica da função imagem limita o MCNPX a estudos com detectores ideais, onde as reações atômicas e/ou nucleares da radiação com as substâncias que compõe o detector não são consideradas.

A solução utilizada neste trabalho para simular a resposta em energia de um detector *image plate* de material sensível BaFBr foi a utilização do comando *DE/DF* do código MCNPX. Este comando permite correlacionar os dados obtidos na simulação com outras grandezas de interesse, como por exemplo, fatores de conversão de fluência para dose [108], através da introdução de um multiplicador dependente da energia. O termo *DF* corresponde a uma função resposta de um material específico para energias *DE* da radiação incidente, em MeV, onde cada resultado da simulação (fluência) é multiplicado por um valor da função de conversão *DF* correspondente à energia *DE* da radiação incidente. Valores de energias fora da faixa definida no comando *DE/DF* são interpolados entre qualquer um dos valores maiores ou menores de energia contidos nas respectivas seqüências. Por padrão, MCNPX utiliza uma interpolação log-log entre os valores de *DE* e *DF*, porém interpolações linear-linear, log-linear, linear-log também podem ser feitas.

A Figura 4-1 ilustra a geometria de irradiação modelada para a determinação da resposta de um detector *image plate* (BaFBr) com 0,3 mm de espessura, em função da energia depositada em cada píxel.

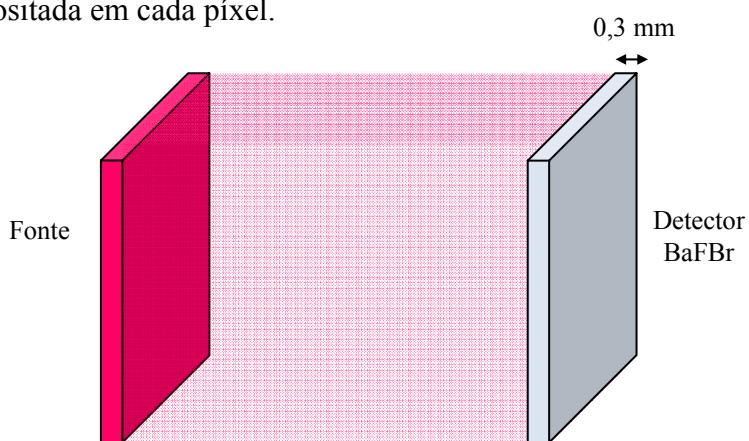


Figura 4-1. Geometria de irradiação modelada para obtenção da resposta em energia do material sensível BaFBr do detector

A função resposta DF do material sensível foi obtida através de simulações individuais de feixes monoenergéticos não divergentes provenientes de uma fonte plana, depositando energia por unidade de massa (MeV/g) em um bloco de BaFBr com densidade de $5,1 \text{ g.cm}^{-3}$ [133], espessura de $0,03 \text{ cm}$ e área igual a da fonte. O intervalo de energia utilizado foi de $0,002$ a 1 MeV . A Figura 4-2 mostra a distribuição de DF em função da energia da radiação incidente DE obtida na simulação.

A região de descontinuidade na curva corresponde ao pico de fluorescência K (E_k) do material BaFBr. O valor obtido na simulação foi de 37 keV , apresentando um erro relativo de $1,07\%$ em relação ao valor fornecido pela literatura, $37,4 \text{ keV}$ [133].

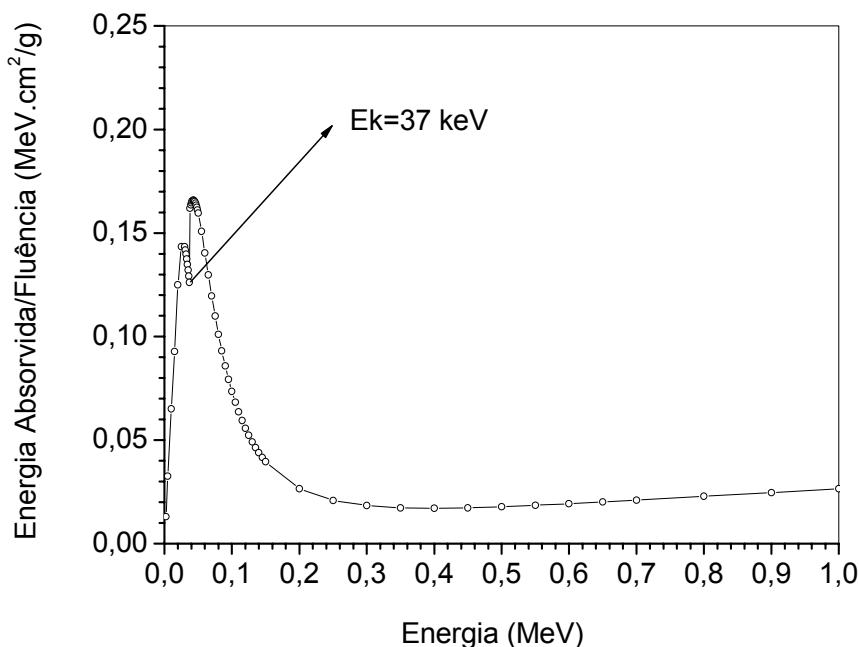


Figura 4-2. Função resposta do material sensível BaFBr. Os valores obtidos foram normalizados pela fluência de fôtons emitidos pela fonte

Uma vez obtidos os valores de DE e DF , estes foram agrupados e inseridos nos arquivos de entrada para modelagem de ensaios radiográficos com o código MCNPX. Desta forma, os resultados obtidos na grade detectora, em partículas/cm², são agora correlacionados aos valores de DE e multiplicados pelos respectivos valores de DF ($\text{MeV}\times\text{cm}^2/\text{g}$), sendo assim modificados para energia depositada por unidade de massa (MeV/g) no material BaFBr. Os intervalos de energia de DE e da função resposta em energia no material sensível DF foram interpoladas logaritmicamente.

4.1.2 Consideração da Densidade de Fótons Incidentes no Detector

No código MCNPX as imagens obtidas com a função radiografia, bem como todas as demais grandezas calculadas pelo código, são normalizadas para 1 (uma) partícula emitida da fonte [107].

Como o sinal produzido num detector *image plate* depende da energia total absorvida no material sensível, e esta, por conseguinte, varia com o número de fótons incidente no detector, um procedimento para considerar a densidade de fótons incidentes no detector simulado teve que ser desenvolvido.

O procedimento desenvolvido consistiu, em uma primeira etapa, em normalizar os valores de energia absorvida por unidade de massa (dose) no detector simulado *image plate* pelo kerma no ar incidente no mesmo (obtido com o código MCNPX). Após, em uma etapa posterior, os valores normalizados de dose absorvida no detector simulado foram multiplicados pelo kerma no ar incidente em um detector *image plate* real, conforme mostrado na Equação 4.1, onde o kerma no ar incidente no detector real tem que ser obtido nas mesmas condições de exposição usadas na simulação.

$$H_{S,T} = \frac{DD}{KS} KE \quad (4.1)$$

onde $H_{S,T}$ é a dose absorvida no detector simulado de material sensível BaFBr considerando o número de fótons incidentes no detector, DD é a dose absorvida no detector BaFBr para 1 (uma) partícula, KS é o kerma no ar incidente no detector BaFBr para 1 (uma) partícula, e KE é o kerma no ar incidente no detector BaFBr para N partículas.

O procedimento para considerar a densidade de fótons incidentes no detector simulado foi desenvolvido a partir da Equação 4.2:

$$H_{S,T} = \frac{\left[\frac{\rho_D}{m} \int dE \int dt \int dV \int d\Omega \sigma_t(E) H(E) \Psi(\vec{r}, \vec{\Omega}, E, t) \right]_{1 \text{ partícula}}}{\left[\frac{\rho_{ar}}{m} \int dE \int dt \int dV \int d\Omega \sigma_t(E) H(E) \Psi(\vec{r}, \vec{\Omega}, E, t) \right]_{1 \text{ partícula}}} \left[\frac{\rho_{ar}}{m} \int dE \int dt \int dV \int d\Omega \sigma_t(E) H(E) \Psi(\vec{r}, \vec{\Omega}, E, t) \right]_{N \text{ partículas}} \quad (4.2)$$

onde:

$$DD = \left[\frac{\rho_D}{m} \int dE \int dt \int dV \int d\Omega \sigma_t(E) H(E) \Psi(\vec{r}, \vec{\Omega}, E, t) \right]_{1 \text{ partícula}}$$

$$KS = \left[\frac{\rho_{ar}}{m} \int dE \int dt \int dV \int d\Omega \sigma_t(E) H(E) \Psi(\vec{r}, \vec{\Omega}, E, t) \right]_{1 \text{ partícula}}$$

$$KE = \left[\frac{\rho_{ar}}{m} \int dE \int dt \int dV \int d\Omega \sigma_t(E) H(E) \Psi(\vec{r}, \vec{\Omega}, E, t) \right]_{N \text{ partículas}}$$

$H_{S,T}$ é a dose absorvida no detector simulado considerando o número de fótons incidentes no detector;

$\frac{\rho_D}{m}$ é a densidade atômica por massa (átomos/barn-cm g) do detector BaFBr;

$\frac{\rho_{ar}}{m}$ é a densidade atômica por massa (átomos/barn-cm g) do ar;

$\sigma_t(E)$ é a seção de choque total microscópica (barns);

$H(E)$ é o número de interações (MeV/collisões);

$\Psi(\vec{r}, \vec{\Omega}, E, t) = \nu n(\vec{r}, \vec{\Omega}, E, t)$, onde n é a densidade de partículas e ν é a velocidade em cm/sh. $\vec{r}, \vec{\Omega}, E, t$ são o vetor posição (cm), o vetor direcional, dose (MeV), e tempo (sh; 1sh = 10^{-8} s), respectivamente.

Considerando que as medições de dose absorvida e de kerma no ar incidente no detector são realizadas nas mesmas condições, a Equação 4.2 pode ser reescrita como:

$$H_{S,T} = \frac{\left[\frac{\rho_D}{m} \int dE \int dt \int dV \int d\Omega \sigma_t(E) H(E) \Psi(\vec{r}, \vec{\Omega}, E, t) \right]_{1 \text{ partícula}}}{\left[\frac{\rho_{ar}}{m} \int dE \int dt \int dV \int d\Omega \sigma_t(E) H(E) \Psi(\vec{r}, \vec{\Omega}, E, t) \right]_{1 \text{ partícula}}} N \left[\frac{\rho_{ar}}{m} \int dE \int dt \int dV \int d\Omega \sigma_t(E) H(E) \Psi(\vec{r}, \vec{\Omega}, E, t) \right]_{1 \text{ partícula}} \quad (4.3)$$

e, finalmente como:

$$H_{S,T} = \left[\frac{\rho_D}{m} \int dE \int dt \int dV \int d\Omega \sigma_t(E) H(E) \Psi(\vec{r}, \vec{\Omega}, E, t) \right] N \quad (4.4)$$

Onde o número de fótons (N) incidentes no detector simulado é considerado.

4.1.3 Calibração dos Pixels do Detector Simulado

Para correlacionar os valores de pixel do detector simulado com os de um detector real foram obtidas imagens de uma placa de alumínio homogênea de dimensões $10 \times 10 \text{ cm}^2$, 0,5 cm de espessura e grau de pureza de 99%, para vários valores de kerma

no ar incidente no detector. Os valores de kerma no ar foram variados modificando o produto corrente e tempo de exposição (mAs), com tensão de 80 kV [134]. Para medir o kerma no ar, uma câmara de ionização foi posicionada na região de localização do detector de imagem. Os valores de kerma no ar considerados constituíram na média aritmética de três medições. A Tabela 4-1 apresenta as principais informações dos equipamentos usados e as Figuras 4-3 (a) e (b) mostram o arranjo experimental montado para obtenção das imagens da placa de alumínio e dos valores de kerma no ar incidente no detector.

Tabela 4-1: Descrição dos equipamentos utilizados na obtenção das imagens experimentais da placa de alumínio para calibrar os valores de pixels do detector simulado

Equipamentos	Características
Equipamento de Raios X	Fein Focus modelo FXS-100.10 Tensão máxima de operação: 100 kVp Corrente máxima de operação: 1 mA Anodo: Tungstênio Angulação de Anodo: 22° Tamanho focal mínimo: 10 µm Filtração total: 0,0
Conjunto dosimétrico	Fabricante: Radcal Modelo do eletrômetro: 9015 Modelo da câmara de ionização: 10x5-6 Resolução em energia da câmara de ionização: 30 keV – 1,33 MeV. *Coeficiente de calibração do conjunto dosimétrico: 0,996 µGy/escala. Data de calibração: 08/2007.
Detector Image Plate	Tipo: BaFBr Scanner: GE CR TOWER Resolução do Sistema: 16 bits.

*Calibração feita pelo Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI/IRD/CNEN).

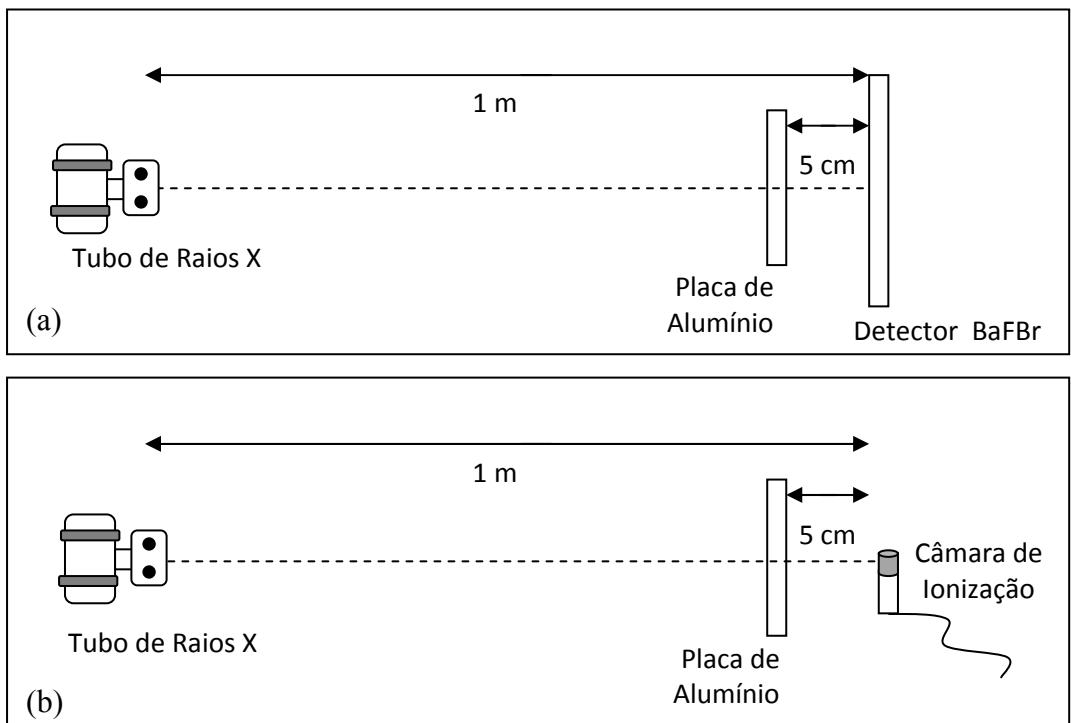


Figura 4-3. Em (a) arranjo experimental utilizado para obtenção das imagens com a placa de alumínio, e em (b) arranjo experimental utilizado para obtenção dos valores de kerma no ar incidente no detector

As incertezas dos valores de kerma no ar experimentais foram calculadas considerando os parâmetros mostrados na Tabela 4-2.

Tabela 4-2: Parâmetros considerados no cálculo da incerteza do kerma no ar medidos com a câmara de ionização

Tipo de Incerteza	Incerteza
A	Desvio padrão da média de 3 medidas experimentais
B	Incerteza do conjunto dosimétrico – 3%(95%)

Também foram simuladas imagens de uma placa de alumínio (densidade 2,699 g/cm³) com dimensões de 10 x 10 cm² e espessura de 0,5 cm. A fonte de raios X considerada nesta etapa constituiu em um disco de 10 µm de diâmetro, colimada sob a forma de um cone de radiações através da técnica de redução de variância *source biasing* do MCNPX [107]. As distribuições em energia de raios X utilizadas como parâmetros de entrada para simulação dos feixes de radiação foram obtidas através do software SRS-78 [115] utilizando ânodo de tungstênio com angulação de 22° e tensão aplicada ao tubo de 80kV

[134]. Não foi considerada nenhuma filtração no feixe de radiação. A fonte modelada buscou reproduzir as principais características do equipamento de raios X utilizado e descrito na Tabela 4-1.

A geometria de irradiação modelada foi igual a apresentada na Figura 4-3, onde as distâncias entre a fonte de raios X e o detector, e entre a placa de alumínio e o detector foram, respectivamente, de 1 m e 5 cm.

Dois programas foram desenvolvidos, um para obter as imagens simuladas, e outro para medir o kerma no ar incidente no detector de imagem. Para obter as imagens simuladas, um detector com dimensões de $2,0 \times 2,0 \text{ cm}^2$ e resolução de $100 \mu\text{m}$, e a curva de sensibilidade do material BaFBr (apresentada na **seção 4.1.1.1**) foram considerados. Para obter valores de kerma no ar a geometria de irradiação apresentada na Figura 4-3 (b) foi modelada, e um detector pontual (comando F5) foi posicionado alinhado com o eixo central do feixe de radiação a 5 cm da placa de alumínio. Fatores de conversão DE/DF fornecidos pela ICRP51 [135] foram usados para converter fluxo para kerma no ar.

Os valores de pixels da imagem simulada foram normalizados pelo kerma no ar simulado e multiplicados pelo kerma no ar obtido experimentalmente, conforme descrito na **Seção 4.1.2**. Este procedimento foi realizado para cada valor de kerma no ar experimental obtido com a variação do produto corrente e tempo de exposição. Após, os valores das médias aritméticas dos pixels do detector simulado foram plotados em função dos valores das médias aritméticas dos pixels do detector experimental, conforme mostra a Figura 4-4.

Cada valor de média aritmética dos pixels do detector experimental foi obtido considerando cinco regiões da imagem. A variação máxima entre os valores médios das cinco regiões analisadas foi inferior a 3% da média global. As análises das imagens experimentais foram realizadas utilizando o *Software Image J 1.33u* [136].

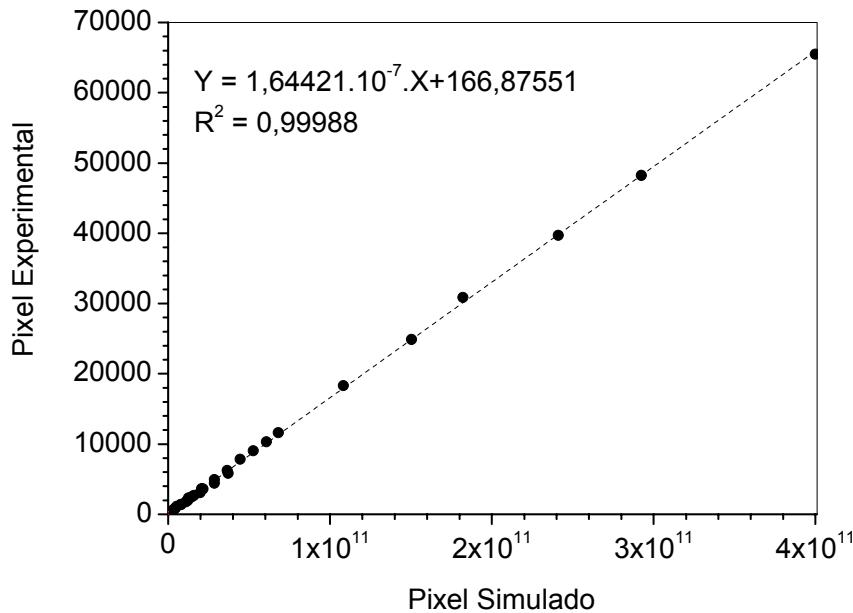


Figura 4-4. Valores das médias aritméticas dos pixels do detector simulado em função dos valores das médias aritméticas dos pixels do detector real. Dados obtidos para diferentes valores de kerma no ar incidente no detector

Ajustando uma curva entre os valores das médias aritméticas dos pixels do detector simulado e dos valores das médias aritméticas dos pixels do detector experimental (apresentados na Figura 4-4), foi possível obter uma equação para tornar os valores dos pixels do detector simulado (*PS*) compatíveis com os de detectores reais *image plate* de 16 bits (*VP*). A curva é mostrada na Equação 4.5 e foi obtida com um coeficiente de determinação de 0,99988 para 30 pontos.

$$VP = 1,64421 \cdot 10^{-7} PS + 166,87551 \quad (4.5)$$

4.1.4 Caracterização do Ruído do Sistema *Image Plate*

A máxima razão sinal ruído (SNR) de qualquer sistema de imagem ocorre quando os raios X são absorvidos pelo material sensível do detector. Se a razão sinal ruído do sistema de imagem é essencialmente determinada nesta etapa, é dito que o desempenho do sistema de imagem é limitado pelo ruído quântico [133].

O ruído quântico, por originar de interações independentes e aleatórias dos fótons de raios X com o detector, pode ser descrito quantitativamente através da distribuição estatística de Poisson [119]. Para o caso de um feixe que emerge de um corpo homogêneo com espessura constante, a variação de dose depositada devido ao caráter

aleatório de interação da radiação com o material sensível do detector (ruído quântico) pode ser estimado por [119]:

$$R_q = \sqrt{\mu} \quad (4.6)$$

onde μ é a dose média depositada nos pixels homogeneamente expostos, e R_q é o ruído quântico.

Considerando as Equações 3.4 e 4.6, a razão sinal ruído de um sistema limitado somente pelo ruído quântico pode ser escrita como:

$$SNR = \frac{\mu}{\sqrt{\mu}} \quad (4.7)$$

Entretanto, em um sistema de imagem real, inevitavelmente a razão sinal ruído será reduzida pelo processamento do sinal nos diversos dispositivos eletrônicos que compõem o detector. Esta redução ocorre especialmente devido a adição do ruído eletrônico [133].

Diferentemente dos detectores com sistemas de amplificação linear, onde o ruído eletrônico independe da dose depositada no detector [137], os detectores *image plate* apresentam um comportamento de aumento do ruído eletrônico com a dose depositada. Este comportamento ocorre especialmente devido a utilização da fotomultiplicadora no processo de amplificação do sinal. Quanto maior for a dose depositada no material sensível, maior será o número de elétrons oriundos do fotocatodo (elétrons primários). Conseqüentemente, maior será o ruído eletrônico da capacitância do dinodo e maior será a flutuação da corrente de elétrons secundários, provocando com isso um aumento do ruído eletrônico com a dose absorvida no detector [133].

Considerando, portanto, que o ruído eletrônico de um detector *image plate* é proporcional a dose depositada, a seguinte relação pode ser escrita:

$$R_e = \gamma \sqrt{\mu} \quad (4.8)$$

onde μ é a dose média depositada nos pixels homogeneamente expostos, R_e é o ruído eletrônico, e γ é um fator multiplicativo que varia com a dose depositada no detector.

O ruído total da imagem radiográfica digital é dado pela soma do ruído quântico e do ruído eletrônico, conforme apresentado na Equação 4.9 [137]. Usando as Equações 4.6 e 4.8 o ruído total também pode ser estimado por:

$$R = R_q + R_e \quad (4.9)$$

$$R = \sqrt{\mu} + \gamma \sqrt{\mu} \quad (4.10)$$

$$R = (1 + \gamma) \sqrt{\mu} \quad (4.11)$$

$$R = \alpha \sqrt{\mu} \quad (4.12)$$

onde R é o ruído total do sistema, e $\alpha = (1 + \gamma)$ é um fator multiplicativo que varia com a dose depositada no detector.

A utilização do fator multiplicativo α , apresentado na Equação 4.12, possibilita a estimativa do ruído total da imagem a partir do ruído quântico. Entretanto, o ruído total também pode ser estimado através do desvio padrão dos valores de pixels da imagem digital (experimental). O desvio padrão quantifica a variabilidade ou dispersão dos valores de pixels ao redor de um valor médio [138]:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \mu)^2} \quad (4.13)$$

onde n é o número de pixels, x_i o valor de cada pixel, e μ a média aritmética dos valores de pixels calculada através da equação [138]:

$$\mu = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (4.14)$$

Com a finalidade de descobrir o fator multiplicativo α que varia com a dose depositada no detector, os mesmos arranjos experimentais descritos anteriormente na **Seção 4.1.3** e esquematizados nas Figuras 4-3 (a) e (b) foram montados. Através deste arranjo foram obtidas várias imagens experimentais da placa de alumínio homogênea de dimensões 10 x 10 cm², 0,5 cm de espessura e grau de pureza de 99%, para vários valores de kerma no ar incidente no detector. Os valores de kerma no ar foram variados modificando o produto corrente e tempo de exposição, e a tensão aplicada ao tubo de raios X, que

variou de 50 kV à 90 kV. Através das imagens obtidas e do software Image J [136], foram adquiridos a média aritmética (μ) e o desvio padrão dos valores de pixels (σ).

Usando a média aritmética e o desvio padrão dos valores de pixel da imagem experimental foi possível estimar o ruído quântico e o ruído total. O ruído quântico foi calculado pela raiz quadrada da média dos valores de pixels da imagem ($\sqrt{\mu}$), e o ruído total pelo desvio padrão dos valores de pixels da imagem. Considerando isto, foram calculados para as diversas imagens experimentais o ruído quântico e o ruído total em função do kerma no ar incidente no detector de imagem. A Figura 4-5 mostra os comportamentos de ambos os ruídos.

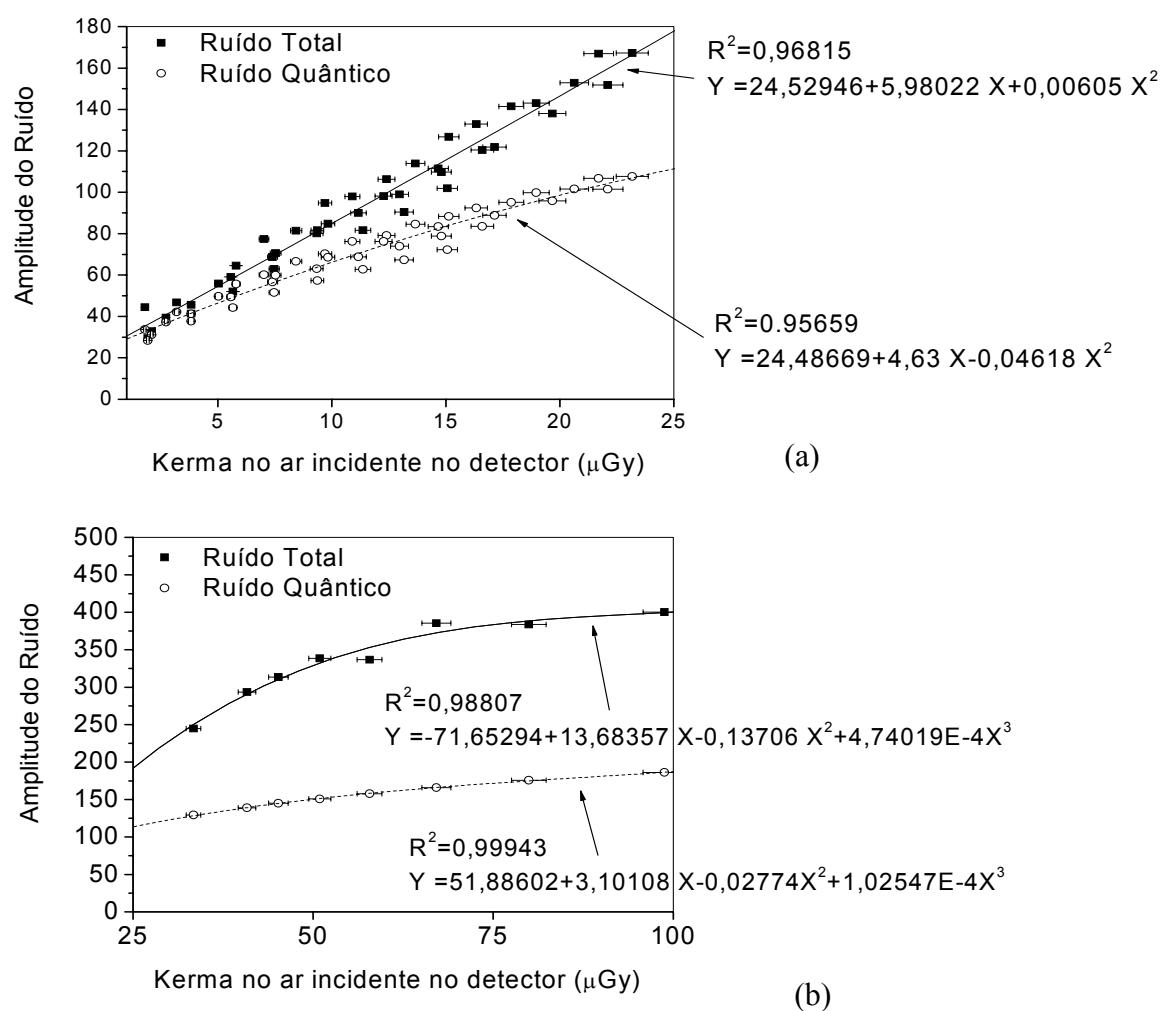


Figura 4-5. Ruído quântico e ruído total em função do kerma no ar incidente no detector de imagem BaFBr. Em (a) ruídos para faixa de kerma no ar de 1 à 25 μGy , e (b) ruídos para faixa de kerma no ar de 25 à 100 μGy . Dados obtidos através de imagens experimentais de um objeto de composição homogênea e espessura constante

A Figura 4-5 mostra que o ruído quântico e o ruído total aumentam com o kerma no ar incidente no detector imagem, sendo o aumento apresentado para o ruído total mais acentuado. Através da razão entre as funções ajustadas para o ruído total e o ruído quântico (Figura 4.5) foi possível determinar o fator multiplicativo α em função do kerma no ar incidente no detector. A Figura 4-6 mostra o fator multiplicativo α estimado em função do kerma no ar no detector.

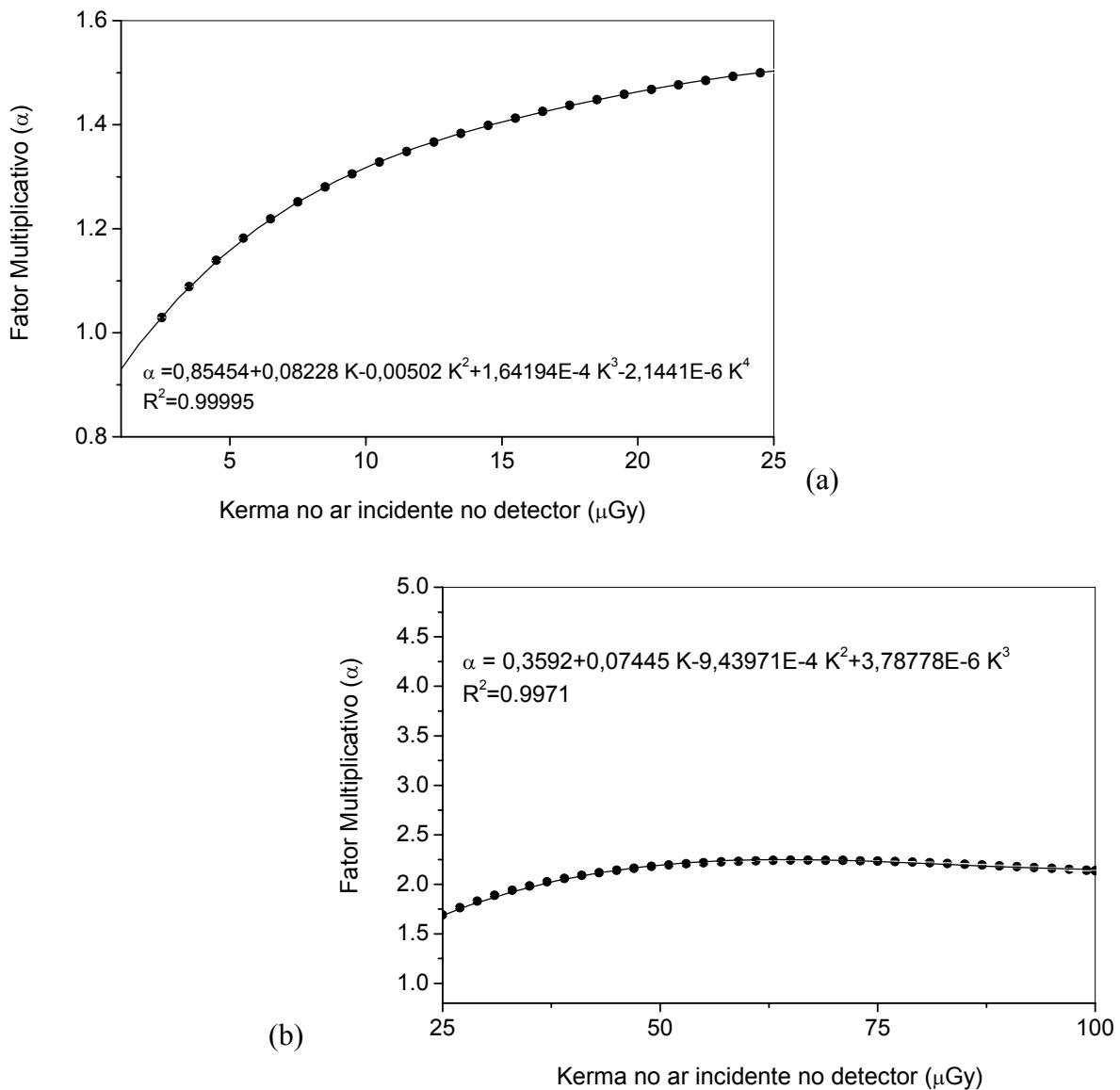


Figura 4-6. Fator multiplicativo (α) em função do kerma no ar (K) incidente no detector. Em (a) fator multiplicativo para faixa de kerma no ar de 1 à 25 μGy , e (b) fator multiplicativo para faixa de kerma no ar de 25 à 100 μGy

O fator multiplicativo α pode ser determinado através da Equação 4.15 para valores de kerma no ar (K) na faixa de $1 \leq K \leq 25 \mu\text{Gy}$ e da Equação 4.16 para valores de kerma no ar na faixa de $25 < K \leq 100 \mu\text{Gy}$. Através destas curvas e da Equação 4.9 é possível estimar o ruído total (R) a partir do ruído quântico (R_q).

$$\alpha = 0,85454 + (0,08228 \cdot K) + (-0,00502 \cdot K^2) + (1,64194 \cdot 10^{-4} \cdot K^3) + (-2,1441 \cdot 10^{-6} K^4) \quad (4.15)$$

$$\alpha = 0,3592 + (0,07445 \cdot K) + (-9,43971 \cdot 10^{-4} \cdot K^2) + (3,78778 \cdot 10^{-6} \cdot K^3) \quad (4.16)$$

4.1.5 Inserção do Ruído de um Sistema *Image Plate* na Imagem Simulada

A amplitude do ruído de cada pixel da imagem simulada foi obtida discretizando a Equação 4.12 para cada pixel individualmente, como mostra a Equação 4.17.

$$R_i = \alpha \sqrt{s_i} \quad (4.17)$$

onde R_i é a amplitude do Ruído total do pixel i da imagem simulada, s_i o valor do pixel i e α o fator multiplicativo obtido através da Equação 4.15 ou 4.16 para um valor específico de kerma no ar incidente no detector imagem.

A imagem simulada final com ruído é obtida utilizando o método de Box-Muller. Este método gera variáveis aleatórias segundo uma distribuição normal [139, 140]. A Equação 4.18 mostra como a distribuição de Box-Muller é gerada.

$$z = \sqrt{-2 \log u_1} \cdot \cos(2\pi \cdot u_2) \quad (4.18)$$

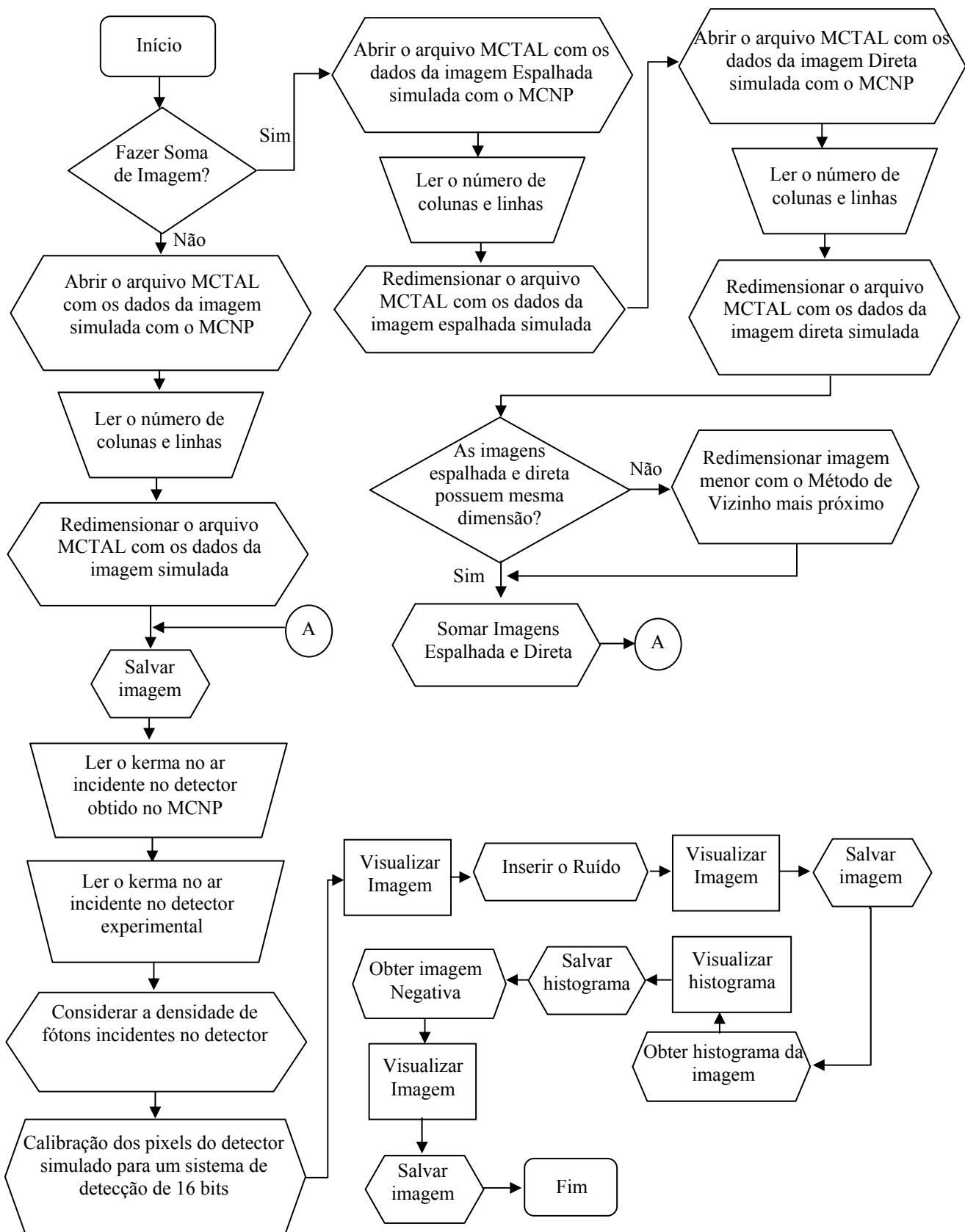
As variáveis u_1 e u_2 são números randômicos uniformemente distribuídos em $[0,1]$. z é uma variável aleatória que obedece a uma distribuição normal. A variável aleatória z obtida é então multiplicada pela amplitude do Ruído total (R_i) e adicionada a cada valor de pixel (VP) da imagem simulada de acordo com a equação abaixo:

$$VP = s_i + zR_i \quad (4.19)$$

onde VP é o valor final do pixel modificado pelo ruído R_i .

4.1.6 Pós-Processamento das Imagens Simuladas

Como visto nas seções anteriores, após gerar os dados através do código MCNPX, uma série de etapas são necessárias para obter a imagem radiográfica digital simulada. Para simplificar este processo foi construído um programa de pós-processamento, onde todas as etapas discutidas nas seções 4.1.2, 4.1.3, 4.1.4 e 4.1.5 são consideradas. O fluxograma e a interface do programa de pós-processamento criado são apresentados nas Figuras 4-7 e 4-8, respectivamente.



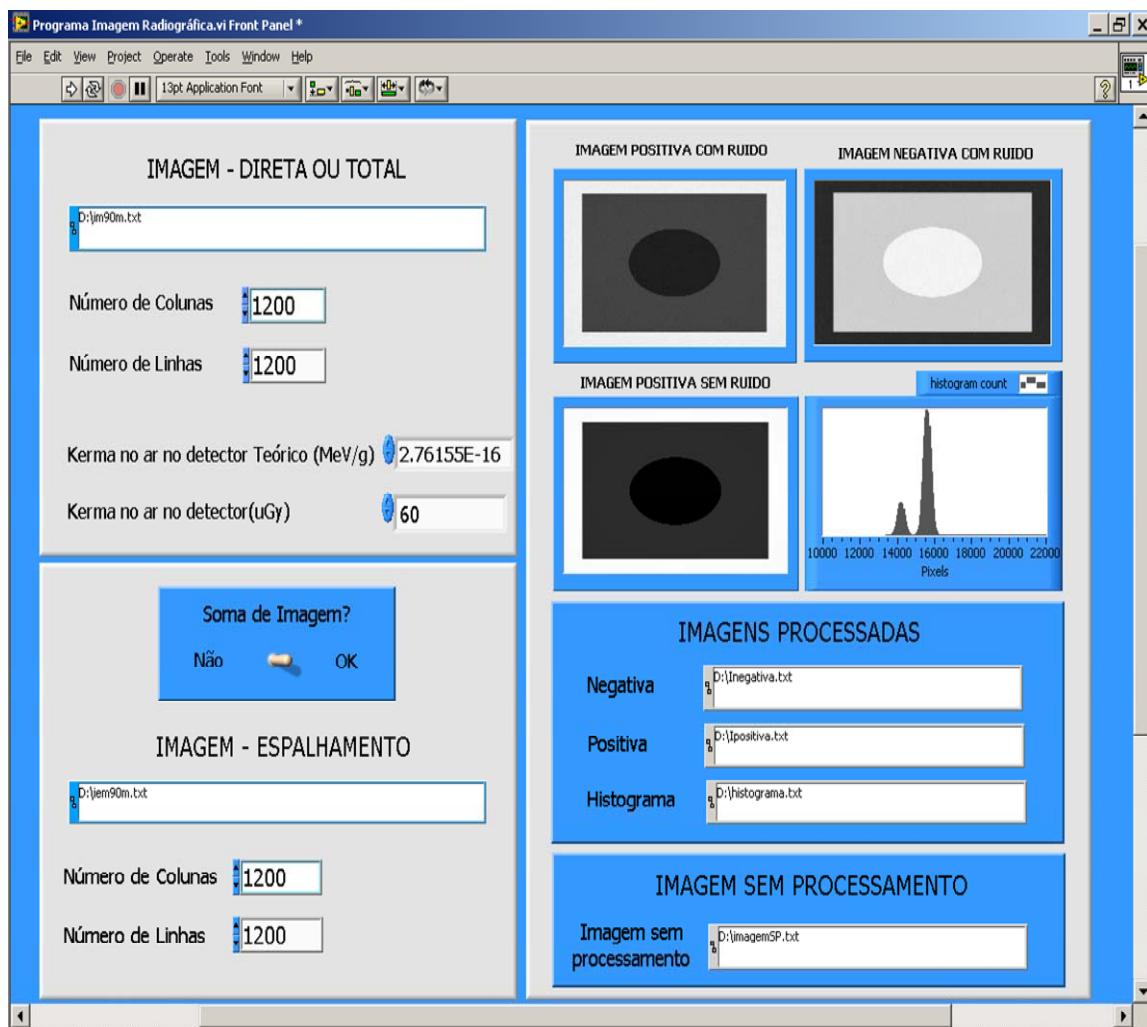


Figura 4-8. Interface do programa de pós-processamento de imagens simuladas

O programa de pós-processamento de imagens simuladas foi desenvolvido utilizando o código LABVIEW. O LABVIEW (*Laboratory Visual Instrument Engineering Workbench*) usa a linguagem de programação gráfica G para criar programas chamados *Virtual Instruments* ou *VI* em um diagrama de blocos próprio que elimina muitos detalhes de outras linguagens de programação que usam a base texto como forma de programação. O LABVIEW também inclui muitas ferramentas para aquisição de dados, análise e visualização de resultados e bibliotecas para geração de sinais, processamento de sinais, filtragem e tratamento estatístico. O LABVIEW é avaliado para todos os maiores sistemas operacionais existentes, e pode gerar arquivos executáveis que funcionam mesmo em computadores onde o código não esteja instalado.

4.2 Análise do Sistema de Detecção Modelado

Para validar o sistema de detecção modelado foram realizadas duas análises: análise dos valores de pixels e análise de imagens obtidas de um corpo de prova. Nas seções seguintes são apresentadas as análises.

4.2.1 Análise dos Valores de Pixels obtidos com o Sistema de Detecção Modelado

Para realizar esta análise foram obtidas imagens de placas de alumínio com grau de pureza de 99% com dimensões de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e espessuras variadas de 0,5 à 5,5 mm, e imagens de placas de poliestireno com dimensões de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e espessuras variadas de 1 à 5 cm. Todas as imagens foram obtidas utilizando o mesmo arranjo experimental ilustrado na Figura 4-3 e os equipamentos descritos na Tabela 4-1. A técnica utilizada para irradiação das placas de diferentes materiais e espessuras foi de 80 kV, 63 μA e 10 s, e para cada exposição os respectivos valores de kerma no ar incidente no detector foram medidos.

As imagens simuladas foram adquiridas considerando a mesma geometria de irradiação empregada para obter as imagens reais. Foi utilizado um detector com dimensões $2,0 \times 2,0 \text{ cm}^2$ e resolução de 100 μm na simulação, e ambas contribuições direta e espalhada foram obtidas juntas. A fonte modelada de raios X, descrita na **Seção 4.1.3**, também foi utilizada.

As Tabelas 4-3 e 4-4 apresentam a comparação entre os valores dos pixels obtidos através das imagens experimentais e das imagens simuladas para as placas de poliestireno e alumínio, respectivamente. Os valores de pixels simulados foram obtidos através da média aritmética dos pixels da imagem simulada, e os valores de pixels experimentais foram obtidos através da média aritmética dos pixels em cinco regiões distintas da imagem experimental. A variação máxima entre os valores médios das cinco regiões analisadas na imagem experimental foi inferior a 3% da média global para placa de alumínio e inferior a 10% da média global para placa de poliestireno.

Tabela 4-3: Comparação entre os valores dos pixels obtidos através das imagens experimentais e das imagens simuladas para as placas de poliestireno

Espessura (cm)	Valor do Pixel		Diferença Percentual Relativa (%)
	Experimental	Simulado	
1,0	51100	52982	3,68
2,0	39341	39091	0,64
3,0	31227	30503	2,32
4,0	26412	25176	4,68
5,0	22127	20370	7,94

Tabela 4.4: Comparação entre os valores dos pixels obtidos através das imagens experimentais e das imagens simuladas para as placas de alumínio

Espessura (mm)	Valor do Pixel		Diferença Percentual Relativa (%)
	Experimental	Simulado	
0,5	48218	48229	0,02
1,0	39693	39789	0,24
1,5	34666	33915	2,17
2,0	30850	30106	2,41
2,5	27534	27542	0,03
3,0	24899	24899	0,00
3,5	22780	22718	0,27
4,0	21028	21230	0,96
4,5	19333	19153	0,93
5,0	18322	17975	1,89
5,5	16765	16581	1,10

Através das Tabelas 4.3 e 4.4 pode-se observar uma diferença percentual relativa máxima entre os valores de pixels das imagens experimentais e simuladas de 7,94 % para a placa de poliestireno, o que demonstra boa concordância entre os sistemas de aquisição de imagens experimental e simulado para obter imagens de materiais com diferentes composições e espessuras.

Para confirmar se há boa concordância entre os valores de pixels obtidos experimentalmente e através da simulação com a variação da técnica radiográfica (tensão aplicada, corrente e tempo de exposição) foram também obtidas imagens experimentais e simuladas de uma placa de alumínio de 5 mm de espessura variando valores de tensão, corrente e tempo de exposição. A metodologia de estimativa dos valores dos pixels simulados e experimentais, e a configuração geométrica de irradiação foram iguais as utilizadas anteriormente. Entretanto, a variação máxima entre os valores médios das regiões analisadas na imagem experimental foi inferior a 5% da média global. As Tabelas 4-5 e 4-6 apresentam os resultados obtidos.

Os resultados mostrados nas Tabelas 4-5 e 4-6 confirmam que mesmo variando a técnica radiográfica (tensão, corrente e tempo) a diferença percentual relativa entre os valores de pixel obtidos experimentalmente e através da simulação é menor que 10%. Esses resultados mostram que o sistema de detecção simulado neste trabalho consegue reproduzir valores de pixels próximos aos obtidos com sistema de detecção digital do tipo *image plate* de 16 bits.

Tabela 4-5: Comparação entre os valores dos pixels obtidos através das imagens experimentais e das imagens simuladas variando a técnica radiográfica empregada

Tensão (kVp)	Corrente (μA)	Tempo (s)	Valor do Pixel		Diferença Percentual Relativa (%)
			Experimental	Simulada	
40	125	2	585	632	8,03
40	125	3	840	900	7,14
40	125	4	1110	1190	7,20
40	125	5	1379	1426	3,41
40	125	6	1663	1716	3,19
40	125	7	1938	1968	1,55
40	125	8	2200	2258	2,64
40	125	9	2469	2487	0,73
40	125	10	2727	2770	1,58
50	100	1	805	839	4,22
50	100	2	1420	1499	5,56
50	100	3	1966	2137	8,70
50	100	4	2663	2762	3,72
50	100	5	3289	3423	4,07
50	100	6	3946	4118	4,36
50	100	7	4535	4744	4,61
50	100	8	5223	5404	3,47
60	60	2	1705	1848	8,39
60	60	3	2446	2608	6,62
60	60	4	3217	3412	6,06
60	60	5	3988	4260	6,82
60	60	6	4743	5064	6,77
60	60	7	5471	5854	7,00
60	60	8	6233	6658	6,82
60	60	9	6999	7447	6,40

Tabela 4-6: Comparação entre os valores dos pixels obtidos através das imagens experimentais e das imagens simuladas variando a técnica radiográfica empregada

Tensão (kVp)	Corrente (μA)	Tempo (s)	Valor do Pixel		Diferença Percentual Relativa (%)
			Experimental	Simulada	
70	56	1	1394	1453	4,23
70	56	2	2482	2535	2,14
70	56	3	3604	3711	2,97
70	56	4	4722	4794	1,52
70	56	5	5820	5938	2,03
70	56	6	6960	7068	1,55
70	56	7	7901	8228	4,14
70	56	8	9200	9420	2,39
80	46	1	1142	1040	8,93
80	46	2	2303	2236	2,91
80	46	3	3636	3578	1,60
80	46	4	4956	4871	1,72
80	46	5	6265	6181	1,34
80	46	6	7824	7506	4,06
80	46	7	9069	8832	2,61
80	46	8	10332	10174	1,53
80	46	9	11617	11402	1,85
80	63	10	18322	18047	1,50
90	35	3	1786	1953	9,35
90	35	4	3100	3404	9,81
90	35	5	4443	4873	9,68
90	35	6	5833	6250	7,15
90	35	7	7173	7794	8,66
90	35	8	8561	9282	8,42
90	35	9	9969	10752	7,85
90	35	10	11411	12277	7,59

4.2.2 Análise de Imagens obtidas de um Corpo de Prova

Para realizar uma análise mais completa do sistema de detecção de imagem simulado, imagens de um corpo de prova, esquematizado na Figura 4-9, foram simuladas e comparadas com imagens obtidas experimentalmente. Para obter as imagens experimentais e simuladas, utilizou-se uma distância foco-detector de 1 m. A distância objeto-detector usada na etapa experimental foi de 0 cm (zero), e na simulação a distância empregada foi de 0,01 cm. Os equipamentos utilizados correspondem aos especificados na Tabela 4-1, e a fonte utilizada nas simulações foi a mesma das etapas anteriores.

As imagens simuladas foram obtidas usando um detector com resolução de 100 μm . As contribuições direta e espalhada da imagem foram obtidas separadamente com as mesmas dimensões.

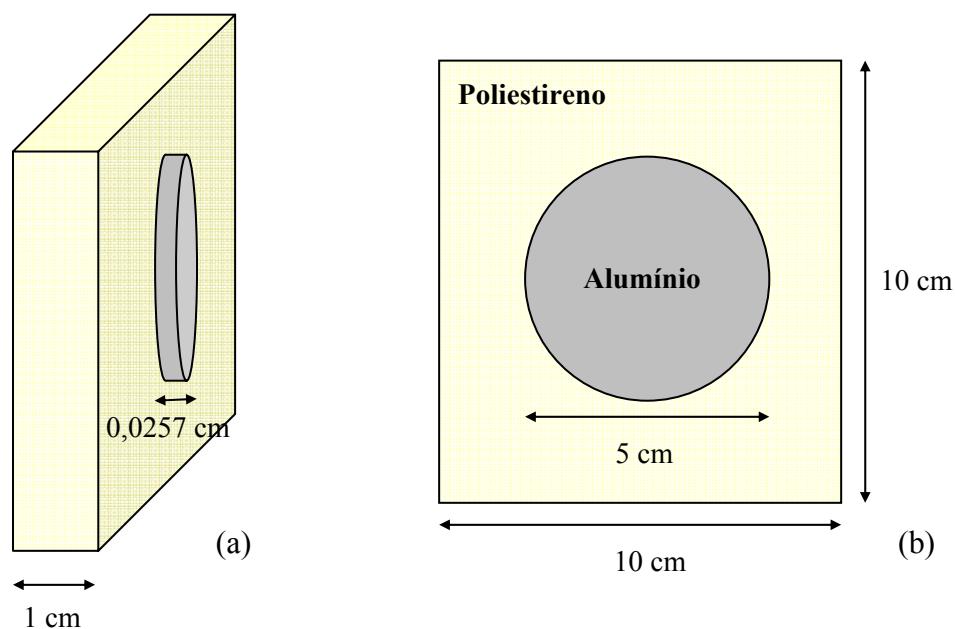


Figura 4-9. Corpo de prova. Em (a) visão lateral, e em (b) visão frontal

As Figuras 4-10, 4-11 e 4-12 apresentam as imagens do corpo de prova e seus respectivos perfis e histogramas, obtidos experimentalmente e através da simulação utilizando tensões de 70, 80 e 90 kV. As imagens foram obtidas com o kerma no ar incidente no detector igual a 60 μ Gy, e o software Image J [136] foi utilizado para fazer a análise das imagens.

Comparando visualmente as imagens simuladas com as imagens experimentais e os seus respectivos perfis e histogramas, observa-se que há semelhança entre os resultados.

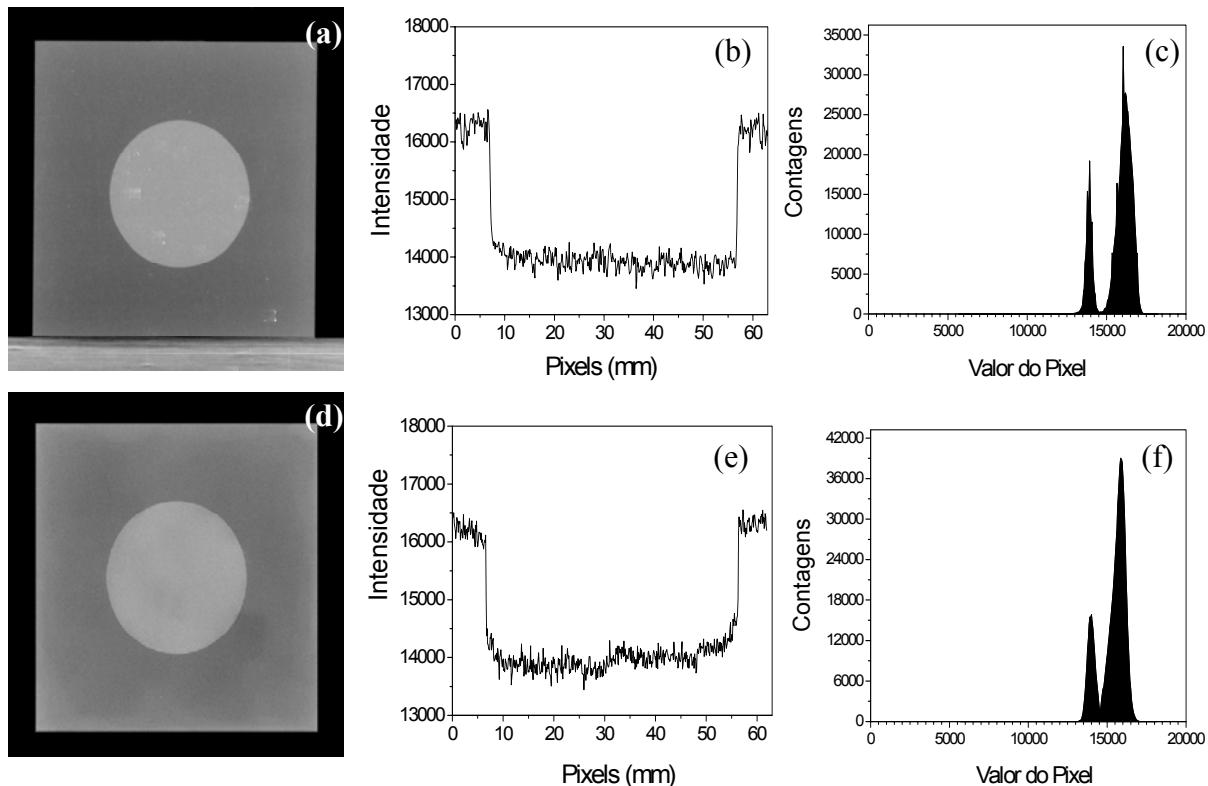


Figura 4-10. Imagens do corpo de prova com 70 kV. Em (a) imagem experimental, (b) perfil da imagem experimental, (c) histograma da imagem experimental, (d) imagem simulada, (e) perfil da imagem simulada, (c) histograma da imagem simulada

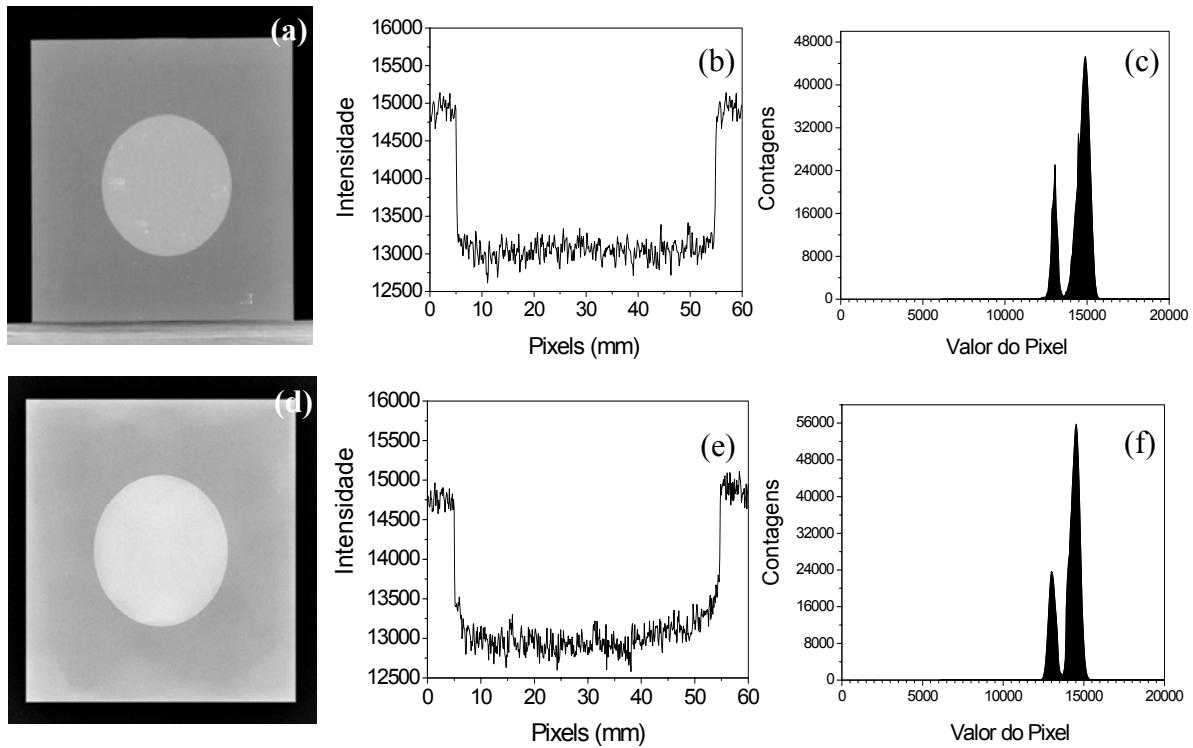


Figura 4-11. Imagens do corpo de prova com 80 kV. Em (a) imagem experimental, (b) perfil da imagem experimental, (c) histograma da imagem experimental, (d) imagem simulada, (e) perfil da imagem simulada, (c) histograma da imagem simulada

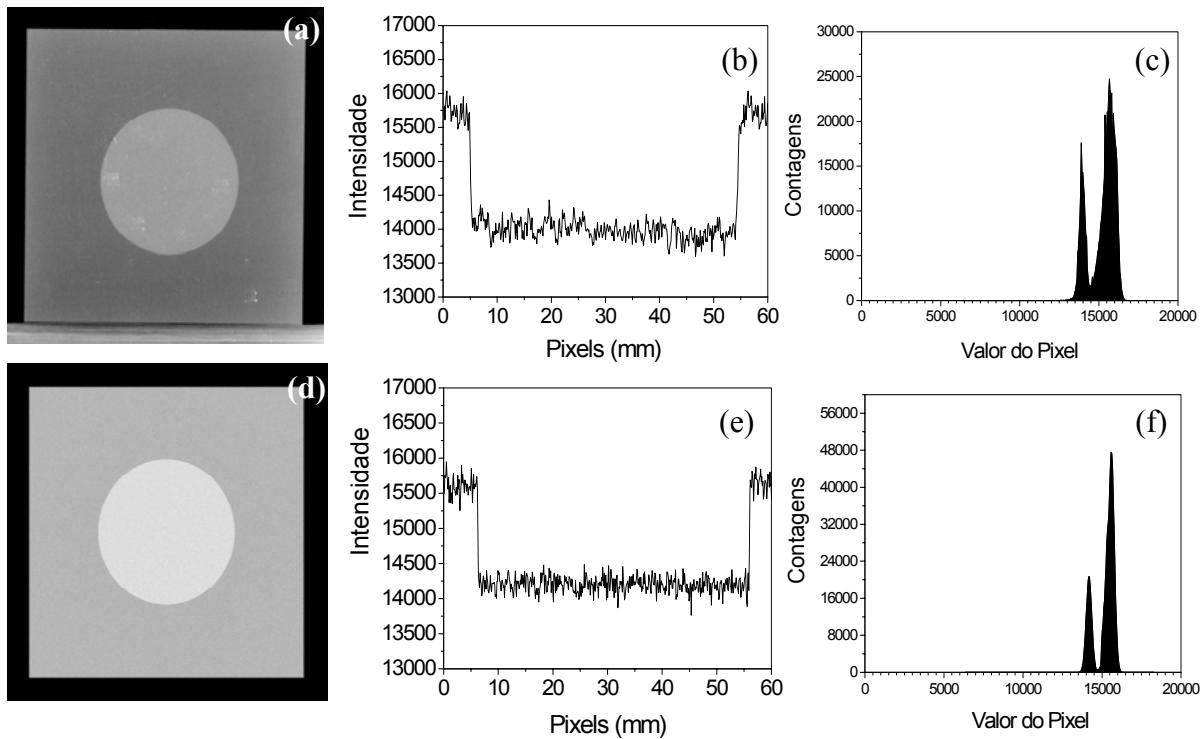


Figura 4-12. Imagens do corpo de prova com 90 kV. Em (a) imagem experimental, (b) perfil da imagem experimental, (c) histograma da imagem experimental, (d) imagem simulada, (e) perfil da imagem simulada, (c) histograma da imagem simulada

A fim de propiciar uma comparação quantitativa entre as imagens experimentais e simuladas, a razão diferencial sinal-ruído [122], obtida através da Equação 3.5, foi calculada. A grandeza foi estimada considerando duas regiões de pixels da imagem, uma onde o detalhe do disco de alumínio está inserida e outra onde há somente a placa de poliestireno. A Tabela 4-7 apresenta os valores de razão diferencial sinal ruído obtidos para as imagens simuladas e experimentais.

Tabela 4-7: Razão diferencial sinal ruído obtidas para as imagens simuladas e experimentais

Imagens	Experimental	Simulada	Diferença Percentual Relativa (%)
70 kV	7,32	6,36	13,11
80 kV	7,24	6,19	14,50
90 kV	7,89	7,52	4,69

Através da Tabela 4-7 pode-se quantitativamente confirmar a semelhança entre as imagens experimentais e simuladas, uma vez que a diferença percentual relativa máxima encontrada foi de 14,50 %.

4.3 Modelagem da Fonte de Raios X utilizada em Exames de Tórax

A fonte de raios X que será considerada para as exposições torácicas consiste em um disco com diâmetro de 1 mm, colimada sob a forma de um cone de radiações através da técnica de redução de variância *source biasing* do MCNPX [107]. Esta técnica permite a modelagem de uma fonte de radiação como se esta estivesse colimada, sem comprometer o resultado final da simulação. A colimação usada na fonte de radiação foi de 180^0 , conforme mostrado na Figura 4-13. O diâmetro escolhido de 1 mm para a fonte buscou satisfazer as diretrizes europeias para os critérios de qualidade de imagens em radiologia diagnóstica [8]. Nestas diretrizes recomenda-se que o ponto focal efetivo do equipamento de raios X utilizado em radiografia de tórax póstero-anterior seja inferior a 1,3 mm. Para permitir a colimação num campo retangular foram modelados colimadores de chumbo (Pb) com espessura de 1 cm. Na Figura 4-9, além da fonte, também são mostrados os colimadores modelados.

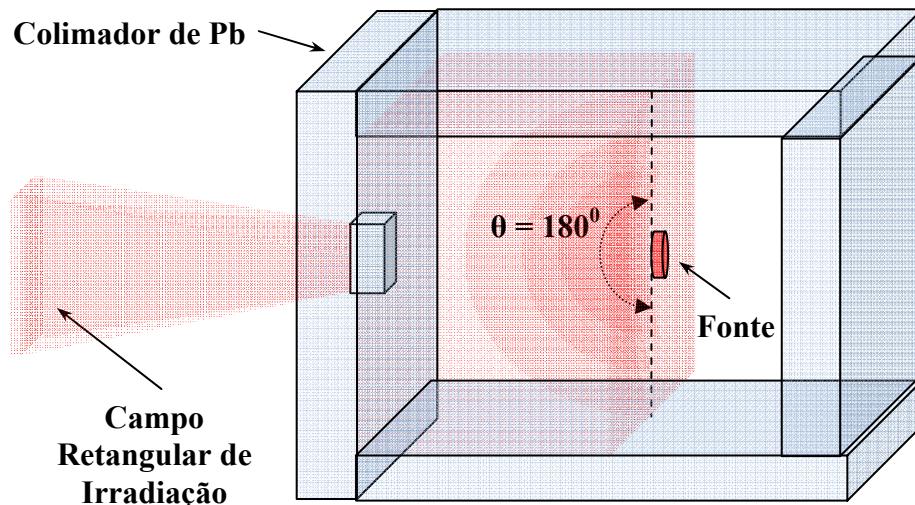


Figura 4-13. Fonte de raios X modelada

As distribuições em energia de raios X utilizadas como parâmetros de entrada para simulação dos feixes de radiação foram obtidas através do *software* SRS-78 [115] usando filtração total de 5 mm de alumínio, ânodo de tungstênio com angulação de 16^0 e tensões aplicadas ao tubo de 70 a 130 kV. Os espectros de energia, como parâmetro de entrada para os cálculos do MCNPX, foram fornecidos em intervalos de energia de 0,5 keV.

4.4 Modelagem do Aparato de Redução da Radiação Espalhada - Grade Antidifusora

Neste trabalho serão avaliadas duas técnicas de redução da radiação espalhada: a técnica de *gap* de ar e a técnica de grade antidifusora. A técnica de *gap* de ar consiste na utilização de um espaçamento de ar entre o corpo do paciente e o detector de imagem, e a técnica de grade antidifusora consiste na utilização de um dispositivo composto de um conjunto de finas lâminas de chumbo que impedem a passagem da radiação espalhada, e finas lâminas radiotransparentes que permitem a passagem da radiação não atenuada (direta).

A seletividade ou qualidade da grade corresponde a capacidade de eliminar a maior parte da radiação espalhada (secundária), conservando o feixe primário de radiação (não atenuada). Como a fonte de raios X é uma fonte divergente, para otimizar a passagem do feixe primário as lâminas são anguladas de acordo com a posição da fonte. A distância entre o foco do equipamento de raios X e o plano da grade é conhecida como distância focal da grade. A distância focal de cada grade deve ser respeitada, caso contrário haverá uma absorção significativa do feixe de radiação não atenuado. A Figura 4-14 (a) mostra como são posicionadas as lâminas radiopacas de uma grade antidifusora linear, e a Figura 4-14 (b) mostra como ocorre a absorção da radiação espalhada e transmissão do feixe não atenuado.

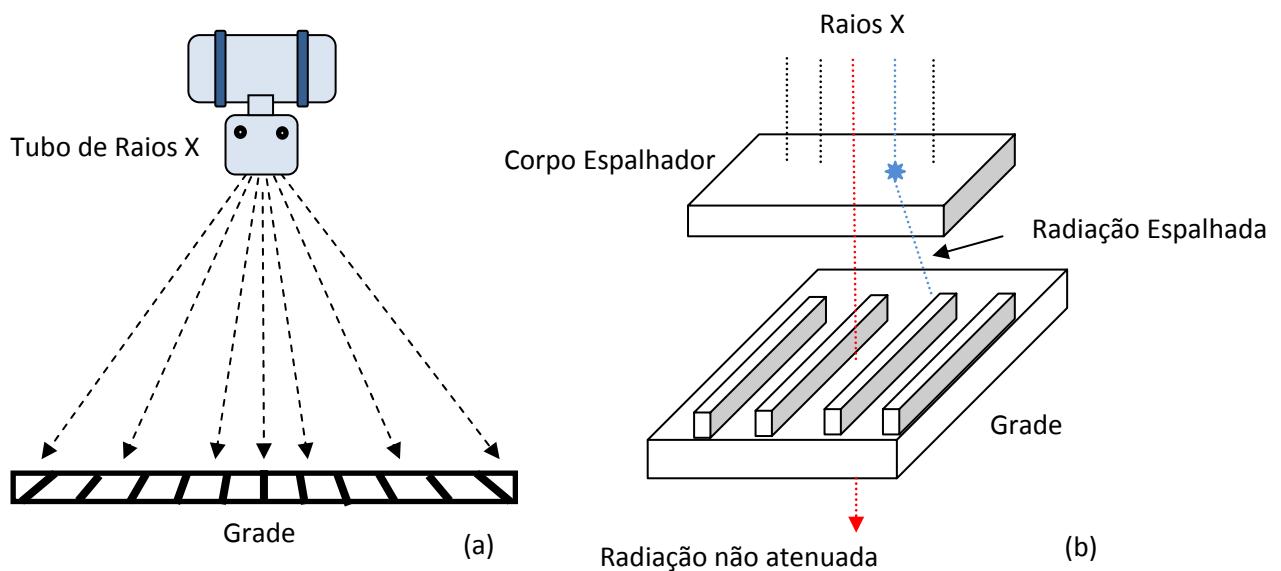


Figura 4-14. Grade antidifusora linear. Em (a) posicionamento das lâminas radiopacas, e em (b) processo de absorção da radiação espalhada e transmissão da radiação não atenuada

Neste trabalho foi simulada uma grade antidifusora linear com distância focal de 150 cm e densidade de grade de 40 linhas radiopacas por cm. A distância focal e a densidade de grade adotadas são freqüentemente utilizadas para radiografias de tórax em projeção póstero-anterior (PA) e satisfazem as diretrizes européias para os critérios de qualidade de imagens em radiologia diagnóstica [8]. Os parâmetros utilizados para modelar a grade antidifusora é apresentado na Tabela 4-8.

Tabela 4-8: Especificação da grade antidifusora modelada

Densidade da Grade (linhas/cm)	Espessura da cobertura de alumínio (μm) [*]	Espessura das lâminas de Chumbo radiopacas (μm)	Espessura das lâminas de Alumínio radiotransparentes (μm)	Razão da Grade **	Identificação da Grade
40	400	50	200	10	40/10/50

* A grade possui uma cobertura anterior e posterior de material radiotransparente (alumínio).

** A razão da grade corresponde a razão entre a altura das lâminas de chumbo e a distância entre as lâminas de chumbo [118].

4.5 Avaliação da Grade Antidifusora e da Fonte de raios X

A validação da grade antidifusora linear modelada foi realizada através da comparação dos fatores de transmissão total (T_t), fatores de transmissão primária (T_p), fatores de Bucky (BF) e fatores de melhoramento de contraste (CIF) obtidos através da simulação com os respectivos fatores obtidos experimentalmente por CHAN *et al.* [141] (para a mesma especificação de grade antidifusora linear apresentada na Tabela 4-8).

Para realizar a comparação a mesma geometria de irradiação utilizada por CHAN *et al.* foi reproduzida. Nesta configuração uma placa de 20 cm de espessura de água (corpo espalhador) foi posicionada a 1,5 cm da superfície posterior da grade antidifusora e um espaçamento de 1,0 cm foi fixado entre a grade e o detector. O detector utilizado por CHAN *et al.* foi um filme radiográfico acoplado a um écran da Kodak Lanex Regular com composição $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$. A fonte de radiação constituiu em tubo de raios X com filtração total de 2,5 mm Al operando 80 kV. A distância focal da grade linear na avaliação de CHAN *et al.* foi respeitada.

Os fatores de transmissão total (T_t), fatores de transmissão primária (T_p), fatores de Bucky (BF) e fatores de melhoramento de contraste (CIF) foram calculados através das seguintes equações [141]:

$$T_t = \frac{D_{T,CG}}{D_{T,SG}} \quad (4.20)$$

$$T_p = \frac{D_{p,CG}}{D_{p,SG}} \quad (4.21)$$

$$BF = \frac{1}{T_t} \quad (4.22)$$

$$CIF = T_p \cdot BF \quad (4.23)$$

onde $D_{T,CG}$ é a dose total absorvida no detector com a presença da grade, $D_{T,SG}$ é a dose total absorvida no detector sem a presença da grade, $D_{p,CG}$ é a dose absorvida dos fótons não atenuados (radiação primária) no detector com a presença da grade, e $D_{p,SG}$ é a dose absorvida dos fótons não atenuados (radiação primária) no detector sem a presença da grade.

Para fazer as simulações a fonte de raios X modelada na **Seção 4.3** foi utilizada com uma tensão de 80 kV e filtração total de 2,5 mm de alumínio. O posicionamento da grade em relação à placa de 20 cm de água e ao detector foram iguais os utilizados no arranjo experimental de CHAN e colaboradores.

Para modelar o detector foi considerado que a sensibilidade do filme radiográfico à radiação é muito pequena e que o grau de enegrecimento é dado pelos fótons de luz emitidos pelo écran, que por sua vez é proporcional a dose depositada no mesmo. Fazendo essa consideração, a composição Gd_2O_2S foi utilizada para modelar o detector [141].

O detector (Gd_2O_2S) foi simulado utilizando a função radiografia *TIR* do MCNPX, e a curva de sensibilidade do écran (Gd_2O_2S) foi incluída através dos comandos *DE/DF*, exatamente como foi feito na modelagem do detector BaFBr. A função *DF* do material sensível Gd_2O_2S foi obtida através de simulações individuais de feixes monoenergéticos não divergentes provenientes de uma fonte plana, depositando energia por unidade de

massa (MeV/g) em um bloco de $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$ com densidade de $7,34 \text{ g.cm}^{-3}$ [133], espessura de $0,0168 \text{ cm}$ e área igual a da fonte. O intervalo de energia utilizado foi de $0,002$ a 1 MeV . A Figura 4-15 mostra a distribuição de DF em função de DE obtida na simulação para o écran $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$.

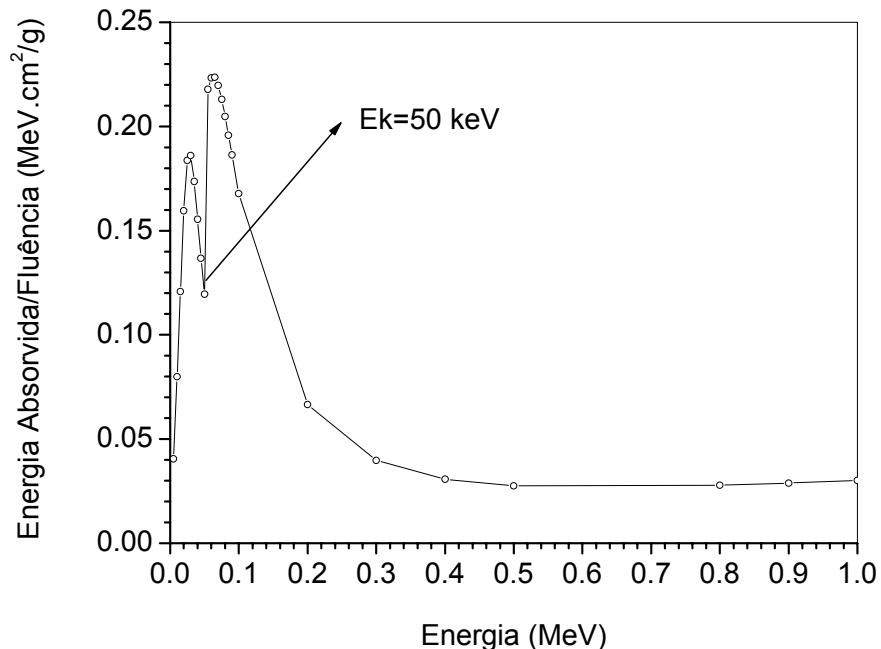


Figura 4-15. Função resposta do material sensível $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$. Os valores obtidos foram normalizados pela fluência de fôtons emitidos pela fonte

A região de descontinuidade observada na curva ilustrada na Figura 4-15 corresponde ao pico de fluorescência k (E_k) do material $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$. O valor obtido na simulação foi de 50 keV , próximo ao valor encontrado na literatura de $50,2 \text{ keV}$ [133].

Após modelar todo sistema, os fatores de transmissão total (T_t), fatores de transmissão primária (T_p), fatores de Bucky (BF) e fatores de melhoramento de contraste (CIF), foram calculados para a grade modelada e comparados aos valores experimentais de CHAN *et al.* A comparação pode ser observada na Tabela 4-9.

Tabela 4-9: Comparação entre a performance da grade linear focada obtida através da simulação e obtida experimentalmente por CHAN *et al.* [141]

Identificação da Grade	T_t			T_p		
	Simulação	CHAN <i>et al.</i>	Diferença Percentual Relativa (%)	Simulação	CHAN <i>et al.</i>	Diferença Percentual Relativa (%)
40/10/50	0,172	0,170	1,18	0,623	0,620	0,48
Identificação da Grade	BF			CIF		
	Simulação	CHAN <i>et al.</i>	Diferença Percentual Relativa (%)	Simulação	CHAN <i>et al.</i>	Diferença Percentual Relativa (%)
40/10/50	5,81	5,88	1,19	3,60	3,65	1,37

Através dos resultados apresentados na Tabela 4-9 observa-se uma boa concordância entre os resultados obtidos através da simulação e os obtidos experimentalmente por CHAN *et al.* As diferenças percentuais relativas para todos os parâmetros avaliados foram inferiores a 2%. Esses dados também confirmam que a fonte de raios X apresentada na Seção 4.3, utilizada na validação da grade linear, foi modelada corretamente.

Capítulo 5

CÁLCULO DA DOSE E ESTIMATIVA DO RISCO À SAÚDE DEVIDO A RADIOGRAFIA DE TÓRAX

Este capítulo descreve a metodologia empregada para o cálculo da dose absorvida, da dose efetiva, e dos respectivos valores de riscos de incidência de câncer e risco de mortalidade devido ao câncer associados aos exames radiográficos de tórax. No final do capítulo são apresentados os valores de dose e do risco à saúde em função da energia do feixe de radiação e de aparelhos de redução da radiação espalhada considerando a anatomia masculina e a anatomia feminina.

5.1 Fantomas de Voxels Masculino e Feminino

Para calcular os valores de dose absorvida nos órgãos e tecidos de pacientes do sexo masculino e feminino foram utilizados os fantomas de voxels MAX (Male Adult voXel) e FAX (Female Adult voXel). Os fantomas MAX e FAX foram desenvolvidos na Universidade Federal de Pernambuco por KRAMER *et al* [22, 23] respeitando as especificações anatômicas dos órgãos e massas dos tecidos do homem e da mulher de referência definidos na ICRP 89 [24], onde são especificadas características humanas reconhecidas ou importantes para cálculos prospectivos das doses advindas de fontes radioativas internas ou externas ao corpo.

O fantoma MAX foi construído a partir do fantoma VOXTIIS8 [22], um modelo adulto masculino disponível em um arquivo binário, que contém especificações de órgãos e tecidos segmentados masculinos. Esses dados primários foram reamostrados, reclassificados e ajustados, originando um fantoma final formado por voxels de 3,6 mm x 3,6 mm x 3,6 mm com 1,75 metros de altura.

O fantoma FAX foi construído a partir de três bancos de dados. O primeiro e principal consiste em 151 imagens tomográficas de uma paciente do sexo feminino de 37 anos, 63,4 kg e 1,65 m de altura. Este banco de dados é constituído de imagens do tronco, do

pescoço e da parte inferior da cabeça incluindo a mandíbula e a arcada dentária inferior da paciente. O segundo banco de dados é formado de 206 imagens tomográficas das pernas e pés de uma mulher de 62 anos. O terceiro banco de dados para construção do simulador FAX foi o fantoma masculino MAX (Male Adult voXel) [22]. Por razões de praticidade a cabeça redimensionada do MAX e os braços foram utilizados na construção do fantoma FAX.

Devido às três fontes de dados diferentes utilizadas na construção do fantoma FAX, correções anatômicas foram necessárias a fim de obter um fantoma final formado por voxels de 3,6 mm x 3,6 mm x 3,6 mm com 1,63 metros de altura. Essas correções foram feitas baseadas em livros anatômicos e na ICRP 89 [24].

As massas dos órgãos e tecidos dos fantomas MAX e FAX foram definidas utilizando a ICRP 89, enquanto os correspondentes volumes (dos órgãos) foram obtidos aplicando as densidades dos tecidos da ICRU 44 [142]. A composição e densidade do tecido mole foram obtidas através da média dos dados do cérebro, mama, colôn, coração, rins, fígado, pâncreas, timo, ovários e tireóide.

A Figura 5-1 apresenta o fantoma MAX e FAX em uma visão frontal, ilustrando o esqueleto.

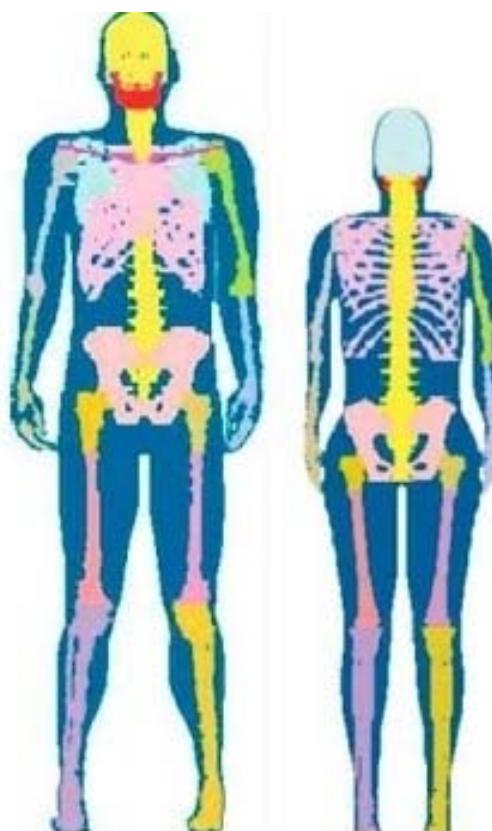


Figura 5-1. Fantomas MAX e FAX. Visão frontal ilustrando o esqueleto [23]

5.1.1 Conversão do Arquivo de Imagem dos Fantomas de Voxels MAX e FAX para um Arquivo de Entrada para o Código MCNPX

A conversão dos arquivos de imagem dos fantomas MAX e FAX para um arquivo de entrada de MCNPX foi obtido através do *software* SCMS (Software de Construção de Manequins Segmentados) [143, 144]. O *software* SCMS é uma ferramenta computacional para a construção de modelos anatômicos a partir de imagens médicas como tomografias e outros sistemas de aquisição de imagens digitais similares. O *software* SCMS interpreta imagens e as disponibiliza em um arquivo de entrada usado pelo MCNPX para simulação do transporte de radiação.

5.2 Cálculo da Dose Absorvida

A energia depositada pela radiação nos órgãos e tecidos dos fantomas de voxels MAX e FAX foram obtidas através do comando *F8 do MCNPX. Este comando permite a obtenção da energia depositada em um conjunto de voxels que formam um órgão ou tecido dos fantomas. A obtenção da dose absorvida foi feita através da divisão da energia depositada no órgão ou tecido pelo seu respectivo valor de massa (m), conforme as Equações [131]:

$$D_T(rads) = \frac{*F8(MeV)}{m} (1,602 \times 10^{-6} \text{ erg/MeV}) \left(\frac{1}{100 \text{ erg/g/rad}} \right) \quad (5.1)$$

$$D_T(rads) = \frac{*F8}{m} 1,602 \times 10^{-8} \quad (5.2)$$

$$D_T(Gy) = \frac{*F8}{m} 1,602 \times 10^{-10} \quad (5.3)$$

5.2.1 Cálculo da Dose Absorvida na Pele

Segundo a ICRP 89 a espessura média da pele do homem é de 1,5 mm e da mulher é de 1,2 mm [24]. Para considerar estas espessuras de pele nos cálculos dosimétricos foi necessário sub-segmentar os voxels localizados na superfície dos fantomas MAX e FAX, conforme recomendado por KRAMER *et al.* [22, 23]. A sub-segmentação ocorreu através da divisão do voxel com dimensões de 3,6 mm x 3,6 mm x 3,6 mm em dois voxels, no caso do fantoma masculino MAX um voxel com dimensões de

1,5 mm x 3,6 mm x 3,6 mm e outro com dimensões de 2,1 mm x 3,6 mm x 3,6 mm, e no caso do fantoma feminino FAX um com dimensões de 1,2 mm x 3,6 mm x 3,6 mm e outro com dimensões de 2,4 mm x 3,6 mm x 3,6 mm. Os voxels sub-segmentados periféricos com as dimensões de 1,5 mm x 3,6 mm x 3,6 mm (MAX) e 1,2 mm x 3,6 mm x 3,6 mm (FAX) foram classificados como pele, enquanto os voxels sub-segmentados com as dimensões 2,1 mm x 3,6 mm x 3,6 mm (MAX) e 2,4 mm x 3,6 mm x 3,6 mm (FAX) foram classificados como tecido adiposo (gordura). Somente os valores de energia depositada nos voxels sub-segmentados periféricos, classificados como pele, foram considerados no cálculo da dose absorvida na pele.

5.2.2 Cálculo da Dose Absorvida na Medula Óssea

Os fantomas MAX e FAX utilizados neste trabalho possuem a composição dos ossos homogênea e constante. Considerando isso, a dose na medula óssea (RBM) foi determinada multiplicando a energia depositada nos voxels que constituem os ossos dos fantomas por três fatores de correção:

1 - Fator de correção devido à fração de massa (f_{FM}): refere-se à mistura específica no voxel. Ele é calculado com base na fração de volume de RBM no voxel específico, determinada através das imagens tomográficas utilizadas para obter os fantomas.

2 - Fator de correção devido a absorção de massa-energia (f_{MEA}): este fator para um voxel específico é calculado como a soma ponderada (pelas frações de massa) dos f_{MEA*} para os tecidos do esqueleto que o voxel contém (podem ser osso, RBM e cartilagem). Onde f_{MEA*} é dado por:

$$f_{MEA*} = \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{TE}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{ME}} \quad (5.4)$$

onde $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{TE}$ é o coeficiente de absorção de massa-energia para os tecidos do esqueleto;

e $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{ME}$ é o coeficiente de absorção de massa-energia para mistura esquelética.

As frações de massa são calculadas com base nas frações de volume e na densidade no voxel específico; e os coeficientes de absorção de massa-energia para os tecidos do esqueleto são obtidos com base nos dados publicados por Hubbell [145].

3 - Fator de *King-Spiers* (f_{KS}): são fatores de correção para a dose adicional na RBM devida aos fotoelétrons liberados na adjacência do osso para as cavidades da medula óssea. Esses fatores foram publicados por King e Spiers [146] e variam com o tipo de osso (costelas, externo, clavícula, escápula, espinha, ...).

Os fatores f_{MEA} e f_{KS} dependem da energia do fóton incidente na estrutura esquelética e ambos se aproximam da unidade quando esta energia se torna maior que 200 keV.

Determinação dos Fatores de Correção:

Para determinar o fator f_{FM} , primeiramente, foi calculado as frações de RBM em gramas (g) para cada grupo de osso utilizando as percentagens de frações de massas apresentadas na Tabela 5-1 e considerando a massa total de RBM do corpo feminino igual a 900 g e do corpo masculino igual a 1170 g. Após, as frações de RBM (em gramas) calculadas para cada grupo de osso foram divididas pelas respectivas massas (em gramas) do grupo de osso, obtendo assim os valores dos fatores f_{FM} .

Tabela 5-1: Percentagem de frações de massas de RBM para os fantomas MAX e FAX [22, 23]

Grupo de Osso	MAX (%)	FAX (%)
Antebraço (rádio e ulna)	0	0
Braço (úmero)	3,6	3,0
Ossos da região torácica ^a	23	21,7
Coluna vertebral / Sacro	42,6	43,6
Crânio / Mandíbula	7,7	8,4
Ossos do quadril (pelve)	16,3	16,6
Coxa (fêmur)	6,7	6,7
Perna (fíbula e tíbia)	0	0
Total	100,0	100,0

^a Costelas, esterno, clavícula e escápula.

Os fatores f_{MEA} e f_{KS} foram fornecidos em função da energia do fóton em intervalos de energia de 2 keV, para energias até 200 keV, pela Universidade de Pernambuco juntamente com os fantomas MAX e FAX. O fator f_{KS} também varia com o grupo de osso do fantoma.

Determinação da Dose na RBM utilizando o código MCNPX:

Para calcular a dose na RBM utilizando os fantomas MAX e FAX e o código de Monte Carlo MCNPX foi necessário, em primeiro lugar, obter a energia depositada ($*F8$) no esqueleto dos fantomas em função da energia do fóton incidente. Para possibilitar isto, o comando *En* do MCNPX foi utilizado. Este comando permite obter a energia depositada ($*F8$) classificada em intervalos ΔE de energia do fóton incidente. Utilizando este comando, foram obtidos os valores de energia depositada nos ossos dos fantomas em intervalos ΔE de energia de 2 keV.

Cada valor de energia depositada (dE) em um intervalo ΔE de energia de fótons incidentes foi multiplicado pelos respectivos fatores de correção f_{MEA} e f_{KS} . Para obter a energia total depositada para cada grupo de osso, o somatório das energias depositadas multiplicadas pelos fatores f_{MEA} e f_{KS} foi realizado. Após, a energia total depositada

para cada grupo de osso foi multiplicada pelo respectivo fator de correção f_{FM} . Os valores de energia total depositada e corrigida através dos fatores f_{MEA} , f_{KS} e f_{FM} para cada grupo de osso foram somados e divididos pela massa total da RBM, fornecendo assim, a dose depositada neste tecido, como mostra a Equação 5.5.

$$D_{RBM} = \frac{\sum_{GO} f_{FM} \sum_{\Delta E} dE \cdot f_{MEA} \cdot f_{KS}}{m_{RBM}} \quad (5.5)$$

onde D_{RBM} é a dose depositada na medula óssea, m_{RBM} é a massa total da medula óssea (1,17 kg para MAX e 0,9 kg para FAX), dE é a energia depositada para cada intervalo ΔE de energia incidente do fóton, e o termo GO no somatório representa os grupos de osso envolvidos no cálculo da dose na RBM.

Devido a energia máxima dos raios X utilizados nos exames de tórax serem inferior a 200 keV, os fatores de correção f_{MEA} , f_{KS} e f_{FM} são aplicáveis à energia transferida para elétrons nos voxels que compõem o esqueleto (aproximação kerma). Elétrons de 200 keV têm alcance médio de 0,26 mm no osso e de 0,45 mm na medula óssea, respectivamente [147]. Como a aresta do voxel dos fantomas tem 3,6 mm, o uso da aproximação kerma neste limite é justificada.

5.2.3 Cálculo da Dose Absorvida na Superfície dos Ossos

As células na superfície dos ossos são reconhecidas pela ICRP como tecido radiossensível, o que torna a estimativa e o monitoramento da dose absorvida nesta região um parâmetro importante. Entretanto, devido a dificuldade de estimar a dose na superfície dos ossos em fantomas de voxel, o presente trabalho optou em utilizar a dose absorvida média no esqueleto como uma estimativa da dose absorvida nas células da superfície óssea. Esta estimativa conservadora de dose na superfície dos ossos tem sido utilizada em diversos trabalhos na literatura [22, 23, 148, 149].

5.3 Geometria de Irradiação

Como já mencionado anteriormente, serão avaliadas duas técnicas de redução da radiação espalhada, a técnica de grade antidifusora e a técnica de *gap* de ar. Para cada técnica de redução da radiação espalhada uma geometria de irradiação foi adotada (Figura 5-2).

Para técnica de grade antidifusora foram adotadas as distâncias de 150 cm entre a fonte de radiação e o foco da grade e de 1 cm entre a superfície posterior da grade e o detector de imagem. Para a técnica de *gap* de ar a distância adotada entre a fonte de radiação e o detector de imagem foi de 300 cm com um espaçamento de ar entre o detector e o paciente de 30 cm, conforme ilustrado na Figura 5-2.

Em ambas as geometrias de irradiação, a colimação da fonte de raios X foi ajustada de forma a obter um campo quadrado de irradiação no detector de imagem de 36 x 36 cm². Este campo de irradiação permite visualizar todos os órgãos e estruturas de interesse em uma radiografia de tórax póstero-anterior.

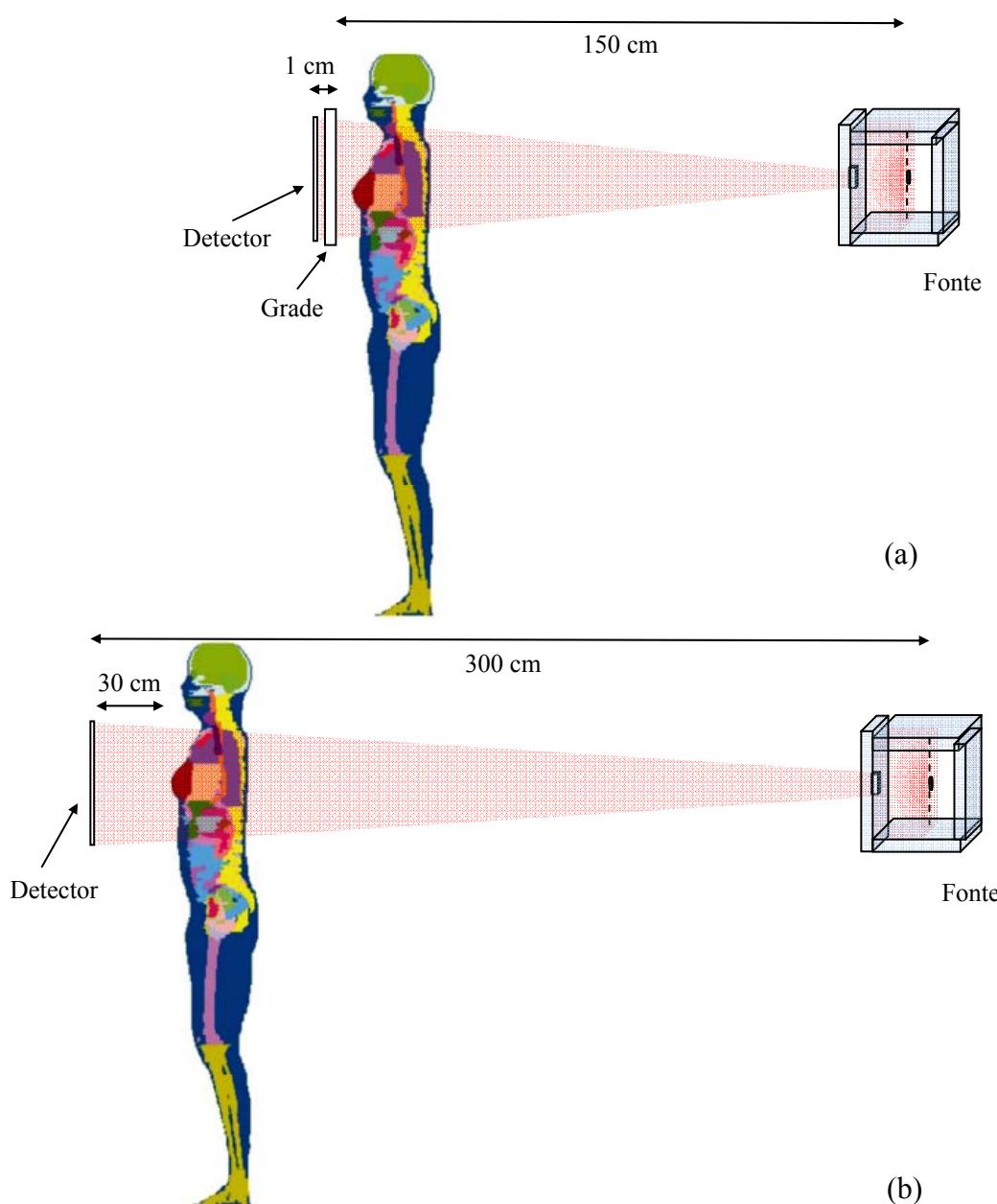


Figura 5-2. Geometria de irradiação. Em (a) utilizando técnica de grade, e em (b) utilizando gap de ar

5.4 Normalização da Dose Absorvida e Cálculo da Dose Efetiva e do Risco associado à Exames de Tórax

Na radiologia convencional é comum a utilização das câmaras de controle de exposição automática nos exames radiográficos de tórax. Estes dispositivos permitem manter o

kerma no ar incidente no detector de imagem constante mesmo variando a técnica radiográfica e/ou a espessura do paciente. A fixação do kerma no ar no sistema de detecção filme-écran é fundamental para controlar o grau de enegrecimento do filme radiográfico, fator este que limita a visualização das estruturas anatômicas.

Para os filmes digitais *image plate*, a fixação do kerma no ar tem se mostrado de grande valia para manter constante o nível do ruído na imagem radiográfica. Assim como o grau de enegrecimento na radiologia convencional, o ruído da imagem na radiologia digital é um fator limitador na visualização de detalhes na imagem.

Considerando isto, as exposições radiográficas serão normalizadas para um kerma no ar incidente no detector de imagem de 5 μGy . Este valor corresponde à classe de sensibilidade 200 em câmaras de controle de exposição automáticas utilizadas em exames torácicos [21].

Para normalizar os valores de dose absorvida para um kerma no ar incidente no detector de imagem de 5 μGy , cinco detectores pontuais (F5) foram posicionados no plano de localização do detector de imagem, como mostrado na Figura 5-3. Fatores de conversão DE/DF fornecidos pela ICRP51 [135] foram utilizados para converter fluxo para kerma no ar.

Os valores de dose absorvida nos órgãos e tecidos (D_T) obtidos com os fantomas MAX e FAX foram normalizados pela média aritmética dos valores de kerma no ar ($k_{ar,ext}$) obtidos através dos cinco detectores pontuais F5, como mostrado na Equação:

$$D_n = \frac{D_T}{k_{ar,ext}} \quad (5.6)$$

onde D_n é a dose absorvida normalizada pelo kerma no ar incidente no detector de imagem.

A dose absorvida nos órgãos e tecidos para o valor fixo de kerma no ar de 5 μGy foi calculada através da equação:

$$D(\mu\text{Gy}) = D_n \cdot 5 \quad (5.7)$$

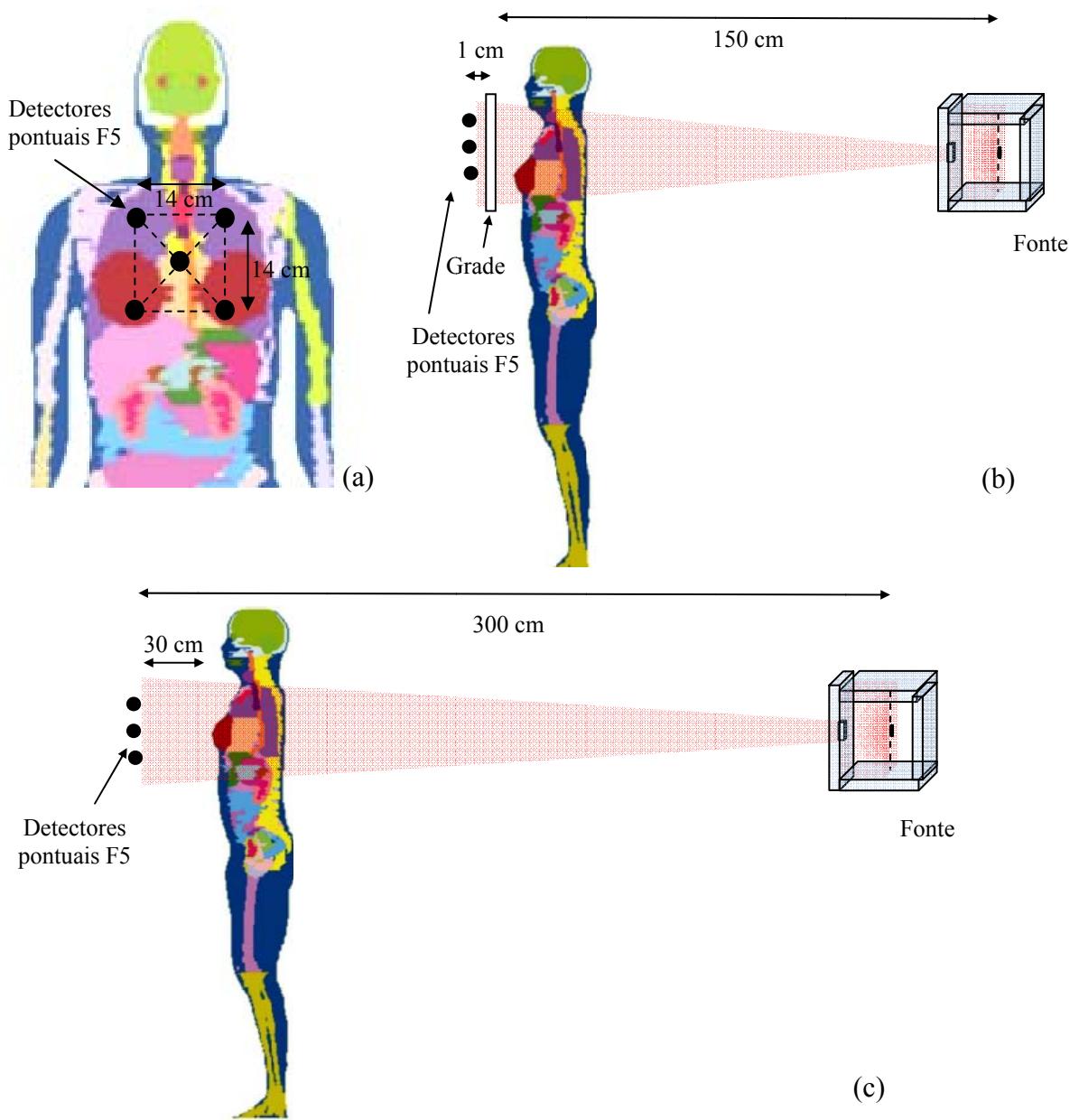


Figura 5-3. Posicionamento dos detectores pontuais F5. Em (a) visão frontal, (b) visão lateral, técnica de grade, e em (c) visão lateral técnica de *gap* de ar

Dose Efetiva

Para calcular a dose efetiva, em primeiro lugar, calculou-se a dose equivalente H_T . Esta foi calculada através do fator de peso da radiação, w_R , multiplicado pela dose absorvida nos órgãos e tecidos para o valor fixo de kerma no ar de $5 \mu\text{Gy}$ no detector imagem (D). O fator de peso da radiação utilizado para fótons e elétrons é igual a 1 (um), logo:

$$H_T(Sv) = D \quad (5.8)$$

A dose efetiva (E) foi calculada através da soma ponderada das doses equivalentes nos órgãos e tecidos radiosensíveis definidos pela ICRP 60 [129] e listados na Tabela 3-2, como mostra a Equação 5.9.

$$E (Sv) = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (5.9)$$

w_T é o fator de peso do órgão ou tecido radiosensível (Tabela 3-2).

Risco associado aos Exames de Tórax

Os riscos de incidência de câncer e os riscos de mortalidade devido ao câncer associados aos exames radiográficos de tórax foram estimados multiplicando os valores de dose equivalente pelos coeficientes de risco para o homem e para a mulher fornecidos pelo documento BEIR VII [130].

5.5 Resultados

5.5.1 Dose Absorvida nos Órgãos e Tecidos

As Tabelas 5-2 e 5-3 mostram as doses absorvidas obtidas para os órgãos radiosensíveis em exames pôstero-anterior (PA) de tórax em função da tensão aplicada ao tubo, usando técnica de grade antidifusora e técnica de *gap* de ar respectivamente. As doses foram calculadas mantendo o kerma no ar no detector imagem fixo em 5 μGy .

Tabela 5-2: Dose absorvida em projeção PA usando técnica de grade antidifusora

Orgão	FAX - Dose absorvida (μGy)								$Dif.^c$ (μGy)	MAX - Dose absorvida (μGy)								$Dif.^c$ (μGy)			
	Tensão (kV)									Tensão (kV)											
	70	80	90	100	120	130	140	150		70	80	90	100	120	130	140	150				
Bexiga	0,11	0,09	0,12	0,12	0,13	0,18	0,11	0,18	0,09	0,03	0,05	0,04	0,11	0,12	0,14	0,20	0,31	0,28			
Côlon	4,13	4,41	4,46	4,37	4,36	4,37	4,33	4,24	0,33	1,63	1,92	2,17	2,27	2,39	2,34	2,46	2,38	0,83			
Mama	27,41	26,44	25,26	24,51	22,93	22,75	22,31	21,95	5,46	---	---	---	---	---	---	---	---	---			
Fígado	42,12	40,03	37,90	36,25	33,16	32,82	31,94	31,08	11,04	24,91	25,27	24,11	23,84	23,28	22,53	22,24	21,78	3,49			
Pulmões	115,67	102,68	92,48	85,72	74,99	72,74	69,90	67,36	48,31	83,15	78,92	73,05	70,32	65,83	63,16	61,95	60,07	23,08			
Esôfago	63,86	61,79	59,68	58,80	54,21	53,46	52,43	50,62	13,24	61,24	62,17	59,28	57,33	53,80	52,54	53,73	52,02	10,15			
Gônadas ^a	0,15	0,12	0,33	0,21	0,43	0,14	0,16	0,36	0,31	0,00	0,00	0,03	0,03	0,01	0,00	0,00	0,00	0,03			
RBM ^b	31,78	29,28	27,07	25,46	22,55	21,89	20,97	20,07	11,71	45,19	43,34	40,01	38,43	34,78	32,52	31,05	29,33	15,86			
Pele	27,35	22,46	19,23	17,15	14,27	13,58	12,81	12,24	15,11	31,16	25,76	21,36	18,99	15,94	14,72	13,95	13,20	17,96			
Estômago	33,00	31,97	30,35	29,37	27,31	27,01	26,12	25,70	7,30	41,89	40,87	38,02	36,66	34,61	33,27	32,22	31,49	10,40			
Tireóide	35,36	33,27	31,86	31,33	29,60	30,71	28,97	27,77	7,59	40,08	41,45	40,34	40,63	38,60	37,69	37,54	37,92	3,91			
Superfície óssea	82,26	71,75	63,38	57,45	48,15	45,76	43,11	40,68	41,58	94,97	86,13	75,96	70,29	61,38	57,13	54,36	51,29	43,68			
Corpo Inteiro	31,78	27,82	24,81	22,75	19,59	18,87	18,00	17,22	14,56	37,18	33,10	29,02	26,85	23,70	22,22	21,32	20,30	16,88			
Restantes ^d	22,80	19,50	17,17	15,63	13,39	12,90	12,32	11,80	11,00	23,38	20,42	17,73	16,33	14,42	13,56	13,05	12,48	10,90			

^a Gônadas femininas: ovários, Gônadas masculinas: Testículos

^b Medula óssea.

^c Diferença entre o maior e o menor valor de dose absorvida.

^d Restantes composto por: glândulas adrenais, cérebro, traquéia, intestino delgado, rins, músculos, pâncreas, baço, timo e útero.

Tabela 5-3: Dose absorvida em projeção PA usando técnica de *gap* de ar

Orgão	FAX - Dose absorvida (μGy)								<i>Dif.^c</i> (μGy)	MAX - Dose absorvida (μGy)								<i>Dif.^c</i> (μGy)			
	Tensão (kV)									Tensão (kV)											
	70	80	90	100	120	130	140	150		70	80	90	100	120	130	140	150				
Bexiga	0,10	0,10	0,09	0,05	0,16	0,03	0,11	0,24	0,21	0,00	0,01	0,06	0,13	0,09	0,05	0,13	0,08	0,13			
Côlon	2,34	2,60	2,76	3,04	3,05	3,06	3,10	3,11	0,77	1,07	1,33	1,52	1,67	1,81	1,86	1,90	1,94	0,87			
Mama	17,79	17,86	18,26	18,41	18,53	18,55	18,55	18,46	0,76	---	---	---	---	---	---	---	---	---			
Fígado	24,93	24,99	25,38	25,02	24,79	25,05	24,68	24,52	0,86	16,25	17,01	17,39	17,87	17,89	17,81	17,78	17,63	1,64			
Pulmões	71,49	67,18	64,80	62,04	58,86	57,93	55,87	54,77	16,72	59,05	58,21	56,96	56,65	55,00	54,20	53,36	52,85	6,20			
Esôfago	38,02	38,92	41,29	40,52	40,34	41,41	41,81	40,63	3,79	45,52	46,17	45,76	45,99	44,82	45,03	47,08	46,57	2,26			
Gônadas ^a	0,18	0,08	0,11	0,14	0,39	0,35	0,40	0,47	0,39	0,00	0,00	0,00	0,07	0,00	0,05	0,00	0,00	0,07			
RBM ^b	19,05	18,53	18,32	17,88	17,08	16,72	16,13	15,73	3,32	31,28	30,84	30,37	30,04	28,05	27,00	25,86	24,76	6,52			
Pele	15,95	13,78	12,69	11,73	10,57	10,22	9,74	9,40	6,55	20,55	17,57	15,51	14,19	12,38	11,75	11,12	10,58	9,97			
Estômago	19,57	20,06	20,54	20,63	20,32	20,25	20,12	19,54	1,09	26,67	27,17	26,68	26,77	26,20	25,75	25,00	25,20	2,17			
Tireóide	21,17	22,18	20,96	20,45	20,62	22,04	23,37	22,69	2,92	27,07	29,42	31,26	30,11	29,91	31,17	30,06	29,69	4,19			
Superfície óssea	49,17	45,29	42,76	40,25	36,34	34,92	33,10	31,76	17,41	65,54	61,34	57,69	54,85	49,49	47,38	45,13	43,10	22,44			
Corpo Inteiro	18,89	17,50	16,68	15,87	14,72	14,38	13,82	13,43	5,46	25,30	23,28	21,74	20,71	18,88	18,23	17,49	16,90	8,40			
Restantes ^d	13,38	12,14	11,41	10,78	9,95	9,75	9,38	9,12	4,26	15,79	14,24	13,16	12,49	11,38	11,04	10,62	10,31	5,48			

^a Gônadas femininas: ovários, Gônadas masculinas: Testículos

^b Medula óssea.

^c Diferença entre o maior e o menor valor de dose absorvida.

^d Restantes composto por: glândulas adrenais, cérebro, traquéia, intestino delgado, rins, músculos, pâncreas, baço, timo e útero.

Os maiores valores de dose absorvida foram obtidos para a superfície dos ossos e para o pulmão independentemente da técnica anti-difusora utilizada e do sexo do fantoma. Os valores de dose na superfície dos ossos variaram de 40,68 μGy à 82,26 μGy para o fantoma feminino e de 51,29 μGy à 94,97 μGy para o fantoma masculino, utilizando técnica de grade, e de 31,76 μGy a 49,17 μGy para o fantoma feminino e de 43,10 μGy à 65,54 μGy para o fantoma masculino, utilizando técnica de *gap* de ar. No pulmão, as doses absorvidas variaram de 67,36 μGy à 115,67 μGy para o fantoma feminino e de 60,07 μGy à 83,15 μGy para o fantoma masculino, utilizando técnica de grade, e de 54,77 μGy a 71,49 μGy para o fantoma feminino e de 52,85 μGy à 59,05 μGy para o fantoma masculino, utilizando técnica de *gap* de ar.

Através das Tabelas 5-2 e 5-3 pode-se também observar que os menores valores de doses foram obtidos para a bexiga, as gônadas e o cólon. Os valores foram inferiores à 1 μGy para a bexiga e as gonadas e inferior à 5 μGy para o cólon. A bexiga, gônadas e cólon apresentaram valores de dose absorvida baixos devido ao tamanho do campo de irradiação. O pulmão e os ossos são diretamente irradiados pelo feixe de raios X, enquanto a bexiga, as gônadas e o cólon estão fora do campo de irradiação.

Comparando as variações encontradas de dose nos órgãos em função da tensão para as técnicas de grade e *gap* de ar, verifica-se que, em geral, para a técnica de grade a variação é maior. Isto ocorre devido à diferenciação em transmissão de fótons através da grade em função da energia, fenômeno que não ocorre na técnica de *gap* de ar. A variação da dose absorvida em função da tensão também é mais acentuada para órgãos localizados próximos à superfície de incidência do feixe de radiação, como os ossos (grande parte) e o pulmão. Para os demais órgãos localizados em uma região posterior em relação à superfície de incidência do feixe de radiação o comportamento é menos acentuado. Isto ocorre porque em baixas tensões, o gradiente de dose na entrada da superfície de incidência do feixe é maior. Para tensões mais elevadas, a distribuição da dose tende ser mais uniforme. Esta variação no gradiente de dose é menos significante para órgãos localizados numa posição posterior em relação à superfície de incidência do feixe de radiação, conforme ilustra a Figura 5-4.

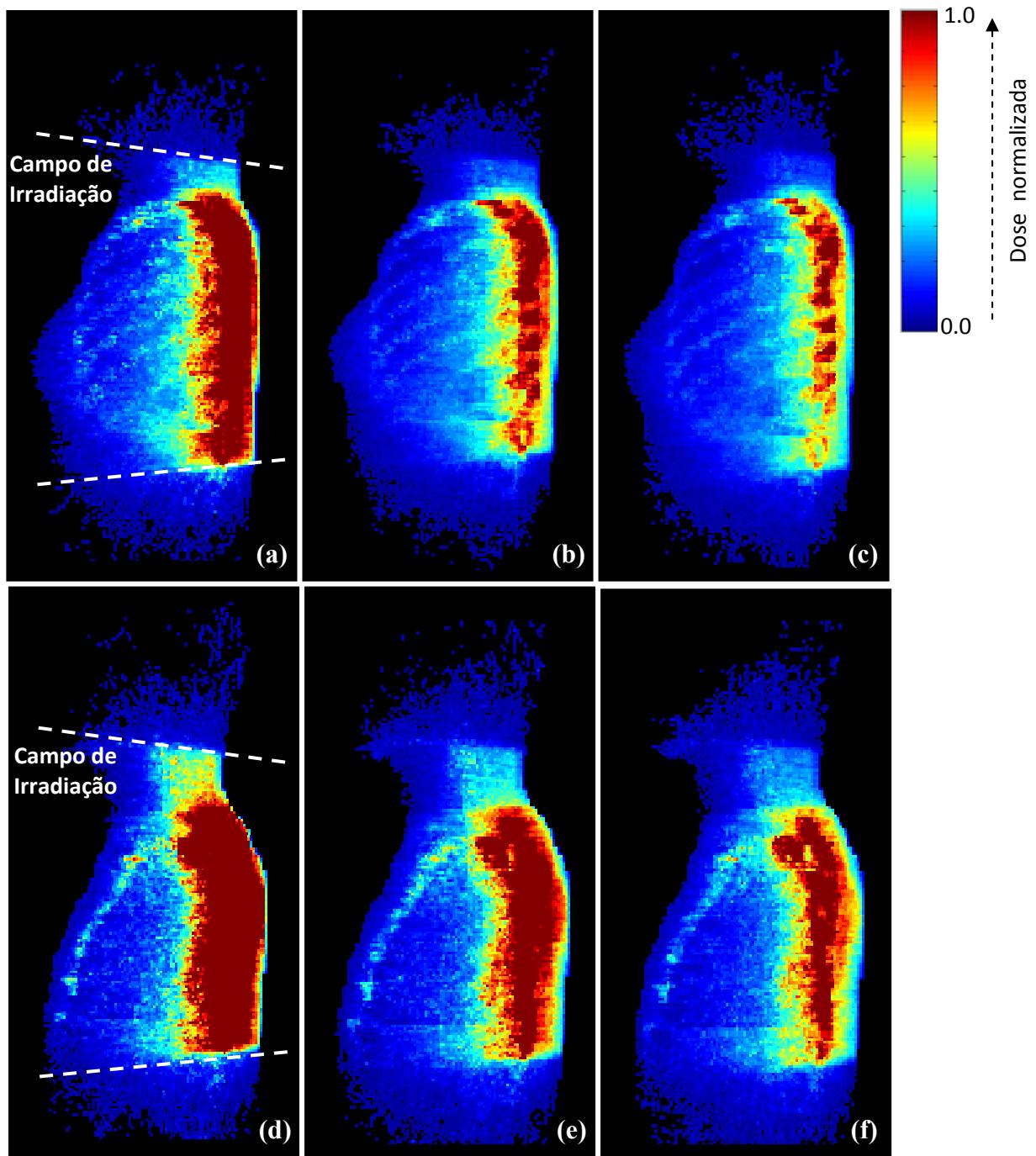


Figura 5-4. Distribuição visual da dose absorvida nos fantomas FAX e MAX. Em (a) dose no fantoma FAX com tensão de 70 kV, (b) dose no fantoma FAX com tensão de 100 kV, e (c) dose no fantoma FAX com tensão de 130 kV, (d) dose no fantoma MAX com tensão de 70 kV, (e) dose no fantoma MAX com tensão de 100 kV, e (f) dose no fantoma MAX com tensão de 130 kV. A distribuição da dose absorvida nos fantomas foram visualizadas através da utilização do comando MESH do MCNPX [107]. As imagens foram obtidas utilizando o programa em Labview construído neste trabalho e o software MatLab

Observando os valores de dose apresentados nas Tabelas 5-2 e 5-3, também verifica-se que os valores de dose absorvida obtidos empregando a técnica de *gap* de ar são menores que os obtidos empregando a técnica de grade antidifusora. Isto ocorre devido à absorção de fótons na grade antidifusora, fenômeno ausente na técnica de *gap* de ar. Para compensar a absorção de fótons na grade, visando manter fixo o Kerma no ar incidente no detector imagem, uma maior intensidade de fótons é utilizada o que, consequentemente, acarreta em aumento da dose absorvida.

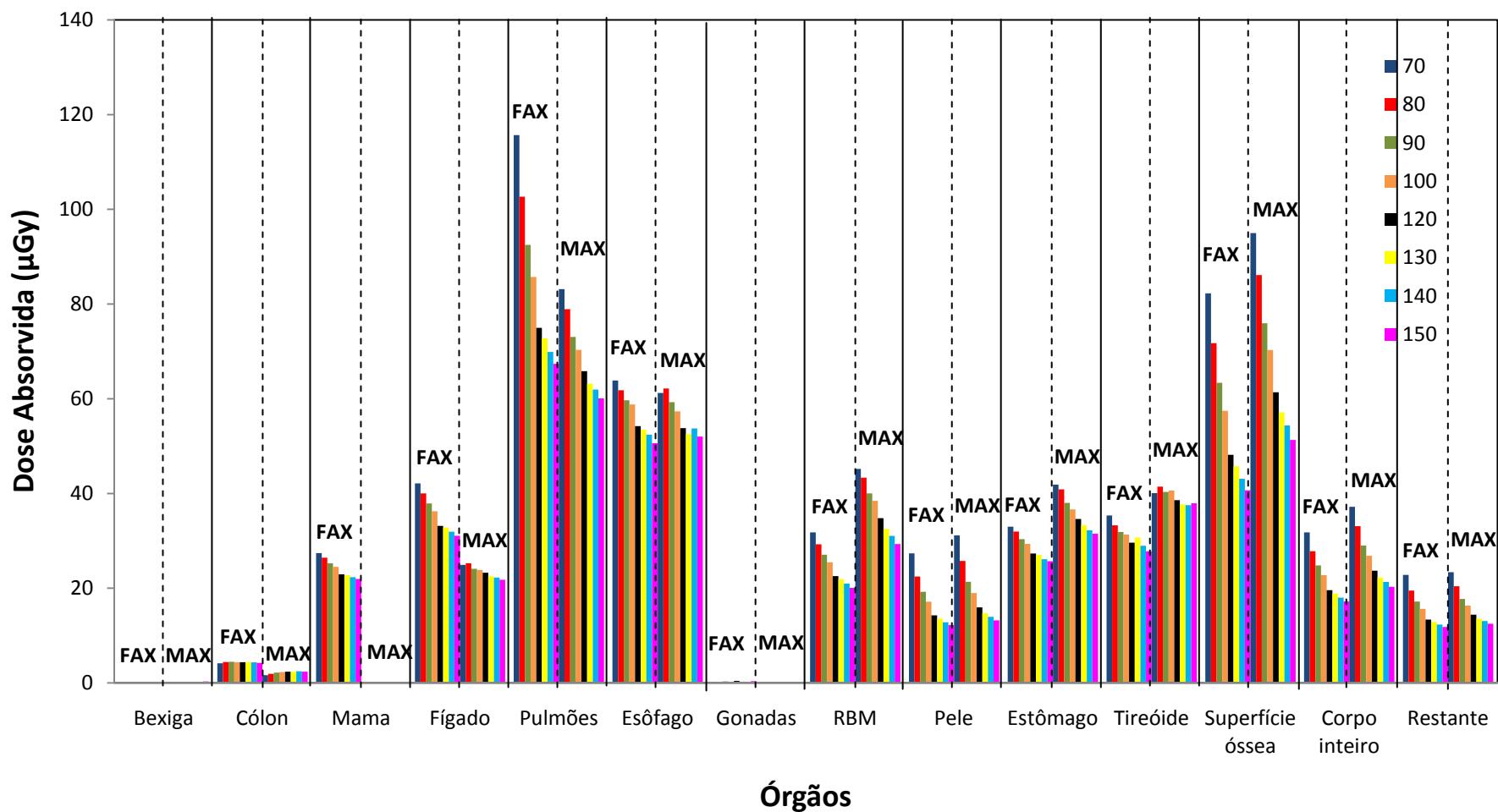
Comparando os valores de dose absorvida em função do sexo nas Figuras 5-5 e 5-6, pode-se também observar que o fantoma masculino MAX apresenta valores de dose maiores para a maioria dos órgãos avaliados. Isto ocorre devido a maioria dos órgãos masculinos serem maiores que os órgãos femininos [22, 23].

Entretanto, apesar dos valores de dose, de uma forma geral, serem maiores no fantoma masculino MAX, órgãos tais como pulmões, cólon e fígado apresentaram valores de dose maiores no fantoma feminino FAX.

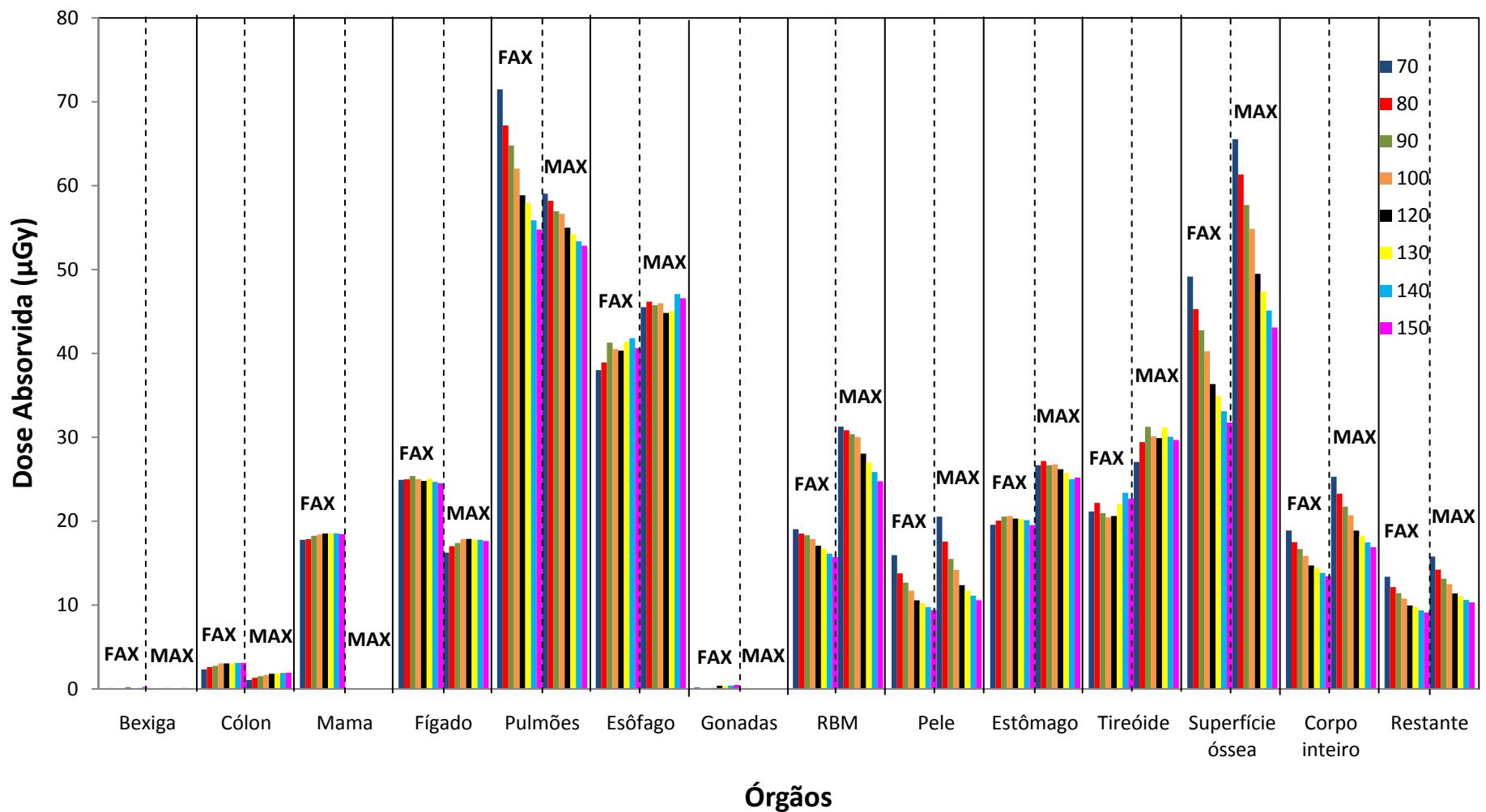
Os valores de dose nos pulmões são menores para o fantoma masculino devido à espessura dos ossos do mesmo, que são maiores quando comparada à espessura dos ossos do fantoma feminino. Os ossos mais espessos da anatomia masculina proporcionam diminuição da incidência direta dos fótons do feixe de irradiação nos pulmões, diminuindo com isso a dose absorvida neste órgão.

Os valores de dose mais elevados no cólon do fantoma feminino deve-se a distribuição do cólon no fantoma. Em geral, o cólon do fantoma feminino FAX está posicionado mais próximo do campo de irradiação que o cólon do fantoma MAX, conforme mostra a Figura 5-7. Quanto maior a proximidade do órgão com o campo de irradiação, maior a quantidade de fótons espalhados incidentes no mesmo.

A dose mais elevada no fígado obtida para o fantoma feminino FAX ocorreu devido a um maior volume de fígado ser diretamente irradiado neste fantoma, conforme visto na Figura 5-7.



Figuras 5-5. Valores de doses absorvida para órgãos radio sensíveis obtidas com a técnica de grade antidifusora



Figuras 5-6. Valores de doses absorvida para órgãos radio sensíveis obtidas com a técnica de *gap* de ar

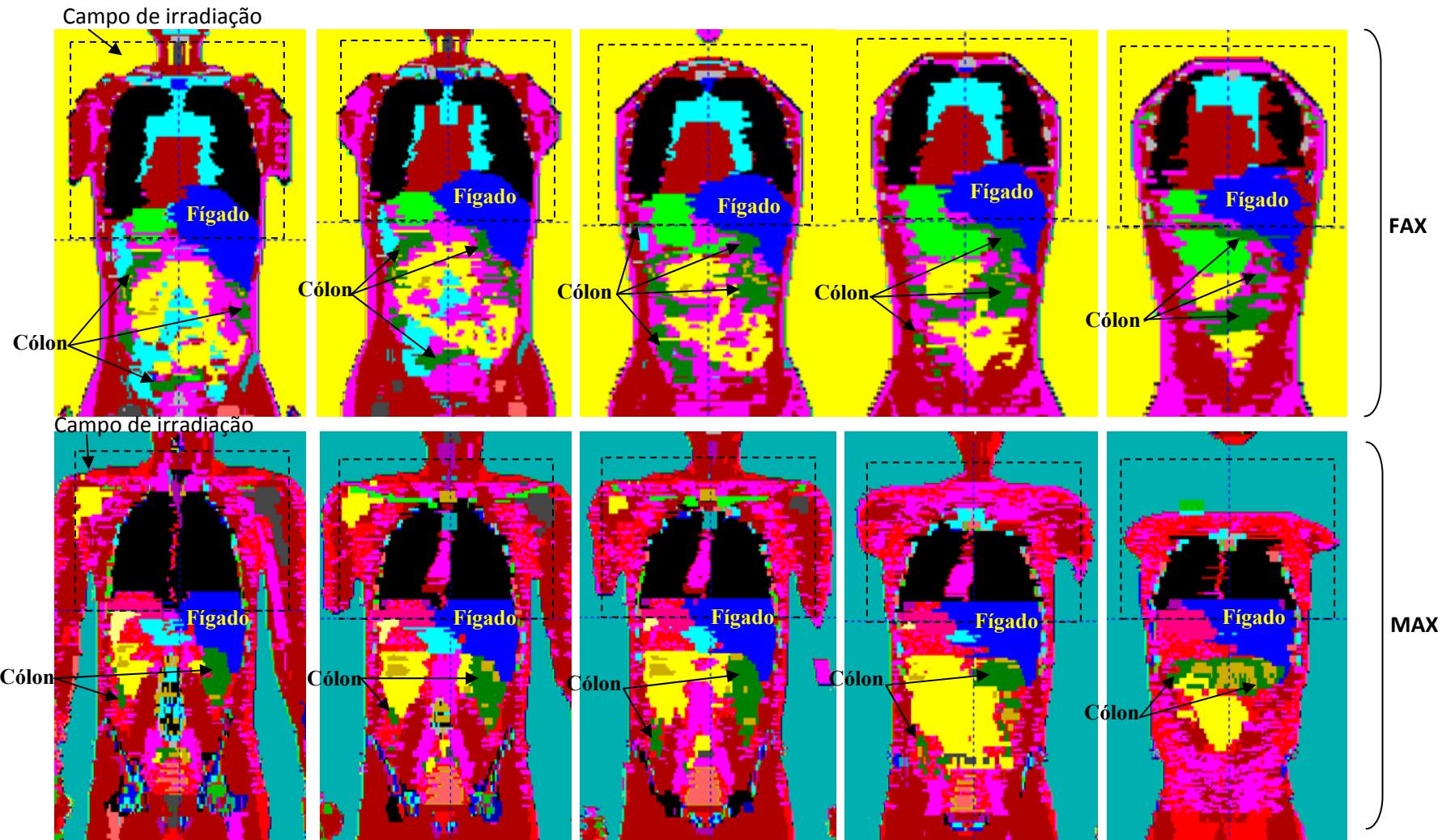


Figura 5-7. Visualização do cólon e do fígado dos fantomas FAX (parte superior) e MAX (parte inferior). Imagens obtidas com o software Moritz [150] para vários cortes no plano frontal

As Tabelas 5-4, 5-5, 5-6 e 5-7 apresentam os riscos de incidência de câncer e mortalidade devido ao câncer, calculadas a partir das doses obtidas nas Tabelas 5-2 e 5-3. Os riscos para todos os tipos de câncer foram calculados usando a dose equivalente no corpo inteiro.

Os resultados mostram uma minimização máxima de incidência de câncer de pulmão e de todos tipos de câncer com o aumento da tensão, de respectivamente 2,01 e 3,01 casos a cada 1.000.000 de mulheres e de 0,42 e 1,99 casos a cada 1.000.000 de homens, utilizando a técnica de grade. Para a mesma técnica de redução da radiação espalhada, obteve-se também uma minimização máxima de mortalidade devido ao câncer de pulmão e de todos tipos de câncer em função da tensão de 1,78 e 1,34 casos a cada 1.000.000 de mulheres e de 0,42 e 1,02 casos a cada 1.000.000 de homens.

Utilizando-se a técnica de *gap* de ar foi observado uma minimização máxima dos riscos de incidência de câncer de pulmão e de todos tipos de câncer com o aumento da tensão de 0,70 e 1,13 casos a cada 1.000.000 de mulheres e de 0,11 e 0,99 casos a cada 1.000.000 de homens. A minimização máxima das mortalidades devido aos dois tipos de cânceres mencionados, foram respectivamente de 0,61 e 0,50 casos a cada 1.000.000 de mulheres e de 0,11 e 0,51 casos a cada 1.000.000 de homens.

Através destes resultados observa-se que é possível reduzir o risco de incidência de câncer e de mortalidade devido ao câncer pelo aumento da tensão aplicada ao tubo de raios X, especialmente quando se usa técnica de grade para redução da radiação espalhada. Entretanto, observa-se também que a redução dos riscos é pequena independente do sexo do paciente. A redução dos riscos de incidência de câncer e mortalidade devido ao câncer, utilizando a técnica de grade, são respectivamente inferiores a 3,01 e 1,78 casos em 1.000.000. Utilizando a técnica de *gap* de ar, a redução dos riscos de incidência de câncer e mortalidade devido ao câncer são respectivamente inferiores a 1,13 e 0,61 casos em 1.000.000.

De uma forma geral, os riscos de incidência de câncer e mortalidade devido ao câncer também foram baixos. Os riscos de incidência de câncer foram inferiores a 1 caso em 1.000.000 para o cólon, fígado, leucemia, tireóide e estômago. Somente a mama, os pulmões e todos os tipos de câncer apresentaram risco de incidência superior a 1 caso em 1.000.000. Os riscos de incidência de câncer foram maiores quando são considerados o fantoma feminino e a técnica de grade.

Os riscos de mortalidade devido ao câncer apresentaram valores maiores que 1 caso em 1.000.000 para os pulmões e todos os tipos de câncer. Sendo esses valores inferiores a 5 casos em 1.000.000 e maiores para o fantoma feminino utilizando a técnica de grade. Embora os riscos de incidência e mortalidade apresentados neste trabalho sejam baixos, os riscos aumentam com o número de exposições, e este fato se torna relevante quando pacientes são expostos a várias radiografias de tórax.

Tabela 5-4: Riscos de incidência de câncer associadas às exposições realizadas com grade antidifusora

Orgãos	FAX									MAX									
	Tensão aplicada ao Tubo (kV)									Dif. ^a	Tensão aplicada ao Tubo (kV)								
	70	80	90	100	120	130	140	150	70		80	90	100	120	130	140	150		
Colon	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,00	0,03	0,04	0,04	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,02	
Mama	1,52	1,46	1,40	1,36	1,27	1,26	1,23	1,21	0,31	---	---	---	---	---	---	---	---	---	
Fígado	0,07	0,06	0,06	0,06	0,05	0,05	0,05	0,05	0,02	0,09	0,09	0,09	0,09	0,08	0,08	0,08	0,08	0,01	
Pulmões	4,82	4,28	3,86	3,57	3,13	3,03	2,91	2,81	2,01	1,50	1,42	1,31	1,27	1,18	1,14	1,12	1,08	0,42	
RBM (Leucemia)	0,24	0,22	0,21	0,19	0,17	0,17	0,16	0,15	0,09	0,47	0,46	0,42	0,40	0,37	0,34	0,33	0,31	0,16	
Estômago	0,20	0,20	0,19	0,18	0,17	0,16	0,16	0,16	0,04	0,17	0,15	0,13	0,12	0,11	0,10	0,10	0,09	0,08	
Tireóide	0,63	0,59	0,57	0,56	0,53	0,55	0,52	0,49	0,14	0,13	0,14	0,13	0,13	0,13	0,12	0,12	0,13	0,01	
Todos os tipos de Cânceres	6,56	5,74	5,12	4,70	4,04	3,89	3,72	3,55	3,01	4,39	3,91	3,43	3,17	2,80	2,63	2,52	2,40	1,99	

Notas: A idade em exposição usada foi de 15 anos

Número de casos em 1.000.000 pessoas expostas a uma dose única

Estimativas obtidas com a combinação dos riscos absoluto e relativo

^a Diferença entre o maior e o menor valor de risco.

Tabela 5-5: Riscos de incidência de câncer associadas às exposições realizadas com *gap* de ar

Órgãos	FAX									MAX									
	Tensão aplicada ao Tubo (kV)									<i>Dif.</i> ^a	Tensão aplicada ao Tubo (kV)								
	70	80	90	100	120	130	140	150	70	80	90	100	120	130	140	150			
Côlon	0,03	0,03	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,01	0,02	0,03	0,03	0,03	0,04	0,04	0,04	0,04	0,02	
Mama	0,98	0,99	1,01	1,02	1,02	1,03	1,03	1,02	0,05	---	---	---	---	---	---	---	---		
Fígado	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,00	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,00	
Pulmões	2,98	2,80	2,70	2,59	2,45	2,42	2,33	2,28	0,70	1,06	1,05	1,03	1,02	0,99	0,98	0,96	0,95	0,11	
RBM (Leucemia)	0,14	0,14	0,14	0,14	0,13	0,13	0,12	0,12	0,02	0,33	0,32	0,32	0,32	0,29	0,28	0,27	0,26	0,07	
Estômago	0,12	0,12	0,13	0,13	0,12	0,12	0,12	0,12	0,01	0,12	0,12	0,12	0,12	0,12	0,12	0,11	0,12	0,01	
Tireóide	0,38	0,39	0,37	0,36	0,37	0,39	0,42	0,40	0,06	0,09	0,10	0,10	0,10	0,10	0,10	0,10	0,10	0,01	
Todos os tipos de Cânceres	3,90	3,61	3,44	3,28	3,04	2,97	2,85	2,77	1,13	2,99	2,75	2,57	2,45	2,23	2,16	2,07	2,00	0,99	

Notas: A idade em exposição usada foi de 15 anos

Número de casos em 1.000.000 pessoas expostas a uma dose única

Estimativas obtidas com a combinação dos riscos absoluto e relativo

^a Diferença entre o maior e o menor valor de risco.

Tabela 5-6: Riscos de mortalidade devido ao câncer associadas às exposições realizadas com grade antidifusora

Orgãos	FAX									MAX								
	Tensão aplicada ao Tubo (kV)								<i>Dif.^a</i>	Tensão aplicada ao Tubo (kV)								<i>Dif.^a</i>
	70	80	90	100	120	130	140	150		70	80	90	100	120	130	140	150	
Côlon	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,00	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,00
Mama	0,36	0,34	0,33	0,32	0,30	0,30	0,29	0,29	0,07									
Fígado	0,06	0,06	0,05	0,05	0,05	0,05	0,04	0,04	0,02	0,07	0,07	0,07	0,06	0,06	0,06	0,06	0,01	
Pulmões	4,25	3,77	3,39	3,15	2,75	2,67	2,57	2,47	1,78	1,51	1,44	1,33	1,28	1,20	1,15	1,13	1,09	0,42
RBM (Leucemia)	0,17	0,15	0,14	0,13	0,12	0,11	0,11	0,10	0,07	0,32	0,30	0,28	0,27	0,24	0,23	0,22	0,21	0,11
Estômago	0,11	0,11	0,10	0,10	0,09	0,09	0,09	0,09	0,02	0,09	0,08	0,07	0,07	0,06	0,06	0,05	0,05	0,04
Todos os tipos de Cânceres	2,91	2,54	2,27	2,08	1,79	1,72	1,65	1,57	1,34	2,24	2,00	1,75	1,62	1,43	1,34	1,29	1,22	1,02

Notas: A idade em exposição usada foi de 15 anos

Número de casos em 1.000.000 pessoas expostas a uma dose única

Estimativas obtidas com a combinação dos riscos absoluto e relativo

^a Diferença entre o maior e o menor valor de risco.

Tabela 5-7: Riscos de mortalidade devido ao câncer associadas às exposições realizadas com *gap* de ar

Orgãos	FAX									MAX									
	Tensão aplicada ao Tubo (kV)									<i>Dif.</i> ^a	Tensão aplicada ao Tubo (kV)								
	70	80	90	100	120	130	140	150	70		80	90	100	120	130	140	150		
Côlon	0,01	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,01	0,01	0,01	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,01	
Mama	0,23	0,23	0,24	0,24	0,24	0,24	0,24	0,24	0,01										
Fígado	0,03	0,03	0,04	0,04	0,03	0,04	0,03	0,03	0,01	0,04	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,01	
Pulmões	2,62	2,47	2,38	2,28	2,16	2,13	2,05	2,01	0,61	1,07	1,06	1,04	1,03	1,00	0,99	0,97	0,96	0,11	
RBM (Leucemia)	0,10	0,10	0,10	0,09	0,09	0,09	0,08	0,08	0,02	0,22	0,22	0,21	0,21	0,20	0,19	0,18	0,17	0,05	
Estômago	0,07	0,07	0,07	0,07	0,07	0,07	0,07	0,07	0,00	0,07	0,07	0,07	0,07	0,07	0,06	0,06	0,06	0,01	
Todos os tipos de Cânceres	1,73	1,60	1,52	1,45	1,35	1,31	1,26	1,23	0,50	1,53	1,40	1,31	1,25	1,14	1,10	1,05	1,02	0,51	

Notas: A idade em exposição usada foi de 15 anos

Número de casos em 1.000.000 pessoas expostas a uma dose única

Estimativas obtidas com a combinação dos riscos absoluto e relativo

^a Diferença entre o maior e o menor valor de risco.

5.5.2 Dose Efetiva

A Tabela 5-8 apresenta a dose efetiva em função da tensão para as técnicas de grade e de *gap* de ar. A tabela mostra que a dose efetiva apresenta comportamento similar ao da dose absorvida nos órgãos. A dose efetiva diminui com o aumento da tensão aplicada ao tubo de raios X, e essa variação é maior quando se emprega técnica de grade. A redução da dose com a tensão para ambas as técnicas de redução da radiação espalhada, deve-se ao aumento da energia (penetração) dos fótons do feixe de radiação com o aumento da tensão aplicada ao tubo de raios X. A maior variação de dose obtida com a técnica de grade, como mencionado previamente, deve-se ao aumento da transmissão de fótons de energias mais elevadas através da grade.

Outra informação que pode-se observar na Tabela 5-8 é que apesar das diferenças anatômicas, a dose efetiva é semelhante para ambos os sexos. Verifica-se também que a utilização da técnica de *gap* de ar resulta em um custo de dose efetiva menor para o paciente.

Tabela 5-8: Dose efetiva em função da tensão para diferentes técnicas de redução de radiação espalhada

Tensão do Tubo (kV)	FAX		MAX	
	Grade (μSv)	Gap de ar (μSv)	Grade (μSv)	Gap de ar (μSv)
70	33	20	29	20
80	30	19	28	20
90	28	19	26	20
100	27	19	26	20
120	24	18	24	19
130	23	18	23	19
140	23	18	22	19
150	22	17	22	18
<i>Dif. ^a (μSv)</i>	<i>11</i>	<i>3</i>	<i>7</i>	<i>2</i>

^a Diferença entre o maior e o menor valor de dose efetiva.

Na Figura 5-8 são apresentados os valores de dose efetiva obtidos por ULMAN *et al.* [21] usando o fantoma masculino Zubal [94] para exposições radiográficas de tórax com projeção póstero-anterior, com um kerma no ar fixo no receptor de imagem de 5 μGy .

Comparando os resultados obtidos por ULLMAN *et al.* [21] com os obtidos neste trabalho, apresentados na Figura 5-8, constata-se que os valores de dose efetiva obtidos neste estudo possuem boa concordância com os encontrados na literatura. Além disso, a dose efetiva apresenta comportamento similar em ambos os trabalhos.

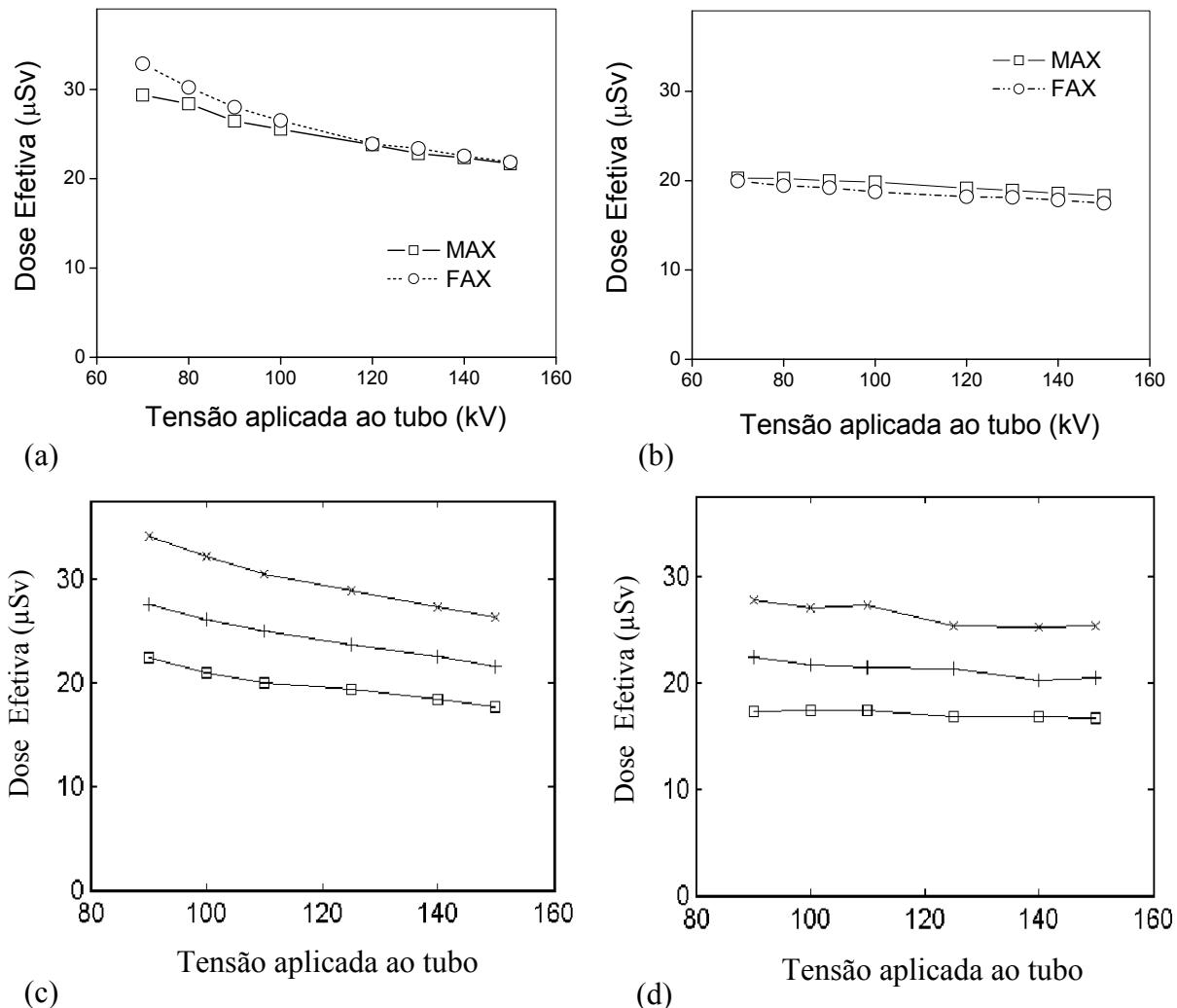


Figura 5-8. Gráficos (a) e (b) mostram os valores de dose efetiva obtidos neste trabalho com os fantomas FAX e MAX usando as técnicas de grade e *gap* de ar, respectivamente. Gráficos (c) e (d) mostram os valores de dose efetiva obtidos por ULLMAN *et al.* [21] com fantoma masculino Zubal com diferentes espessuras. Os símbolos ‘□’, ‘+’ e ‘×’ são usados para representar espessuras de 20, 24 and 28 cm, respectivamente. Os valores de dose efetiva foram obtidos em (c) usando grade com razão 12 e densidade de 40 linhas/cm, e em (d) usando *gap* de ar com espaçamento de 40 cm. A distância foco-detector usada para técnica de grade foi de 180 cm e para técnica de *gap* de ar de 300 cm

Capítulo 6

SIMULAÇÃO DE IMAGENS RADIOGRÁFICAS DE TÓRAX UTILIZANDO FANTOMAS DE VOXEL

Neste capítulo são apresentados os procedimentos utilizados para a obtenção de imagens radiográficas de tórax utilizando os fantomas de voxel FAX e MAX, bem como os resultados obtidos a partir da análise das imagens simuladas.

6.1 Fantomas de Voxels Masculino e Feminino

Para simular as imagens radiográficas de tórax de pacientes do sexo feminino e masculino foram utilizados os fantomas de voxels MAX06 (Male Adult voXel) e FAX06 (Female Adult voXel) [151]. Os fantomas MAX06 e FAX06 são respectivamente os fantomas MAX e FAX, descritos no capítulo anterior, reamostrados com voxels de 1,2 mm x 1,2 mm x 1,2 mm. Além da redução do tamanho de voxel, os fantomas MAX06 e FAX06 possuem também mais órgãos e tecidos que sua versão anterior.

O refinamento do tamanho de voxel dos fantomas MAX06 e FAX06 permite uma representação mais realística do corpo humano, o que é fundamental na simulação de imagens radiográficas. Entretanto, provoca também um aumento significativo no número de voxels utilizados na construção dos fantomas. O fantoma MAX06 e FAX06, por exemplo, são representados por matrizes de voxels de 474x222x1461 e 474x222x1359, respectivamente. A utilização de fantomas com um elevado número de voxels como os fantomas MAX06 e FAX06 é problemática para o código de Monte Carlo MCNPX devido a limitações de memória [152].

A fim de contornar a limitação do código MCNPX mencionada, sem abster das vantagens da utilização de um fantoma mais refinado para obtenção de imagens torácicas, foram usados somente os tórax dos fantomas, reduzindo assim o número de voxels na simulação. Isto foi possível através da utilização de um software de

manipulação e construção de fantomas de voxel 3D desenvolvido na Universidade Estadual de Santa Cruz na Bahia. Os tórax dos fantomas de voxel MAX06 e FAX06 podem ser visualizados na Figura 6-1.

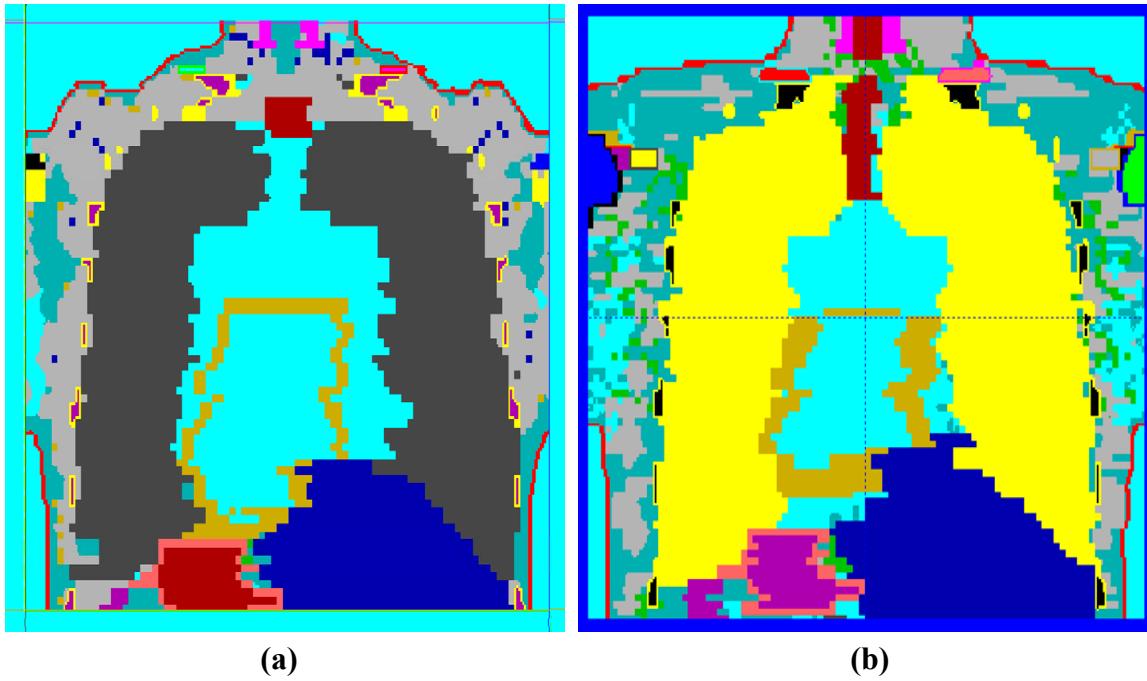


Figura 6-1. Tórax dos fantomas de voxel. Em (a) FAX06, e em (b) MAX06. Visualização feita através do software Moritz [150]

6.2 Avaliação da Qualidade da Imagem Radiográfica de Tórax

Para avaliar a qualidade da imagem foi utilizado o método *Receiver Operating Characteristic* (ROC). Este método, como já descrito no Capítulo 2, consiste na detecção e análise de tecidos anormais em um fundo superpostos de tecidos saudáveis.

6.2.1 Inserção de Anomalias nos Tórax dos Fantomas de Voxel

As anomalias foram representadas por calcificações inseridas nos tórax dos fantomas FAX06 e MAX06 em três diferentes regiões do tórax, conforme mostrado nas Figuras 6-2 e 6-3. As calcificações consistem em discos de 6 mm de diâmetro com espessuras de 1 e 2 mm. A Tabela 6-1 apresenta as especificações das calcificações inseridas nos tórax dos fantomas.

Tabela 6-1: Especificações das anomalias inseridas nos tórax dos fantomas FAX06 e MAX06

Identificação da Anomalia	Localização	Espessura	Composição	Densidade (g/cm ³) [14]
D1	Região central pulmonar	1 mm	CaO	3,3
D2	Região central pulmonar	2 mm		
D3	Região Retrocardíaca	1 mm		
D4	Região Retrocardíaca	2 mm		
D5	Região Apical	1 mm		
D6	Região Apical	2 mm		

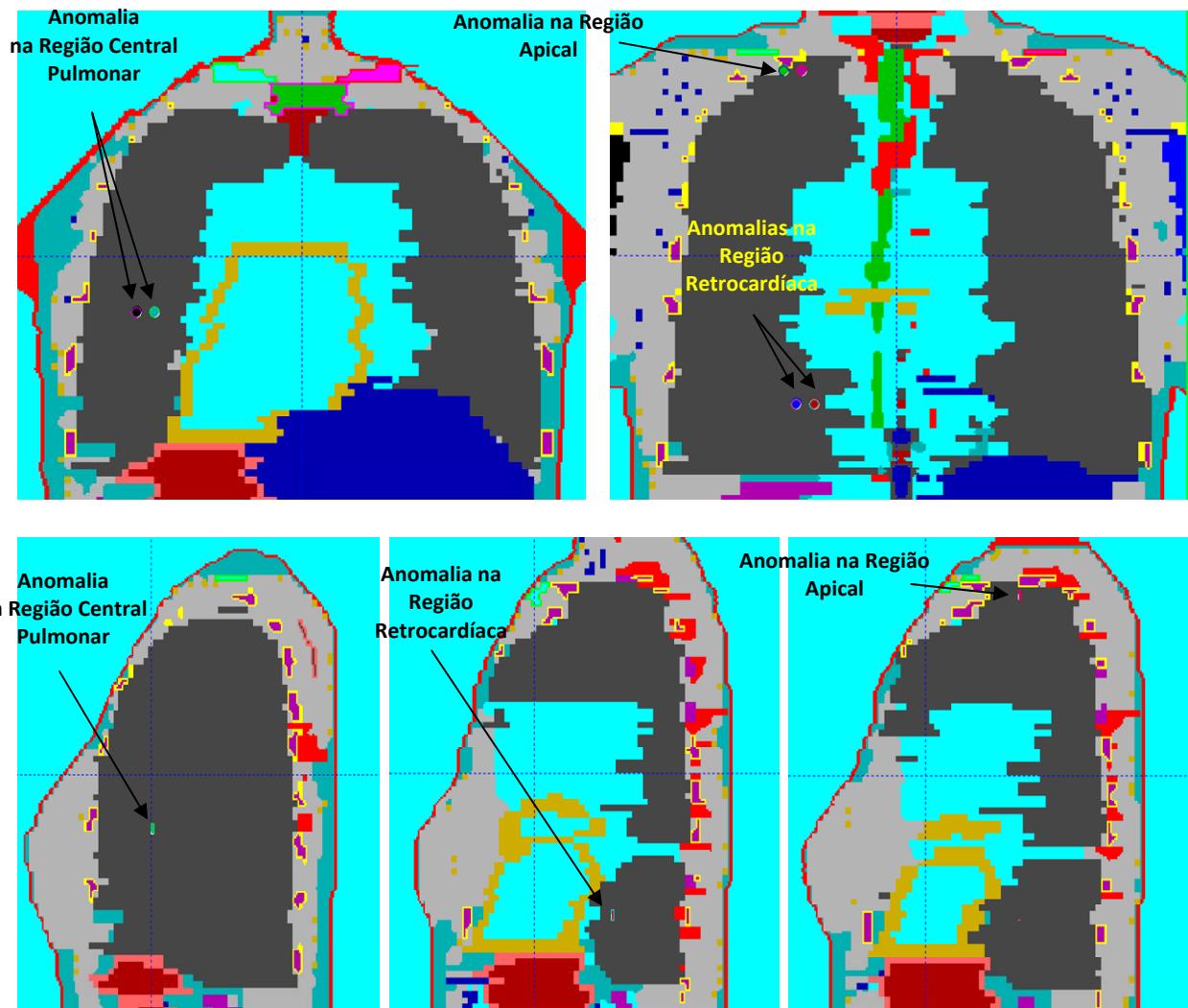


Figura 6-2. Visualização das anomalias inseridas no fantoma de voxel FAX06. Visualização feita através do software Moritz [150]

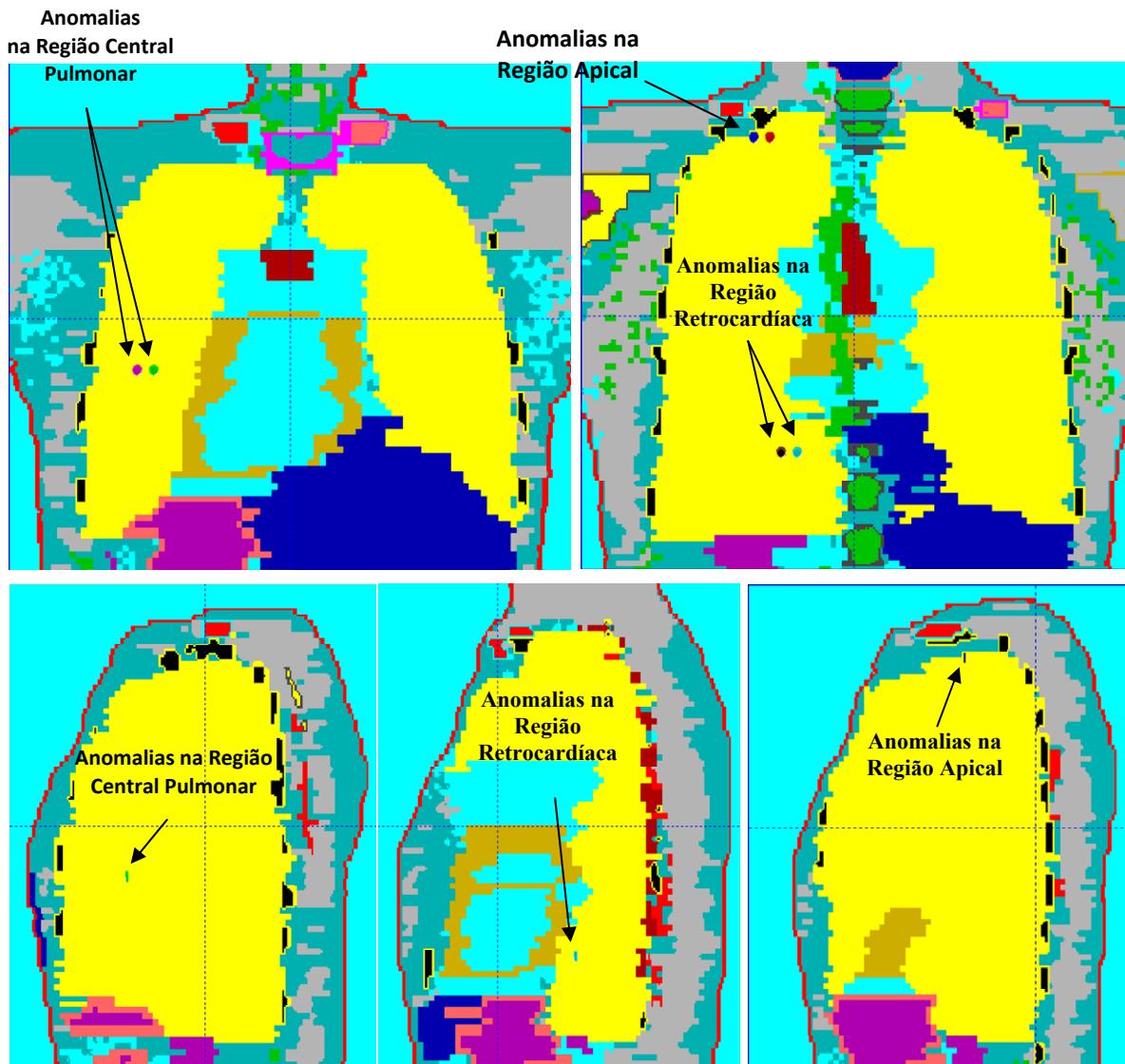
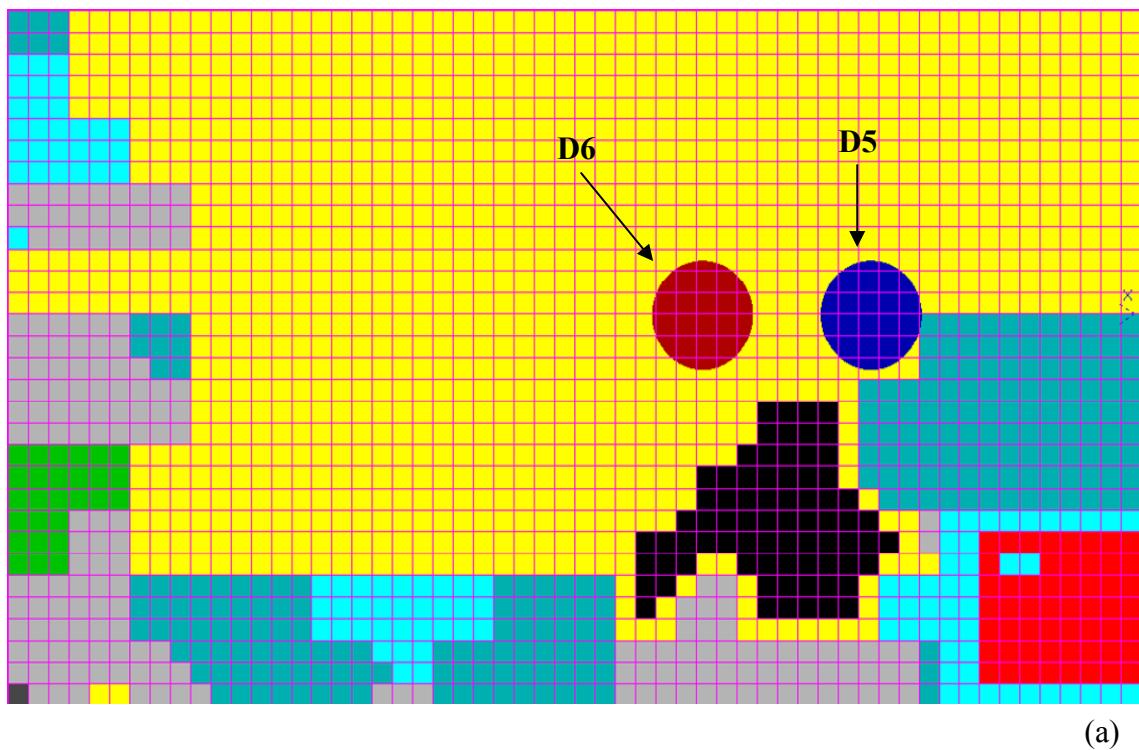
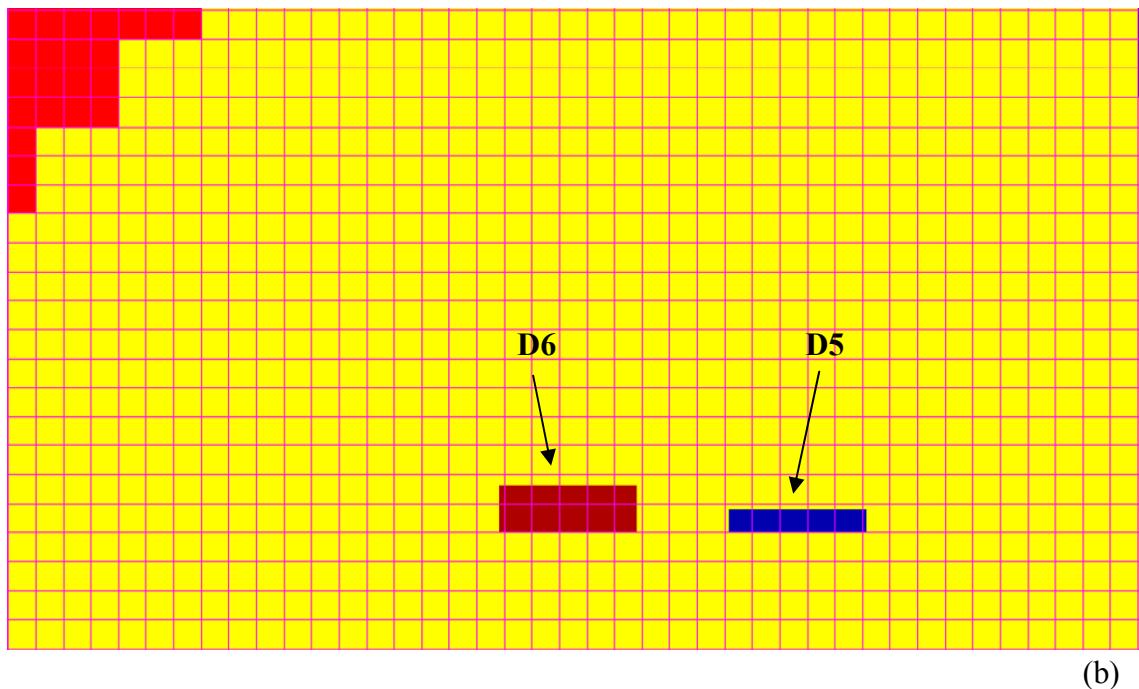


Figura 6-3. Visualização das anomalias inseridas no fantoma de voxel MAX06. Visualização feita através do software Moritz [150]

A inserção das anomalias nos tórax dos fantomas de voxel foram feitas manualmente, e validadas através da visualização das mesmas com auxílio do software de MORITZ [150], criado especificamente para visualização e modelagem de geometrias de exposição complexas. A visualização frontal e lateral das anomalias inseridas na região apical do tórax do fantoma MAX06 é apresentada na Figura 6-4.



(a)



(b)

Figura 6-4. Visualização frontal (a) e lateral (b) das anomalias inseridas na região apical do tórax do fantoma MAX06. Visualização feita através do software Moritz [150]

6.2.2 Análise Quantitativa das Imagens

A análise quantitativa das imagens radiográficas simuladas foram realizadas através da grandeza razão diferencial sinal ruído (SNRd), descrita previamente no Capítulo 3. Os valores de SNRd foram calculados para todas as anomalias inseridas no tórax com o auxílio do *Software Image J 1.33u* [136].

O desempenho do sistema relacionado a qualidade da imagem e a dose foram avaliados usando uma figura de mérito (FOM), definida como o quadrado da SNRd dividido pela dose efetiva [122, 121].

$$FOM = \frac{SNRd^2}{E} \quad (6.1)$$

6.3 Geometria de Irradiação

A geometria de irradiação utilizada para obter as imagens simuladas de tórax foram idênticas as utilizadas para obtenção dos valores de dose, apresentados no Capítulo 5. Também foram consideradas durante a simulação das imagens radiográficas dos tórax dos fantomas MAX e FAX o mesmo campo de irradiação ($36 \times 36 \text{ cm}^2$), os mesmos valores de tensão aplicada ao tubo e as mesmas técnicas de redução da radiação espalhada (grade antidifusora e a técnica de *gap* de ar).

6.4 Aquisição das Imagens Simuladas

As imagens radiográficas simuladas foram obtidas utilizando o sistema de detecção apresentado e validado no Capítulo 4, e um valor fixo de kerma no ar de $5 \mu\text{Gy}$ no detector imagem.

As dimensões do detector foram ajustadas de forma a contemplar todas as anomalias inseridas no tórax com resolução de 0,5 mm (menor que o tamanho do voxel do fantoma MAX06 e FAX06).

Visando minimizar o tempo computacional de obtenção das imagens, ambas as contribuições, direta e espalhada, foram obtidas separadamente com as mesmas

dimensões, e posteriormente somadas a fim de obter a imagem completa. A Figura 6-5 apresenta imagens simuladas do tórax dos fantomas MAX06 e FAX06.

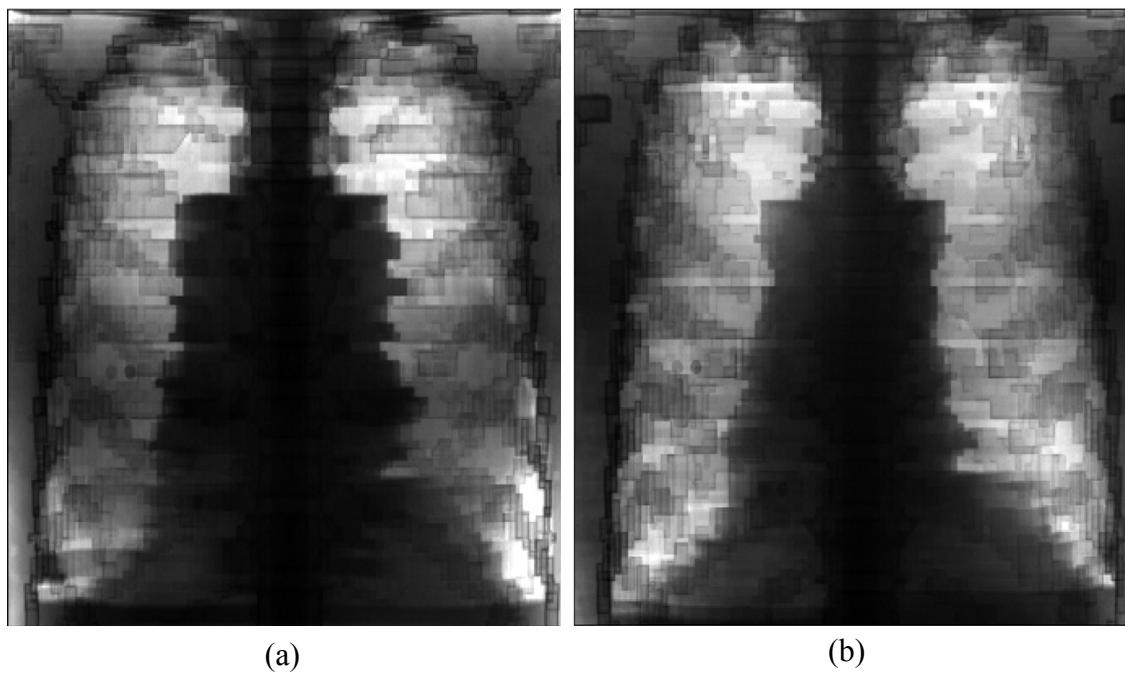


Figura 6-5. Imagens simuladas do tórax dos fantomas (a) FAX06 e (b) MAX06

6.5 Resultados

As Figuras 6-6 e 6-7 apresentam os valores obtidos de SNRd e do FOM em função da tensão para os fantomas MAX06 e FAX06 utilizando a técnica de grade e *gap* de ar, respectivamente.

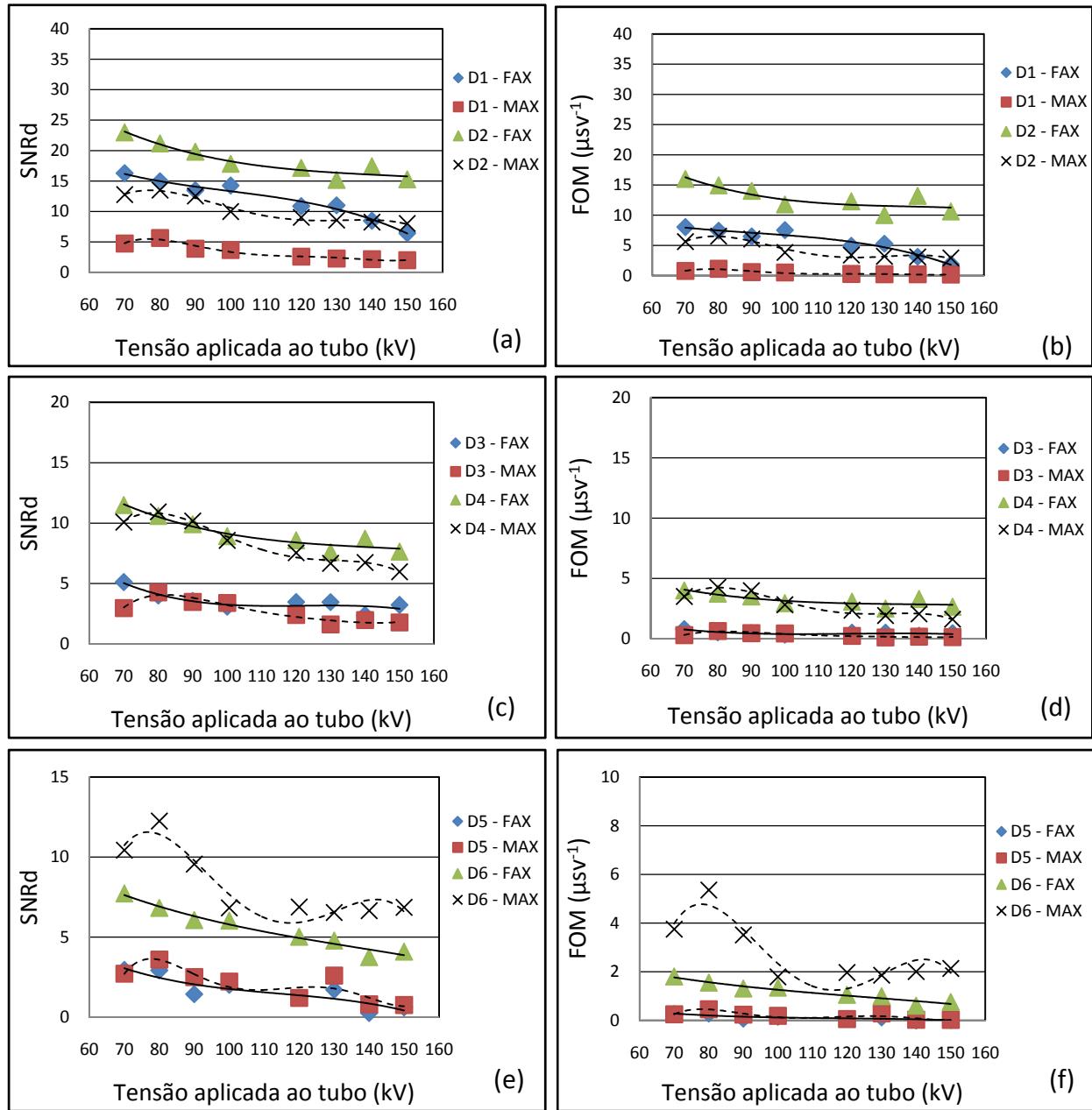


Figura 6-6. SNRd e FOM em função da tensão para os fôntomas MAX06 e FAX06 utilizando a técnica de grade. Em (a) SNRd na região central pulmonar, (b) FOM na região central pulmonar, (c) SNRd na região retrocardíaca, (d) FOM na região retrocardíaca, (e) SNRd na região apical, e (f) FOM na região apical

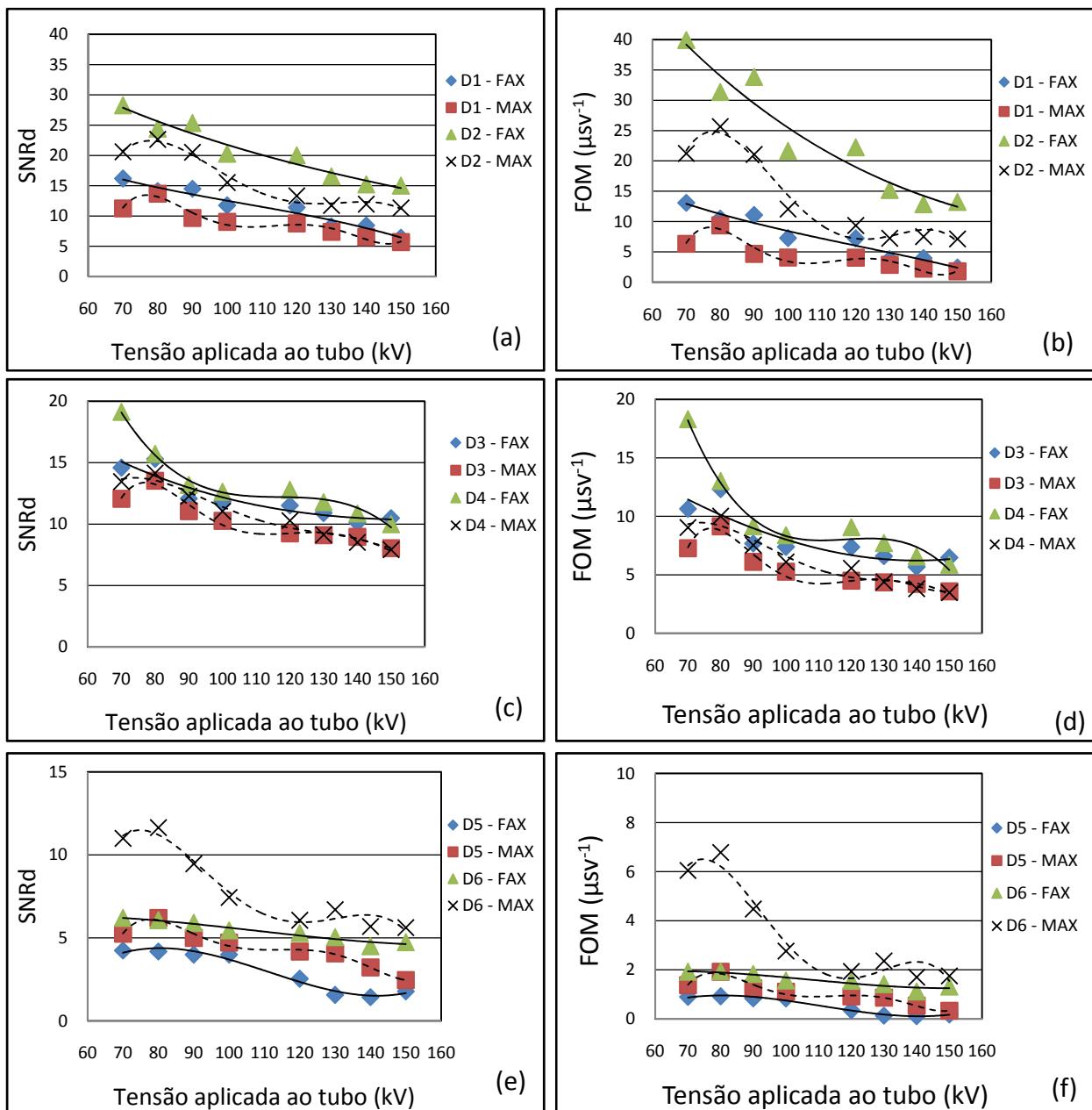


Figura 6-7. SNR_d e FOM em função da tensão para os fantomas MAX06 e FAX06 utilizando a técnica de *gap* de ar. Em (a) SNR_d na região central pulmonar, (b) FOM na região central pulmonar, (c) SNR_d na região retrocardíaca, (d) FOM na região retrocardíaca, (e) SNR_d na região apical, e (f) FOM na região apical

Através das Figuras 6-6 e 6-7 pode-se observar que as anomalias de 2 mm apresentam uma visualização melhor que as anomalias de 1 mm nas três regiões do tórax analisadas, o que é esperado uma vez que com o aumento da espessura há aumento na absorção de fôtons, e consequentemente aumento na diferença entre os valores dos pixels na

anomalia e os valores dos pixels na circunvizinhança da anomalia na imagem radiográfica.

A Figura 6-7 também mostra que utilizando a técnica de *gap* de ar, todas as anomalias localizadas na região central pulmonar e na região retrocardíaca apresentam valores maiores de SNRd e FOM quando obtidas com o fantoma FAX06. Enquanto para a região apical os valores de SNRd e FOM são maiores quando obtidos com o fantoma MAX06.

Utilizando-se a técnica de grade, o comportamento descrito acima sofre algumas modificações. Os valores de SNRd e FOM obtidos para as anomalias de 1 mm e 2 mm na região retrocardíaca, e para as anomalias de 1 mm na região apical, não apresentam variação significativa em função do sexo.

De uma forma geral, como pode ser observado na Figura 6-8, a técnica de *gap* de ar fornece a obtenção de valores mais elevados de FOM, ou seja, esta técnica é mais eficiente em fornecer uma imagem de qualidade a um custo de dose mais baixo. Este comportamento pode ser atribuído a não redução da componente direta e aos menores valores de dose efetiva observados para a técnica de *gap* de ar (Capítulo 5).

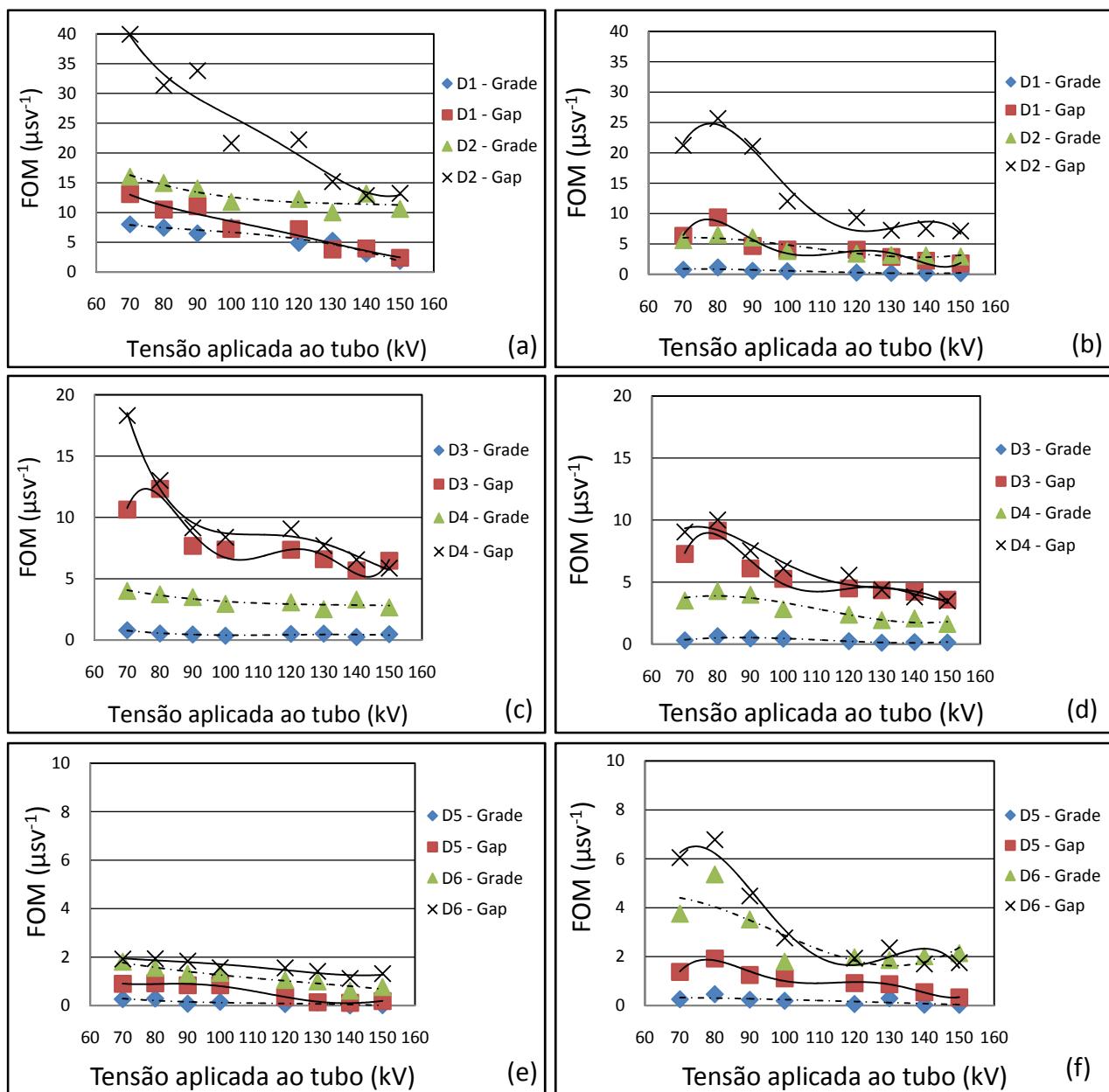


Figura 6-8. FOM em função da tensão para as técnicas de grade e gap de ar. Em (a) FOM na região central pulmonar com o fantoma FAX06, (b) FOM na região central pulmonar com o fantoma MAX06, (c) FOM na região retrocardíaca com o fantoma FAX06, (d) FOM na região retrocardíaca com o fantoma MAX06, (e) FOM na região apical com o fantoma FAX06, e (f) FOM na região apical com o fantoma MAX06

Além disso, observa-se através das Figuras 6-6 e 6-7 que, para ambas as técnicas de redução de radiação espalhada, a visualização das anomalias é favorecida para baixos valores de tensão. O fantoma FAX06 apresenta melhor visualização de anomalias para tensão de 70 kV e o fantoma MAX06 apresenta melhor visualização para tensão de 80 kV.

As diferenças observadas em função do sexo, para visualização das anomalias inseridas no tórax e para os valores ótimos de tensão, ocorrem devido às variações no tamanho e distribuição dos órgãos nos fantomas. A variação do tamanho e da distribuição dos órgãos em função do sexo provoca variações no *background* anatômico circunvizinho às anomalias, o que implica consequentemente, na variação da visualização das mesmas.

A Tabela 6-2 apresenta o número de voxels utilizados para representação de algumas estruturas importantes no tórax dos fantomas FAX06 e MAX06, e a Figura 6-9 mostra como são distribuídos alguns órgãos.

Tabela 6-2: Número de voxels utilizados para representação de algumas estruturas importantes do tórax dos fantomas FAX06 e MAX06

Órgãos	Número de Voxels		Diferença
	FAX	MAX	
Esterno	7641	8980	1339
Esterno (Tecido Esponjoso)	8241	10575	2334
Coluna torácica	67614	76625	9011
Coluna Torácica (Tecido Esponjoso)	150578	223165	72587
Corda espinal	52524	46480	-6044
Costelas	119793	155693	35900
Costelas (Tecido Esponjoso)	105785	164258	58473
Costelas (Cartilagem Articular)	34614	51381	16767
Coração	137781	183006	45225
Esôfago	16549	20997	4448
Traquéia	16740	27549	10809
Timo	11016	13770	2754
Pulmões	2114775	2662011	547236
Mama	275593	13778	-261815
Total de voxels nos Tórax	12767700	15192468	2424768

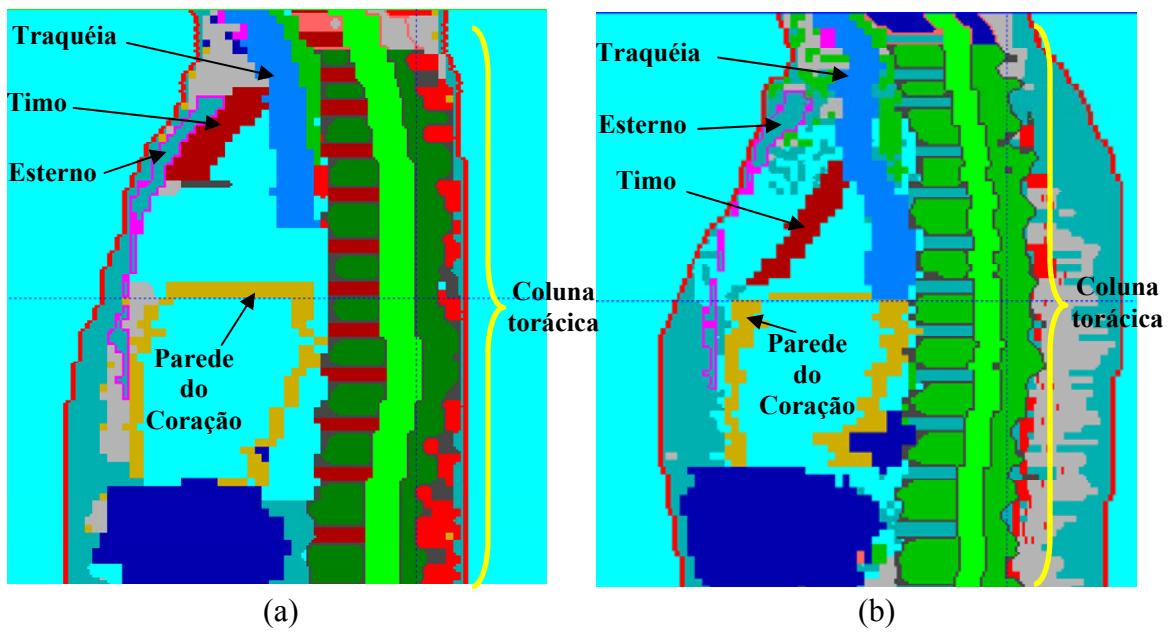


Figura 6-9. Visualização da distribuição dos órgãos nos tórax dos fantomas FAX06 (a) e MAX06 (b). Corte no plano sagital mediano. Visualização feita através do software Moritz [150]

Capítulo 7

CONCLUSÕES

Neste trabalho foram utilizados o código de Monte Carlo MCNPX e os fantomas de voxels feminino e masculino FAX e MAX, para investigar como a dose e a qualidade da imagem em exames radiográficos digitais de tórax podem variar com a tensão aplicada ao tubo de raios X, técnica de redução da radiação espalhada (grade e *gap* de ar) e sexo do paciente.

Para simular as imagens digitais com o código MCNPX, foi desenvolvida uma metodologia para geração, pós-processamento e reconstrução de imagens. A metodologia desenvolvida além de considerar a curva de sensibilidade de um detector digital *image plate*, considera também a resposta e o ruído de um sistema digital de 16 bits. Os resultados obtidos com esta metodologia, apresentados neste trabalho, mostram boa concordância com resultados experimentais, ilustrando a capacidade do código em reproduzir cenários radiográficos, e mostrando que a metodologia desenvolvida consegue tornar as imagens simuladas compatíveis com as experimentais.

A análise dos valores de dose obtidos com o código MCNPX e os fantomas de voxels MAX e FAX, mostrou que há redução da dose com o aumento da tensão aplicada ao tubo de raios X, principalmente quando se emprega a técnica de grade para redução da radiação espalhada. Entretanto, embora os valores de dose diminuam com o aumento da tensão, as análises dos valores dos riscos de indução ao câncer e mortalidade devido ao câncer mostram que esta diminuição é pequena. Os resultados também mostraram que os valores de dose e de risco são menores quando se utiliza técnica de *gap* de ar para obtenção de imagens radiográficas de tórax. Adicionalmente, a análise da dose efetiva mostrou que a metodologia empregada para obtenção dos valores de dose utilizando o código MCNPX e os fantomas de voxels fornece resultados com boa concordância com resultados publicados na literatura.

Quanto à qualidade da imagem, os resultados obtidos neste trabalho mostram que a utilização de tensões mais baixas favorece a visualização de anomalias no tórax, independente do sexo do paciente. Os resultados também mostraram que a utilização do

gap de ar como técnica de redução da radiação espalhada, permite obtenção de imagens com maior qualidade. Adicionalmente, foi também observado que a variação do tamanho e da distribuição dos órgãos em função do sexo provoca alteração no *background* anatômico, influenciando a visualização de anomalias no tórax.

Capítulo 8

PERSPECTIVAS

Uma vez desenvolvido, implementado e validado todo sistema radiográfico digital e todas as metodologias de cálculo de dose e de obtenção de imagens utilizando os fantomas de voxel, a principal perspectiva é o estudo da otimização da dose e da qualidade da imagem digital para outros exames radiográficos, tais como os de pelve, mama, crânio e coluna.

Existem também perspectivas de desenvolver estudos empregando outros tipos de detectores digitais (tais como os *flat panel*), bem como a aplicação da metodologia de obtenção de imagens radiográficas digitais para otimização de imagens obtidas na indústria.

Referências Bibliográficas

1. World Health Organization. *The world health Report 2007: a safer future: global public health security in the 21st century*. Geneva, Suíça, 2007.
2. PUGLIESI, M. V. *A violência da tuberculose no Brasil: 6.000 mortes/ano (2006)*. Disponível em: <<http://www.cecac.org.br>>. Acesso em: 20 dez. 2007.
3. Prefeitura do Rio de Janeiro. *Boletim informativo do programa de controle da tuberculose do município do Rio de Janeiro*. Disponível em: <<http://www.saude.rio.rj.gov.br>>. Acesso em: 12 jan. 2008.
4. Instituto Nacional do Câncer. *Estimativa de incidência de Câncer no Brasil em 2008*. Disponível em: <<http://www.inca.gov.br>>. Acesso em: 15 jan. 2008.
5. VYBORN, C. J. “Chest Radiography: Assessment of Image Quality”. *ICRU News*, 1998.
6. PEIXOTO, J.E. *Padronização da Análise da Qualidade da Imagem em Mamografia*. Tese de D.Sc., Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 1999.
7. International Commition on Radiological Protection. *Radiological Protection and Safety in Medicine*. ICRP Publication 73 (Oxford: Pergamon Press), 1996.
8. European Commission. *European Guidelines on Criteria for Diagnostic Radiographic Images*. Report EUR 16260 (CEC, Brussels), 1996.
9. TINGBERG, A., SJOSTROM, D. “Optimisation of Image Plate Radiography with Respect to Tube Voltage”, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 114, pp. 286-293, 2005.

- 10 YAFFE, M.J., ROWLANDS, J.A. "X-rays Detectors for Digital Radiography", *Phys. Med.*, v. 42, n. 1, pp. 1-39, 1997.
- 11 WINSLOW, M., XU G.X., YAZICI, B. "Development of a Simulator for Radiographic Image Optimization", *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v. 78, pp. 179-190, 2005.
- 12 DANCE, D.R., MCVEY, G., SANDBORG, M., PERSLIDEN, J., ALM CARLSSON, G. "Calibration and Validation of a Voxel Phantom for use in the Monte Carlo Modeling and Optimization of X-ray imaging Systems", *SPIE Medical Imaging*, v. 3659, pp. 548-559, 1999.
- 13 FANTI, V., MARZEDDU R., MASSAZZA G., RANDACCIO, P., BRUNETTI A., GOLOSIO B. "A Simulator for X-ray Images". *Radiation Protection Dosimetry*, v. 114, pp. 350-354, 2005.
- 14 SANDBORG, M., MCVEY G., DANCE, D. R., CARLSSON, G.A. "Schemes for the Optimization of Chest Radiography Using a Computer Model of the Patient and X-ray Imaging System", *Medical Physics*, v. 28, n. 10, pp. 2007-2019, 2001.
- 15 SANDBORG, M., TINGBERG, A., DANCE D.R., LANHEDE, B., ALMEN, A., MCVEY, G., SUND, S., KHEDDACHE, J., BESJAKOV, MATTSSON, S., MANSSON, L.G., ALM CARLSSON, G., "Demonstration of correlations between Clinical and Physical Image Quality Measures in Chest and Lumbar Spine Screen-film Radiography". *Br. J. Radiol.*, v. 74, pp. 520-528, 2001.
- 16 SANDBORG, M., MCVEY, G., DANCE, D.R., ALM CARSSON, G. "Comparison of Model Predictions of Quality with Results of Clinical Trials in Chest and Lumbar Spine Screen-Film Imaging", *Radiation Protection Dosimetry*, v. 90, pp. 173-176, 2000.

- 17 DANCE, D.R., MCVEY, G.H., SANDBORG, M., ALM CARLSSON G., VERDUN, F.R. “The Optimisation of Lumbar Spine AP Radiography Using a Realistic Computer Model”. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 90, pp. 207-210, 2000.
- 18 MCVEY, G., SANDBORG, M., DANCE D.R., ALM CARLSSON, G. “A Study and Optimization of Lumbar Spine X-ray Imaging Systems”. *The British Journal of Radiology*, v. 76, pp. 177-188, 2003.
- 19 ULLMAN, G., SANDBORG, M., DANCE, D.R., HUNT, R., CARLSSON, G.A. “The Influence of Patient Thickness and Imaging System on Patient Dose and Physical Image Quality in Digital Chest Imaging”. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 114, pp. 294-297, 2005.
- 20 HAKANSSON, M., BATH, M., BORJESSON, S., KHEDDACHE, S., FLINCK, A. “Nodule Detection in Digital Chest Radiography: Effect of Nodule location”, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 114, pp. 92-96, 2005.
- 21 ULLMAN, G., SANDBORG, M., DANCE, D.R., HUNT, R., CARLSSON, G.A. “Towards optimization in digital chest radiography using Monte Carlo modeling”, *Phys. Med. Biol.*, v. 51, pp. 2729-2743, 2006.
- 22 KRAMER, R., VIEIRA, J.W., KHOURY, H.J., LIMA, F.R.A., FUELLE, D. “All about MAX: a Male Adult Xoxel Phantom for Monte Carlo Calculation in Radiation Protection Dosimetry”, *Phys. Med. Biol.*, v. 48, pp. 1239-1262, 2003.
- 23 KRAMER, R., KHOURY, H.J., VIEIRA, J.W., LOUREIRO, E.C.M., LIMA, V.J.M., LIMA, F.R.A., HOFF, G. “All about FAX: a Female Adult Xoxel Phantom for Monte Carlo Calculation in Radiation Protection Dosimetry”. *Phys. Med. Biol.*, v. 49, pp. 5203-5216, 2004.

- 24 International Commission on Radiological Protection. *Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values*. ICRP Publication 89 (Oxford: Pergamon Press), 2003.
- 25 MANSSON, L.G. "Methods for Evaluation of Image Quality: a review", *Radiation Protection Dosimetry*, v. 90, pp. 89-99, 2000.
- 26 METZ, C.E. "ROC Metodology in Radiologic Imaging", *Invest. Radiol.*, v. 21, pp. 720-733, 1986.
- 27 KUNDEL, H. L. "Images, Image Quality and Observer Performance", *Radiol.*, v. 132, pp. 265-271, 1979.
- 28 FIETE, R. D., BARRETT, W. E., SMITH, W. E., MYERS, K. J. "Hotelling Trace Criterion and its Correlation with Human-observer Performance". *J. Opt. Soc. Am. A4*, pp. 945-953, 1987.
- 29 MANSSON, L. G., *Evaluation of Radiographic Procedures*. Ph.D. dissertation, Göteborg University, 1994.
- 30 VUCICH, J.J., GOODENOUGH, D.J., LEWICKI, A., BRIEFEL, E., WEAVER, K.E. *Use Anatomical Criteria in Screen/Film Selection for Portable Chest X-ray Procedures*. Optimization of Chest Radiography. Ed. J. Cameron, HHS Publication (FDA) 80-8124, pp. 237-248, 1980.
- 31 FEARON, T., VULCICH, J., MACSWEENWY, W.J., POTTER, B.M., BRALLIER, D.R., MCILHENNY, J., TEMPPER, J., MARKLE, B. M. A. "Comparative Evaluation of Rare Earth Screen-Film Sistems. Free-response Operating Characteristic Analysis and Anatomic Criteria Analysis", *Invest. Radiol.*, v. 21, pp. 734-742, 1986.
- 32 European Commission. *Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*. Working Document XII /173/90 (CEC, Brussels), 1990.

- 33 European Commission. *European Guidelines on Criteria for Computed Tomography*. Report EUR 16262 (CEC, Brussels), 1999.
- 34 European Commission. *European Guidelines on Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Pediatrics*. Report EUR 16261 (CEC, Brussels), 1996.
- 35 LANHEDE, B. “The Influence of Different Technique Fators on Image Quality for Chest Radiographs: Application of Recent CEC Image Quality Criteria”. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 90, n. 1-2, pp. 203-206, 2000.
- 36 SUND, P., BATTH, M., KHEDDACHE, S., TYLÉN, U., MANSSON, L.G. “Evaluation of Image Quality of a New CCD-based System for Chest Imaging”. In: *Proceedings of the SPIE 3977*, pp.4437-4444, 2000.
- 37 MANSSON, L.G., KHEDDACHE, S., ROSSI NORRLUND, R., SUND, P., TYLÉN, U., BJÖRNELD, L., WIDELL, M. “Evaluation of Soft-copy Reporting for Three Digital Systems for Chest Imaging using the New European Quality Criteria”, *Eur. Radiol.*, v. 9, Suppl. 1 (ERC '99), S328. 9.
- 38 MILLER JR., R.G., *Simultaneous Statistical Inference*. 2 ed., New York, Springer-Verlag, 1980.
- 39 SWETS, J.A., PICKET, R.M., *The Evaluation of Diagnostic Systems: Methods from Signal Detection Theory*. New York, Academic Press, 1982.
- 40 LUSTED, L.B., “Logical analysis in Roentgen diagnosis”, *Radiology*, v. 74, pp.178-193, 1960.
- 41 LUSTED, L.B., *Introduction to Medical Decision Making*. Thomas Springfield, IL, 1968.

- 42 MUSHLIN A.I., DETSKY A.S., PHELPS C.E., *et al.*, "The accuracy of magnetic resonance imaging in patients with suspected multiple sclerosis". ***The Rochester-Toronto Magnetic Resonance Imaging Study Group***, v.269, n.24, pp.3146-51, 1993.
- 43 MACMAHON, H., ENGELMANN, R., BEHLEN F.M.; *et al.*, "Computer-aided diagnosis of pulmonary nodules: results of a large-scale observer test", ***Radiology***, v. 213, n. 3, pp.723-6, 1999.
- 44 GOOD, W.F., SUMKIN, J.H., GANOTT, M., *et al.*, "Detection of masses and clustered microcalcifications on data compressed mammograms: An observer performance study", ***Am J Roentgenol.***, v.175, n. 6, pp. 1573-6, 2000.
- 45 IINUMA, G., USHIO, K., ISHIKAWA, T., NAWANO, S., SEKIGUCHI, R., SATAKE, M., "Diagnosis of gastric cancers: comparison of conventional radiography and digital radiography with a 4 million-pixel charge-coupled device", ***Radiology***, v.214, n.2, pp. 497-502, 2000.
- 46 UOZUMI, T., NAKAMURA, K., WATANABE, H., NAKATA, H., KATSURAGAWA, S., DOI. K., "ROC analysis of detection of metastatic pulmonary nodules on digital chest radiographs with temporal subtraction", ***Acad. Radiol.***, v. 8, n. 9, pp. 871-878, 2001.
- 47 JIANG, Y., NISHIKAWA, R.M., SCHMIDT, R.A., TOLEDANO, A.Y., DOI, K., "Potential of computer-aided diagnosis to reduce variability in radiologists' interpretations of mammograms depicting microcalcifications", ***Radiology***, v. 220, pp. 787-794, 2001.
- 48 LOWE, L.H., DRAUD, K.S., HERNANZ-SCHULMAN, M., *et al.*, "Nonenhanced limited CT in children suspected of having appendicitis: Prospective comparison of attending and resident interpretations", ***Radiology***, v. 221, pp. 755-759, 2001.

- 49 FUHRMAN, C.R., BRITTON, C.A., BENDER, T., *et al.*, "Observer performance studies: Detection of single versus multiple abnormalities of the chest", *Am J Roent.*, v. 179, pp. 1551-1553, 2002.
- 50 PISANO, E.D., COLE, E.B., KISTNER, E.O., *et al.*, "Interpretation of digital mammograms: Comparison of speed and accuracy of soft-copy versus printed-film display", *Radiology*, v. 223, pp.483-488, 2002.
- 51 KAKEDA, S., NAKAMURA, K., KAMADA, K., *et al.*, "Improved detection of lung nodules by using a temporal subtraction technique". *Radiology*, v. 224, pp. 145-151, 2002.
- 52 HUO, Z., GIGER, M.L., VYBORNY, C.J., METZ, C.E., "Breast cancer: Effectiveness of computer-aided diagnosis – observer study with independent database of mammograms", *Radiology*, v. 224, pp. 560-568, 2002.
- 53 SHIRASHI, J., ABE, H., ENGELMANN, R., AOYAMA, M., MACMAHON, H., DOI, K., "Computer-aided diagnosis to distinguish benign from malignant solitary pulmonary nodules on radiographs: ROC analysis of radiologists' performance – initial experience", *Radiology*, v. 227, pp. 469-474, 2003.
- 54 OBUCHOWSKI, N.A., "Receiver operating characteristic curves and their use in radiology", *Radiology*, v. 229, pp. 3-8, 2003.
- 55 KAKEDA, S., MORIYA, J., SATO, H., *et al.*, "Improved detection of lung nodules on chest radiographs using commercial computer-aided diagnosis system", *Am. J. Roent.*, v. 182, pp. 505-510, 2004.
- 56 International Commision on Radiation Units and Measurements. *Medical Imaging: The Assessment of Image Quality*. ICRU Report 54, 1996.
- 57 BURGER, G.C.E., "The Perceptibility of Details in Roentgen Examinations of the Lung", *Acta Radiol.*, v. 31, pp.193-222, 1949.

- 58 HENSHAW, E.T., *The Physics of Radiodiagnosis*. 2 ed., London, Hospital Physicists Association, 1976.
- 59 DAVIS, R., TONG, K.A., *A New Mammographic Phantom*. RMH Internal Report Royal Marsden, London, 1974.
- 60 MASTERSON, M.E., *Development and Use of a New Mammographic Image Quality Phantom*. Ph.D. dissertation, Cornell University, New York, USA, 1977.
- 61 PEARCE, J.G., MILNE, E.N.C., GILLAN, G.D., ROECK, W.W., "Development of a Radiographic Chest Phantom with Disease Simulation", *Investigative Radiology*, v. 14, pp. 181-184, 1979.
- 62 GRIFFITH, R.V., ANDERSON, A.L., ALDERSON, S.W., *Fabrication of a set of a Tissue-Equivalent Torso Phantoms for Intercalibration of In-Vivo Transuranic-Nuclide Counting Facilities*. International Atomic Energy Agency Symposium o Advances in Radiation Protection Monitoring, Stockholm, Sweden (IAEA), 1979.
- 63 CONWAY, B.J., BUTLER, P.F., DUFF, J.E., FEWELL, T.R., GROSS, R.E., JENNINGS, R.J., KOUSTENIS, G.H., MCCROHAN, J.L., RUETER, F.G., SHOWALTER, C.K., "Beam Quality Independent Attenuation Phantom for Estimating Patient Exposure X-ray Automatic Exposure Controlled Chest Examinations", *Med. Phys.*, v. 11, pp.827-832, 1984.
- 64 CONSTANTINOU, C., CAMERON, J., DEWERD, L., LISS, M., "Development of radiographic chest phantom", *Med Phys.*, v. 13, n. 6, pp. 917-921, 1986.
- 65 American College of Radiology. *Dosimetric/Imaging Phantom for Mammography*. 1986.

- 66 LIU, D.Q., LIN, D.Q., WU, D.K., *Brief Introduction of the China Humanoid Pantom. Nonhomogeneous Tissue Equivalent Radiologic Phantom*. Chengdu University Report, Sichuan, China, 1987.
- 67 International Comission on Radiation Units and Measurements. *Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection*. Report 48, Bethesda, USA, 1992.
- 68 CHRISTENSEN, E.E., DIETZ, G.W., MURRY, R.C., MOORE, J.G., STOKELY, E.M., "Effect of Kilovoltage on Detectability Pulmonary Nodules in a Chest Phantom", *Am J Roentgenol*, v. 128, pp.789-793, 1977.
- 69 LEITZ, W.K., MANSSON, L.G., HEDBERG-VIKSTROM, B.R.K., KHEDDACHE, S., "In search of Optimum Chest Radiography Techniques", *British Journal of Radiology*, v. 66, pp.314-321, 1993.
- 70 CHOTAS, H.G., FLOYD, C.E., JOHNSON, G.A., RAVIN, C.E., "Quality Control Phantom for Digital Chest Radiography", *Radiology*, v. 202, pp.111-116, 1997.
- 71 ZAIDI, H., "Relevance of Accurate Monte Carlo Modeling in Nuclear Medical Imaging", *Med. Phys.*, v. 26, n. 4, pp. 574-608, 1999.
- 72 MCCRACKEN, D.D., "The Monte Carlo Method". *Sci. Am.*, v. 192, pp. 90-96, 1955.
- 73 KAHN, H., *Use of Different Monte Carlo Sampling Techniques: Monte Carlo Methods*, edited by H.A. Meyer, Wiley, New York, 1956.
- 74 ANDREO, P., "Monte Carlo Techniques in Medical Radiation Physics", *Phys. Med. Biol.*, v. 36, n. 7, pp. 861-920, 1991.

- 75 CHAN, H.; DOI, K., "Energy and Angular Dependence of X-ray Absorption and its Effect on Radiographic response in Screen-film System", *Phys. Med. Biol.*, v. 28, pp. 565-579, 1983.
- 76 CHAN, H.; DOI, K., "Studies of X-ray Energy Absorption and Quantum Noise Properties of X-ray Screens by Use of Monte Carlo Simulation", *Med. Phys.*, v. 11, pp. 38-46, 1984.
- 77 CHAN, H., DOI, K., "Investigation of the Performance of Anticatter Grids: Monte Carlo Simulation Studies", *Phys. Med. Biol.*, v. 27, pp. 785-803, 1982.
- 78 CHAN, H., DOI, K., "The Validity of Monte Carlo Simulation in Studies of Scattered Radiation in Diagnostic Radiology", *Phys. Med. Biol.*, v. 28, pp. 109-129, 1983.
- 79 CHAN, H., DOI, K., "Physical Characteristics of Scattered Radiation in Diagnostic Radiology: Monte Carlo Simulation Studies", *Med. Phys.*, v. 12, pp. 152-165, 1985.
- 80 CHAN, H., DOI, K., "Radiation Dose in Diagnostic Radiology: Monte Carlo Simulation Studies", *Med. Phys.*, v. 11, pp. 480-491, 1984.
- 81 CHAN, H., FRANK, P.H., DOI, K., LIDA, N., HIGASHIDA, Y., "Ultra-high-strip-density Radiographic Grids: A New Antiscatter Technique for Mammography", *Radiology*, v. 154, pp. 807-815, 1985.
- 82 DEPALMA, J.J., GASPER, A., "Determining the Optical Properties of Photographic Emulsions by the Monte Carlo Method", *Photgraphic Sci. Eng.*, v. 16, pp. 181-191, 1972.
- 83 KALENDER, W., "Calculation of X-ray Grid Characteristics by Monte Carlo Methods", *Phys. Med. Biol.*, v. 27, pp. 353-361, 1981.

- 84 PERSLIDEN, J., *Application of the Monte Carlo Method to Diagnostic Radiology*. Ph.D. dissertation, University of Linköping, Suécia, 1986.
- 85 SPYROU, G., TZANAKOS, G., BAKAS, A., PANAYIOTAKIS, G., "Monte Carlo Generated Mammograms: Development and Validation", *Phys. Med. Biol.*, v. 43, pp. 3341-3357, 1998.
- 86 PEPLOW, D. E., VERGHESE, K., "Digital Mammography Image Simulation Using Monte Carlo", *Med. Phys.*, v. 27, pp. 568-579, 2000.
- 87 GIBBS, S.J., PUJOL, A., CHEN, T.S., MALCOLM, A. W., JAMES, A.E., "Patient Risk from Interproximal Radiography", *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, v. 58, pp. 347-354, 1984.
- 88 WILLIAMS, G., ZANKL, M., ABMAYR, W., VEIT, R.; DREXLER, G., "The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference and Realistic Human Phantoms and Monte Carlo Methods", *Phys. Med. Biol.*, v. 31, pp. 347-354, 1986.
- 89 VEIT, R., ZANKL, M., PETOUSSI, N., MANNWEILER, E., WILLIAMS, G., DREXLER, G., *Tomographic Anthropomorphic Models, Part I: Construction Technique and Description of Models of an 8 Week Old Baby and a 7 Year Old Child*. GSF-Report 3/89, GSF-National Research Center for Environment and Health, Neuherberg, Germany, 1989.
- 90 Veit R.; Panzer W.; Zankl, M.; Scheurer, C.; Berechneter, V., Dosen, G., "An Einem Anthropomorphen Phantom", *Z. Med. Phys.*, v. 2, pp. 123-126, 1992.
- 91 ZANKL, M., VEIT, R., WILLIAMS, G., SCHNEIDER, K., FENDEL, H., WITTMANN, A., PETOUSSI-HENSS, N., DREXLER, G., "The Construction of Computer Tomographic Phantoms and Their Application in Radiology and Radiation Protection", *Radiat. Environ. Biophys.*, v. 27, pp. 153-164, 1988.

- 92 ZANKL, M., WITTMANN, A., "The Adult Male Voxel Model "Golem" Segmented from Whole-body CT Patient Data", *Radiat. Environ. Biophys.*, v. 40, pp. 153-162, 2001.
- 93 PETOUSSI-HENSS, N., ZANKL, M., FILL, U., REGULLA, D., "The GSF Family of Voxel Phantoms", *Phys. Med. Biol.*, v. 47, pp. 89-106, 2002.
- 94 ZUBAL, I.G., HARREL C.R., SMITH, E.O., RATTENER, Z., GINDI, G., HOFFER P.B., "Computerized three dimensional segmented human anatomy", *Medical Physics*, v. 21, pp. 299-302, 1994.
- 95 DIMBYLOW, P.J., "The Development of Realistic Voxel Phantoms for Electromagnetic Field Dosimetry". *International Workshop on Voxel Phantom Development Held at the National Radiological Protection Board*, Chilton, UK, 1995.
- 96 CAON, M., BIBBO, G., PATTISON, J., "A Comparison of Radiation Dose Measured in CT Dosimetry Phantoms with Calculations using EGS4 and Voxel-Based Computational Models", *Phys. Med. Biol.*, v. 42, pp. 219-229, 1997.
- 97 XU, X.G., CHAO, T.C., BOZKURT, A., "VIP-Man: an Image- based Whole-body Adult Male Model Constructed from Color Photographs of the Visible Human Project for Multiple- particle Monte Carlo Calculations", *Health Phys.*, v. 78, n. 5, pp. 476-486, 2000.
- 98 SPITZER, V. M., WHITLOCK, D.G., *Atlas of the Visible Human Male*. Jones and Bartlett, Boston, Mass., USA, 1998.
- 99 SAITO, K., WITTMANN, A., KOGA, S., IDA, Y., KAMEI, K., ZANKL, M., "The Construction of a Computer Tomographic Phantom for a Japonese Male Adult and the Dose Calculation System", *Radiat. Environ. Biophys.*, v. 40, pp. 69-76, 2001.

- 100 TANAKA, G., NAKAHARA, Y., AKAJIMA, Y., "Japanese Reference Man 1988-IV: Studies on the Weight and Size of Internal Organs of Normal Japanese", *Nippon Igaku Hoshasen Gakkai Zasshi*, v. 49, n. 3, pp. 344-364, 1989.
- 101 NELSON, W. R., HIRAYAMA, H., ROGERS, D.W.O., *The EGS4 Code System*. Stanford Linear Accelerator Center, SLAC-265-UC-32, 1985.
- 102 SALVAT, F., FERNÁNDEZ-VAREA, J. M., SEMPAU, J., *PENELOPE – A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport*. OECD/NEA Data Bank, Issy-les-Moulineaux, France, 2003.
- 103 BRUN, R., BRUYANT, F., MAIRE, M., *et al.*, *GEANT3*. cern dd/ee/84-1, 1987.
- 104 BRIESMEISTER, J. F., *MCNP: A General Monte Carlo code for neutron and photon transport*. Version 4C. Los Alamos National Laboratory report LA-13709-M, March. 2000.
- 105 X-5 Monte Carlo Team. *MCNP: A General Monte Carlo N-Particle Transport Code*, Version 5. Los Alamos National Laboratory report LA-CP-03-0245, April. 2003.
- 106 CARTER, L.L., SCHWARZ, R.A., *MCNP Visual Editor Computer Code Manual*. Los Alamos National, 2005.
- 107 PELOWITZ, D.B., *Ed. MCNPXTM User's Manual*. Version 2.5.0., Los Alamos National Laboratory report LA-CP-05-0369, April. 2005.
- 108 PRAEL, R. E., LICHTENSTEIN, H., *User Guide to LCS: The LAHET Code System*. Los Alamos National Laboratory report LA-UR-89-3014, Sept. 1989.

- 109 INANC, F., "Analysis of X-Ray and Gamma Ray Scattering through computational experiments", *Journal of Nondestructive Evaluation*, v. 18, n. 2, pp. 73-82, 1999.
- 110 TILLACK, G-R., ARTEMIEV, V.M., GRAY, J.N., "The effect of scattered radiation in X-ray techniques: Experiments and theoretical considerations", *Quantitative Nondestructive Evaluation*, v. 18, pp. 631-638, 1999.
- 111 VELASQUES, S., MOTA, H., *Curso de Licenciamento e Fiscalização em Radiologia Médica e Odontológica*. IRD/CNEN, 1994.
- 112 CURRY, T.S., SOWDEY, J.E., MURRY JR., R.C., *Christensen's Physics of Diagnostic Radiology*. 4 ed. Media, PA: Williams & Wilkins, 1990.
- 113 LUDWIG, J.L., *Influência da Flutuação da Corrente Anódica na Determinação do Potencial de Pico Prático*. Dissertação M.Sc., IRD/CNEN, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2006.
- 114 KNOLL, G.F., *Radiation Detection and Measurement*. 3 ed., John Wiley and Sons, Inc., 2000.
- 115 CRANLEY, K., GILMORE, B.J., FOGARTY, G.W.A., DESPONDS, L., *Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra and Other Data. Institute of Physics and Engineering in Medicine*. Report 48, 1997.
- 116 *Medical Electrical Equipment: Instruments as Used in the Non-Invasive Measurements of X-Ray Tube Voltage in Diagnostic Radiology*. International Standard IEC 61676, Committee Draft, 1998.
- 117 SPRAWLS JR., P., *Physical Principles of Medical Imaging*. Madison, Wisconsin: Medical Physics. 2 ed., USA, 1995.

- 118 BIASOLI JR., A.M., *Técnicas Radiográficas*. Livraria e Editora Rubio, Rio de Janeiro, 2006.
- 119 WOLBARST, A.B., *Physics of Radiology*. Medical Physics Publishing, 2 ed., Madson, Wisconsin, 2005.
- 120 DOYLE, P., MARTIN, C.J., GENTLE, D., “Dose-Image Quality Optimisation in Digital Chest Radiography”, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 114, n. 1-3, pp. 269-272, 2005.
- 121 DOYLE, P., MARTIN, C.J., GENTLE, D., “Application of Contrast-to-Noise Ratio in Optimizing Beam Quality for Digital Chest Radiography: Comparison of Experimental Measurements an Theoretical Simulations”, *Phys. Med. Biol.*, v. 51, pp. 2953-2970, 2006.
- 122 SAMEI, E., DOBBINS, J.T., LO, J.Y., TORNAI, M.P., “A Framework for Optimising the Radiographic Technique in Digital X-Ray Imaging”, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 114, n. 1-3, pp. 220-229, 2005.
- 123 SCAFF, L.A.M., *Física da Radioterapia*. Sarvier Editora de Livros Medicos Ltda., São Paulo, 1997.
- 124 International Commission on Radiation Units and Measurements. *Determination of absorbed dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gama Rays in radiotherapy Procedures*. ICRU Publication 24. Bethesda, MD, 1976.
- 125 International Commission on Radiation Units and Measurements. *Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation*. ICRU Publication 60. Bethesda, MD, 1998.
- 126 POTIENS, M.P.A., *Metodologia Dosimétrica e Sistema de Referência para Radiação X Nível Diagnóstico*. Tese de D.Sc., IPEN/CNEN, São Paulo, SP, Brasil, 1999.

- 127 TAUHATA, L., SALATI, I.P.A., PRINZIO, R., PRINZIO, A.R., *Fundamentos de Radioproteção e Dosimetria*. 3 revisão, IRD/CNEN, Rio de Janeiro, 2001.
- 128 ATTIX, F.H., *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. New York: John Wiley & Sons, 1986.
- 129 International Commission on Radiological Protection. *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 60, Oxford: Pergamon Press, 1991.
- 130 Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations. *Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII – Phase 2*. National Academy Press, Washington D.C., 2005.
- 131 GOORLEY, T., *Using MCNP5 for Medical Physics Applications*. LA-UR-05-2755, Los Alamos National Laboratory, American Nuclear Society Topical Meeting – Monte Carlo, Chatanooga, TN, USA, 2005.
- 132 SOUZA, E.M., *Modelagem de Sistema e Procedimento para Radiografia Computadorizada OFFSHORE*. Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2008.
- 133 ROWLANDS, J.A., “The Physics of Computed Radiography”, *Phys. Med. Biol.*, Topical Review, v. 47, pp. R123-R166, 2002.
- 134 American Association of Physicists in Medicine. *Protocols for the Radiation Safety Surveys of Diagnostic Radiological Equipment*. AAPM Report 25. American Institute of Physics, 1998.
- 135 International Commission on Radiological Protection. *Data for Use in Protection Against External Radiation*. ICRP Publication 51, Oxford: Pergamon Press, 1987.

- 136 RASBAND, W., *Image J 1.33u*. National Institutes of Health, USA. Software gratuito. Disponível em: <<http://rsb.info.nih.gov/ij/>>. Acesso em: jan. 2007.
- 137 CHAN, H.P., LAM, K.L., WU, Y., “Studies of Performance of Antiscatter Grids in Digital Radiography: Effect on Signal-to-Noise Ratio”, *Med. Phys.*, v. 17, n. 4, pp. 655-664, 1990.
- 138 PAGANO, M., GAUVREAU, K., *Princípios de Bioestatística*. 2 ed., Pioneira Thomson Learning, São Paulo, 2004.
- 139 BOX, G.E.P., MULLER, M.E., “A note on the generation of random normal deviates”, *Annals Math. Stat.*, v. 29, pp. 610-611, 1958.
- 140 MORETIN, P.A., BUSSAD, W., *Estatística Básica*. Atual, São Paulo, 1986.
- 141 CHAN, H.P., HIGASHIDA, Y., DOI, K., “Performance of Antiscatter Grids in Diagnostic Radiology: Experimental Measurements and Monte Carlo Simulation Studies”, *Med. Phys.*, v. 12, n. 4, pp. 449-454, 1985.
- 142 International Commission on Radiation Units and Measurements. *Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement*. ICRU Publication 44. Bethesda, MD, 1989.
- 143 YORIYAZ, H., SANTOS, A., STABIN, M., “Absorbed Fractions in a Voxel-Based Phantom Calculated with the MCNP-4B Code”, *Med. Phys.*, v. 27, n. 7, pp. 1555-1562, 2000.
- 144 YORIYAZ, H., STABIN, M., SANTOS, A., “Monte Carlo MCNP-4B Based Absorbed Dose Distribution Estimates for Patient: Specific Dosimetry”, *J. Nuc. Med.*, v. 42, n. 4, pp. 662-669, 2001.
- 145 HUBBELL, J.H., “Photon Mass Attenuation and Energy-Absortion Coefficients from 1 keV to 20 MeV”, *Int. J. Appl. Rad. Isot.*, v. 33, pp. 1269-1290, 1982.

- 146 KING, S.D., SPIERS, F.W., "Photoelectron Enhancement of the Absorbed Dose from X-Rays to Human Bone Marrow: Experimental and Theoretical Studies", *Br. J. of Radiol*, v. 58, pp. 345-356, 1985.
- 147 TUNER, J.E., *Atoms, Radiation, and Radiation Protection*. 2 ed., John Wiley & Sons, INC., 1995.
- 148 ZANKL, M., DREXLER, G., PETOUSSI-HENSS, N., SAITO, K., *The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods*. Part VII: Organ doses due to parallel and environmental exposure geometries. GSF-Report 8/97, 1997.
- 149 KRAMER, R., DREXLER, G., *Determination of Dose Equivalent for External Irradiation of Occupationally Exposed Personnel*. IAEA, 1979.
- 150 RIPER, K.A.V., *Moritz User's Guide*. White Rock Science, 2008.
- 151 KRAMER, R., KHOURY H.J., VIEIRA, J.W., LIMA, V.J.M., "MAX06 and FAX06: update of two adult human phantoms for radiation protection dosimetry", *Phys.Med.Biol.*, v. 51, pp. 3331-3346, 2006.
- 152 LEE, C., NAGAOKA, T., LEE, J.K., "Implementation of japanese male and female tomographic phantoms to multi-particle Monte Carlo code for ionizing radiation dosimetry", *Journal of Nuclear Science and Technology*, v. 43, pp. 937-945, 2006.
- 153 UFFMANN, M., NEITZEL, U., PROKOP, M., KABALAN, N., WEBER, M., HEROLD, C.J., SCHAEFER-PROKOP, C., "Flat-panel-detector chest radiography: effect of tube voltage on image quality", *Radiology*, v. 235, pp. 642-650, 2005.

Apêndice 1

Publicações originadas nesta Tese

CORREA, S.C.A., SOUZA, E.M., SILVA, A.X., LOPES, R.T., YORIYAZ, H. “Dose-Image Quality Study in Digital Chest Radiography using Monte Carlo Simulation”, *Applied Radiation and Isotopes*, v. 66, pp. 1213-1217 , 2008.

CORREA, S.C.A., SOUZA, E.M., SILVA, A.X., YORIYAZ, H., LOPES, R. T. “AP and PA Thorax Radiographs: Dose Evaluation using the FAX Phantom”, *International Journal of Low Radiation*, v. 5, n. 3, pp. 237-255, 2008.

CORREA, S.C.A., SOUZA, E.M., SILVA, A.X., YORIYAZ, H., LOPES, R. T. “Dose and Risk Evaluation in Thoracic Radiology using Male and Female Voxels Phantoms”, Trabalho submetido ao periódico *International Journal of Low Radiation*, em fase de avaliação.

CORREA, S.C.A., SOUZA, E.M., SILVA, A.X., CASSIANO, D.H., LOPES, R. T. “Computed Radiography Simulation using the Monte Carlo Code MCNPX”, Trabalho submetido ao periódico *Applied Radiation and Isotopes*, em fase de avaliação.

CORREA, S.C.A., SOUZA, E.M., SILVA, A.X., LOPES, R.T. “Image Quality Optimization in Digital Chest Radiography using MCNPX”. In: *IX Encontro de Modelagem Computacional*, Belo Horizonte-MG, 2006.

CORREA, S.C.A., SOUZA, E.M., SILVA, A.X., LOPES, R.T. “Avaliação da dose na mama em exames radiográficos de tórax usando MCNPX e o fantoma feminino FAX”. In: *X Encontro de Modelagem Computacional*, Friburgo-RJ, 2007.

CORREA, S.C.A., SOUZA, E.M., SILVA, A.X., LOPES, R.T. "Exames Radiográficos de Tórax AP e PA: Uma Avaliação da Dose usando o Fantoma Feminino Fax". In: *V Congresso Latino Americano de Metrologia (METROSUL)*, Curitiba-PR, 2007.

CORREA, S.C.A., SOUZA, E.M., SILVA, A.X., LOPES, R.T. "Modelling and Analysis of Antiscatter Grids for Digital and Analogical Sistems Using MCNPX". In: *International Atlantic Nuclear Conference (INAC)*, Santos-SP, 2007.

CORREA, S.C.A., SOUZA, E.M., SILVA, A.X., YORIYAZ, H., LOPES, R.T. "Patient Dose Study in Chest Radiographic Examinations for Different Exposure Techniques Using Monte Carlo Methods And Voxel Phantom". In: *International Atlantic Nuclear Conference (INAC)*, Santos-SP, 2007.

SOUZA, E.M., CORREA, S.C.A., SILVA, A.X., LOPES, R.T. "Development of a Data Post Processing Program of Image Simulation with MCNP5". In: *XVIII IMEKO World Congress*, Rio de Janeiro-RJ, 2006.

SOUZA, E.M., CORREA, S.C.A., SILVA, A.X., LOPES, R.T. "PROGRAMA IMAGEM: Um programa de pós-processamento de dados para simulação de imagens radiográficas com o código MCNPX". In: *X Encontro de Modelagem Computacional*, Friburgo-RJ, 2007.

SOUZA, E.M., CORREA, S.C.A., SILVA, A.X., OLIVEIRA, D.F., CASSIANO, D.H., LOPES, R.T. "Modelagem e Calibração de um Sistema de Radiografia Computadorizada utilizando o Código de Monte Carlo MCNPX". In: *XXVI CONAEND&IEV*, São Paulo-SP, 2008.

Apêndice 2

Publicações que utilizaram a metodologia para geração de imagens digitais desenvolvida nesta Tese

SOUZA, E.M., CORREA, S.C.A., SILVA, A.X., OLIVEIRA, D.F., LOPES, R.T. “Methodology for Digital Radiography Simulation using the Monte Carlo Code MCNPX for Industrial Applications”, *Applied Radiation and Isotopes*, v. 66, pp. 587-592 , 2008.

CORREA, S.C.A., SOUZA, E.M., OLIVEIRA, D.F., SILVA, A.X., LOPES, R.T., MARINHO, C., CAMERINI, C.S. “Assessment of Weld Thickness loss in Offshore Pipelines using Computed Radiography and Computational Modeling”. Trabalho aceito pelo periódico *Applied Radiation and Isotopes*. DOI: 10.1016/j.apradiso.2009.05.015
Versão em pdf do manuscrito no website:
<<http://authors.elsevier.com/redirect/http://dx.doi.org/10.1016/j.apradiso.2009.05.015>>