

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE FÍSICA DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE FÍSICA E INFORMÁTICA**

**SIMULAÇÃO DE ESTRUTURAS ANATÔMICAS E IMAGENS RADIOLÓGICAS PARA
CONTROLE DE QUALIDADE E PROCESSAMENTO**

HENRIQUE JESUS QUINTINO DE OLIVEIRA

Tese apresentada ao Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, para
obtenção do título de Doutor em Ciências “Física Aplicada – Opção: Física Computacional”

Orientadora: Profa. Dra. Annie France Frère Slaets

OK

USP/IFSC/SBI



8-2-001299

São Carlos – São Paulo
1999

IFSC-USP SERVIÇO DE BIBLIOTECA
INFORMAÇÃO

Oliveira, Henrique Jesus Quintino de

“Simulação de estruturas anatômicas e imagens radiológicas para controle de qualidade”/ Henrique Jesus Quintino de Oliveira – São Carlos, 1999

Tese (Doutorado) – Instituto de Física de São Carlos da Universidade de São Paulo, 1999

Área: Física Aplicada-opção Física Computacional

Profa. Dra. Annie France Frère Slaets

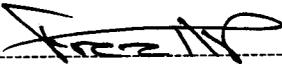
1. Raios X . 2. Simulação . 3. Característica de Campo.

I. Título

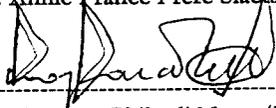


MEMBROS DA COMISSÃO JULGADORA DA TESE DE DOUTORADO DE HENRIQUE JESUS QUINTINO DE OLIVEIRA APRESENTADA AO INSTITUTO DE FÍSICA DE SÃO CARLOS, DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO, EM 18 DE OUTUBRO DE 1999.

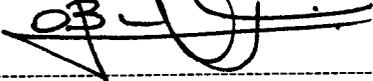
COMISSÃO JULGADORA:



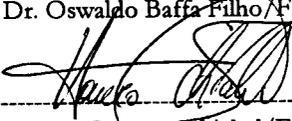
Prof. Dra. Annie France Frere Slaets/EESC/USP



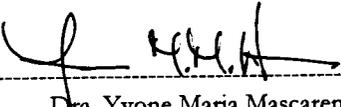
Prof. Dr. Thomaz Ghilardi Netto/FMRP-USP



Prof. Dr. Oswaldo Baffa Filho/FFCLRP/USP



Prof. Dr. Homero Schiabel/EESC/USP



Dra. Yvone Maria Mascarenhas/SAPRA

*Dedico este trabalho aos meus pais,
Arlindo e Odete por terem acreditado
na minha capacidade.*

AGRADECIMENTOS

À Profa. Annie pela dedicação, compreensão e ensinamentos fundamentais que foram primordiais para a execução e conclusão deste trabalho;

À minha esposa Maria Cecília pela enorme paciência nos momentos de mau humor, pela compreensão dos muitos momentos gastos em favor deste projeto e pelo carinho que tem me dedicado. Te amo;

Ao Rui Bertho da oficina mecânica do departamento de Engenharia Elétrica que contribuiu significativamente na construção dos dispositivos usados neste trabalho;

Ao meu amigo Paulão do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto que ajudou diretamente na execução do trabalho com dicas, sugestões e esclarecimento de dúvidas;

Aos médicos do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto, Dr. Heitor e Dr. Jorge pela atenção e disponibilidade para analisar as imagens;

Ao Ricardo Ferrari pelas dicas fundamentais na parte computacional e implementação do programa de detecção;

A todos os membros do @ladim, que contribuem continuamente para a melhoria da pesquisa e com isso prestaram grande ajuda a este trabalho;

A todos aqueles colegas e funcionários que contribuíram direta e indiretamente e que por ventura eu não tenham sido mencionados;

Ao Departamento de Engenharia Elétrica da EESC, local onde desenvolvi a maior parte deste trabalho;

Ao CNPq pelo apoio financeiro.

Muito obrigado a todos.

SUMÁRIO

Lista de figuras.....	vi
Lista de tabelas.....	ix
Resumo.....	x
Abstract.....	xi

CAPÍTULO 1 – Introdução

1.1 – Justificativa e Objetivos.....	1
1.2 – Organização do trabalho.....	3
1.3 – Apresentação da tese.....	4

CAPÍTULO 2 – Característica de campo do ponto focal e atenuação dos raios X pela matéria

2.1 – Característica de Campo.....	5
2.1.1 – Introdução.....	5
2.1.2 – Modelamento da característica de campo.....	6
2.1.3 – Separabilidade do ponto focal.....	11
2.1.4 – Deformação geométrica da imagem do ponto focal.....	12
2.1.4.1 – Derivação da FEP.....	16
2.1.5 – Comparação entre os trabalhos de característica de campo	18
2.1.5.1 – Sistemas de coordenadas.....	18
2.1.5.2 – Planicidade do alvo.....	19
2.1.5.3 – Deformação geométrica.....	19
2.1.5.4 – Separabilidade.....	20
2.1.6 – Conclusão sobre a característica de campo.....	20
2.2 – Interação dos Raios X com a matéria para formação de imagens radiológicas.....	20
2.2.1 – Introdução.....	20
2.2.2 – Coeficiente de atenuação linear total (μ).....	21
2.2.2.1 – Coeficiente mássico de atenuação	23
2.2.3 – Absorção fotoelétrica (τ).....	23
2.2.4 – Espalhamento coerente e o incoerente.....	24
2.2.5 – Coeficiente de atenuação linear total de misturas.....	26

CAPÍTULO 3 – Técnicas de detecção de microcalcificações mamárias

3.1 – Dupla energia.....	27
3.1.1 – Descrição e aplicação da técnica.....	27
3.1.2 – Consideração sobre a aplicação da técnica de dupla energia em mamografia.....	29

3.2 – Algoritmo para detecção de microcalcificações.....	31
3.2.1 – Introdução.....	31
3.2.2 – Técnica de detecção de microcalcificações por imagens diferença.....	33
3.2.2.1 – Aprimoramento da técnica da imagem diferença.....	35
3.2.3 – Critérios para escolha do algoritmo para detecção de microcalcificações.....	38

CAPÍTULO 4 – Fantomas e Simuladores

4.1 – Introdução.....	39
4.2 – Simuladores comerciais.....	40
4.2.1 – Simulador de garantia de qualidade mamográfica.....	41
4.2.2 – Outros tipos de simuladores comerciais.....	41
4.3 – Simuladores de uso acadêmico.....	42
4.3.1 – Simulador de mama antropomórfico.....	42
4.3.2 – Simuladores construídos com tecidos.....	47
4.3.3 – Simulador de vasos sanguíneos.....	48
4.3.4 – Avaliações de simuladores.....	50
4.4 – Simuladores virtuais.....	51
4.4.1 – Simuladores de microcalcificações.....	52
4.4.2 – Simuladores de mama.....	58
4.4.3 – Simuladores de vasos.....	62

CAPÍTULO 5 – Métodos e processos

5.1 – Descrição e manuseio dos fantomas de mama.....	64
5.1.1 – Confeção do fantoma de tecidos.....	64
5.1.2 – Confeção do fantoma microcalcificações.....	66
5.1.3 – Acoplamento e manuseio dos fantoma	68
5.2 – Simuladores virtuais de mama.....	70
5.2.1 – Introdução.....	70
5.2.2 – Constituição da mama	71
5.2.3 – Modelo adotado para a simulação	71
5.2.4 – Simulação de microcalcificações	74
5.3 – Parâmetros necessários à simulação de imagens radiológicas.....	75
5.3.1 – Espectros de raios X	75
5.3.1.1 – Obtenção dos espectros de baixa tensão para ânodos de ródio e molibdênio (faixa mamográfica).....	75
5.3.1.2 – Obtenção dos espectros de alta tensão para ânodos de tungstênio.....	79
5.3.2 – Coeficientes de atenuação linear total (μ) dos materiais envolvidos....	81
5.3.2.1 – Coeficientes mássicos de atenuação dos elementos químicos puros.....	81

5.3.2.2 – Coeficientes mássicos de atenuação (μ/ρ) e densidade (ρ) dos tecidos e dos materiais.....	82
5.4 – Formação das imagens simuladas.....	85
5.4.1 – Imagens simuladas de mama.....	85
5.4.2 – Ajuste da curva característica do filme genérico a do filme utilizado na prática.....	87
5.5 – Métricas de validação do modelo de simulação	88
5.5.1 – Descrição da extração dos atributos globais das imagens.....	89
5.5.2 – Programa utilizado na detecção de microcalcificações.....	89
5.6 – Obtenção de um banco de imagens de regiões de interesse a partir de um banco de mamografias - RMIAS.....	90
5.7 – Usando a simulação de imagens na melhoria da detecção de microcalcificação por processamento.....	91
5.7.1 – Introdução.....	91
5.7.2 – Quantificação do borramento de fundo e do contraste.....	92
5.7.2.1 – Modelo simplificado de tecidos de mama para medida do borramento e do contraste.....	92
5.7.2.2 – Obtenção dos níveis de cinza para as escadas de tecidos.....	93
5.7.2.3 – Cálculo dos níveis de cinza das escadas de tecidos.....	94
5.8 – Simulação de objetos esféricos e objetos longos.....	96
5.8.1 – Simulação dos objetos esféricos.....	96
5.8.2 – Simulação dos objetos longos.....	97
5.8.2.1 – Implementação de vasos renais.....	98
5.8.3 – Desenhos dos objetos simulados sobre o plano imagem	98
5.9 – Simulação geométrica de uma fonte de raios X.....	98
5.10 – Cálculo da imagem da deformação geométrica.....	99
5.11 – Cálculo da imagem final dos vasos a partir da imagem da deformação geométrica.....	101
5.11.1 – Simulação das imagens dos vasos renais.....	101
5.12 – Construção dos fantasmas de objetos esféricos e objetos longos.....	103
5.13 – Construção da matriz de orifícios para medida do ponto focal.....	104

CAPITULO 6 – Resultados e Discussões – Parte I – Simulação das imagens da mama

6.1 – Introdução.....	107
6.2 – Simulação das estruturas anatômicas de mamas - obtenção dos mapas de espessuras.....	109
6.2.1 – Mapas de espessuras de tecidos.....	109
6.2.2 – Mapa de espessuras de microcalcificações	111
6.2.3 – Simulação dos mapas de espessuras com as proporções dos fantasmas 1 e 2	112

6.3 – Simulação das mamografias	113
6.3.1 – Obtenção das imagens simuladas	113
6.3.2 – Formação de um banco genérico de imagens simuladas (BGIS)	115
6.3.3 – Banco de imagens simuladas dos fantomas (BISP)	116
6.4 – Aquisição das imagens mamográficas.....	116
6.4.1 – Obtenção do banco de imagens dos fantomas (BIP)	116
6.4.2 – Banco de imagens de regiões de interesse (RMIA)	120
6.5 – Comparação dos atributos globais das imagens simuladas e reais	120
6.5.1 – Comparação dos atributos das imagens simuladas dos fantomas (BISP) com os atributos das imagens reais dos fantomas (BIP).....	120
6.5.2 – Comparação dos atributos das imagens simuladas de mama (BGIS) com os atributos das mamografias reais (RMIA).....	126
6.5.3 – Discussão sobre a extração de atributos das imagens dos fantomas (BIP) e das imagens simuladas dos fantomas	129
6.5.4 – Discussão sobre a extração de atributos das mamografias reais do RMIA e das imagens simuladas do BGIS.....	131
6.6 – Comparação visual entre as imagens reais e as imagens simuladas...	131
6.6.1 – Comparação visual entre as imagens simuladas dos fantomas (BISP) com as imagens reais dos fantomas (BIP)	131
6.6.2 – Comparação visual das imagens simuladas de mama (BGIS) com as mamografias reais (RMIA)	136
6.6.3 – Discussão sobre a comparação visual das imagens reais e simuladas	137
6.7 – Avaliando a eficiência da detecção de microcalcificações nas imagens reais dos fantomas (BIP) e simuladas dos fantomas (BISP)	139
6.7.1 – Discussão sobre a detecção de microcalcificações das imagens reais e simuladas.....	141
6.8 – Aplicação da simulação de imagens mamográficas na melhoria da detecção de microcalcificações	142
6.8.1 – Obtenção das melhores técnicas de exposição.....	142
6.8.2 – Detecção de microcalcificações contidas nas imagens simuladas dos fantomas (BISP) e nas imagens reais dos fantomas (BIP)	147
6.8.3 – Detecção de microcalcificações em mamografias simuladas	149
6.8.3.1 – Simulação das imagens para as tensões da faixa diagnóstica.....	149
6.8.3.2 – Resultado da detecção com as imagens simuladas.....	150
6.8.3.3 – Discussão sobre o aumento da detecção de microcalcificações.....	154

CAPÍTULO 7 – Resultados e Discussões – Parte II – Simulação de imagens de estruturas anatômicas esféricas e longas com interesse radiológico

7.1 – Introdução.....	157
7.2 – Simulação dos objetos esféricos e longos.....	157

7.3 – Simulação dos vasos renais.....	160
7.4 – Simulação da variação do ponto focal a longo do campo de radiação.....	161
7.5 – Simulação das imagens dos objetos esféricos.....	163
7.6 – Simulação das imagens dos objetos longos.....	166
7.7 – Discussão sobre a visualização dos objetos.....	168
7.8 – Simulação das imagens dos vasos renais.....	170
7.9 – Discussão sobre a visualização dos vasos renais.....	177
CAPÍTULO 8 – Conclusões	
8.1 – Conclusões parciais.....	179
8.2 – Conclusões gerais	181
8.3 – Sugestões para pesquisas futuras.....	183
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	185

Lista de figuras

Figura 2.1 – Desenho do modelo experimental usado por Moores; Roecks (1973).....	7
Figura 2.2 – Vistas do ânodo segundo Burgess (1977c).....	9
Figura 2.3 – (a) retângulos da FEP obtidos pela câmara de orifício.....	10
Figura 2.4 – Geometria usada para calcular a FEP em qualquer posição do campo.....	13
Figura 2.5 – Pirâmide ilustrando as pequenas escalas no plano do alvo e no plano imagem.....	14
Figura 2.6 – Relação entre as pequenas escalas. a) na posição central do campo.....	17
Figura 2.7 - Sistemas de coordenadas cartesianas (X_Y) e sistema de coordenadas de campo (β_γ).....	18
Figura 2.8 – Representação dos espalhamentos.....	25
Figura 3.1 – Esquema geral para detecção computadorizada de microcalcificações em mamograma, Chan <i>et. al.</i> (1987).....	33
Figura 3.2 – Filtros espaciais usados para produzir a imagem diferença de acordo com Chan <i>et. al.</i> (1988a).....	36
Figura 3.3 – Diagrama esquemático do algoritmo da técnica de extração de sinais após a obtenção da imagem diferença, Chan <i>et. al.</i> (1988a).....	37
Figura 4.1 – Relação entre os coeficientes de atenuação linear dos materiais utilizados no simulador e dos tecidos da mama, Cardwell; Yaffe (1990).....	44
Figura 4.2 – Ilustração da projeção da espessura correta do simulador (D) sobre o receptor de imagem.....	45
Figura 4.3 – Diagrama esquemático do simulador de vasos sangüíneos para DAS, de acordo com Fujita <i>et. al.</i> (1985).....	49
Figura 4.4 – Diagrama esquemático do simulador estático de vasos sangüíneos de acordo com Fujita <i>et. al.</i> (1985).....	50
Figura 4.5 – Possíveis distribuições dos níveis de cinza na microcalcificação.....	55
Figura 4.6 – Pixels que devem ser modificados na microcalcificação e nas suas vizinhanças, Lefebvre <i>et. al.</i> (1994).....	55
Figura 4.7 – Esquema do simulador utilizado por Spyrou <i>et. al.</i> (1998).....	59
Figura 4.8 – Desenho esquemático de uma pequena região de dutos e lóbulos da mama.....	60
Figura 4.9 – Ilustração do resultado obtido com simulador de vasos de acordo com Doi; Rossmann (1974).....	63
Figura 5.1 – (a) foto do fantoma 1 com duas amostras de tecido.....	66
Figura 5.2 – Fantoma de microcalcificação.....	68
Figura 5.3 – Foto do acoplamento do fantoma de microcalcificações com o fantoma de tecidos.....	69
Figura 5.4 – Posicionamento dos marcadores de chumbo (pontos vermelhos) em relação aos grupos de microcalcificações.....	70
Figura 5.5 – Esboço das estruturas mamárias e sua distribuição dentro da mama.....	71
Figura 5.6 – A direita está um esquema de um corte da estrutura tridimensional da mama simulada contendo 12 camadas e a esquerda o respectivo mapa de espessuras.....	73
Figura 5.7 – Diagrama em blocos do algoritmo desenvolvido para montagem dos mapas de espessuras.....	74
Figura 5.8a – Espectros de 18 a 34 kVp emitidos por ânodo de molibdênio que foram gerados como o programa desenvolvido por Boone <i>et. al.</i> (1997).....	78

Figura 5.8b – Espectros de 36 a 50 kVp emitidos por ânodo de molibdênio que foram gerados como o programa desenvolvido por Boone <i>et. al.</i> (1997).....	78
Figura 5.9a – Espectros de 30 a 80 kVp emitidos ânodo de tungstênio que foram gerados com o programa desenvolvido por Boone; Seibert (1997).....	80
Figura 5.9b – Espectros de 85 a 140 kVp emitidos por ânodo de tungstênio que foram gerados como o programa desenvolvido por Boone; Seibert (1997).....	80
Figura 5.10 – Diagrama em blocos do programa de simulação de imagens.....	87
Figura 5.11 – Diagrama em blocos do programa de detecção de microcalcificações implementado por Ferrari <i>et. al.</i> (1998).....	91
Figura 5.12 – Representação do modelo de mama utilizado para medida de contraste e suavização.....	93
Figura 5.13 – Exemplos de curvas de contraste para as escalas de tecidos saudável e lesado.....	94
Figura 5.14 – Projeção de uma esfera no centro do plano imagem e fora do centro.....	97
Figura 5.15 – Projeção do corte transversal do vaso no centro do campo e numa posição qualquer ao longo do eixo cátodo-ânodo.....	98
Figura 5.16 – (a) Disposição geométrica da FEP no campo de radiação.....	99
Figura 5.17 – Exemplo de convolução da MF com a MO para quatro pontos do plano imagem.....	100
Figura 5.18 – Diagrama em blocos do algoritmo que calcula a deformação geométrica na imagem de um objeto.....	102
Figura 5.19 – Estrutura internas do Rim.....	103
Figura 5.20 – Simulação de uma matriz de esferas radiopacas.....	103
Figura 5.21 – Matriz de anéis simulados.....	104
Figura 5.22 – Matriz de fios retos.....	104
Figura 5.23 – Esquema de construção da matriz de orifícios que foi usada na formação das imagens do ponto focal.....	106
Figura 6.1 – Mapa de espessura produzido com 55% de tecido fibroso e 45% de adiposo.....	109
Figura 6.2 – Mapa de espessura produzido com 55% de tecido fibroso e 45% de adiposo.....	110
Figura 6.3 – Mapa de espessura produzido com 45% de tecido fibroso e 55% de adiposo.....	111
Figura 6.4 – Mapa de espessura de microcalcificações produzido com base nas microcalcificações do fantoma.....	112
Figura 6.5 – Imagens simuladas do mesmo mapa de espessuras com diferentes condições de exposição.....	113
Figura 6.6 – Simulação de duas imagens com mapas que possuem diferentes proporções entre os tecidos.....	114
Figura 6.7 – Imagens dos fantasmas de tecido feitas em mamógrafo e usando tensão de 27 kVp, com ânodo e filtro de molibdênio.....	118
Figura 6.8 – Imagens dos fantasmas de tecido feitas em mamógrafo e usando tensão de 49 kVp, com ânodo e filtro de molibdênio.....	119
Figura 6.9 – representação do comportamento da variância nas imagens reais e simuladas.....	123
Figura 6.10 – representação do comportamento da média nas imagens reais e simuladas.....	125
Figura 6.11 – Gráfico da variância para os banco de imagens simuladas e reais.....	127
Figura 6.12 – Gráfico da média dos níveis de cinza para os banco de imagens simuladas e reais.....	128
Figura 6.13 – Imagens de regiões de interesse extraídas das imagens dos fantasmas 1 e 2 que foram radiografadas em 27 kVp.....	132
Figura 6.14 – Imagens de regiões de interesse simuladas apresentando semelhança visual com as imagens da figura 6.13.....	133
Figura 6.15 – Regiões de interesse dos fantasmas radiografadas com tensão de 49 kVp para ânodo e filtro de molibdênio.....	134

Figura 6.16 – Imagens de regiões de interesse simuladas com tensão de 49 kVp para ânodo e filtro de molibdênio.....	135
Figura 6.17 – Imagens do RMIAS que são regiões recortadas de mamografias obtidas em exames de rotina.....	136
Figura 6.18 – Imagens mamográficas simuladas que foram escolhidas do BGIS pela suas semelhanças com as imagens reais.....	137
Figura 6.19 – Curvas de contraste e borramento de fundo para tecidos saudáveis e lesados.....	143
Figura 6.20 – Detecções de microcalcificações e falsos positivos por imagem para as tensões de 29 e 70 kVp com ânodos de ródio e tungstênio respectivamente.....	152
Figura 6.21 – Resultado da detecção de microcalcificações e falsos positivos para as imagens simuladas a partir dos mapas de espessura.....	153
Figura 7.1 – Simulação de uma matriz de esferas radiopacas.....	158
Figura 7.2 – Matriz de anéis simulados.....	159
Figura 7.3 – Matriz de fios retos simulados, com orientação radial em relação ao centro do campo de radiação.....	159
Figura 7.4 – Simulação de pequenos vasos do rim.....	160
Figura 7.5 – Imagens simuladas do ponto focal ao longo do campo de radiação obtidas de um equipamento convencional de raios X.....	161
Figura 7.6 – Imagens reais do ponto focal ao longo do campo de radiação obtidas de um equipamento convencional de raios X.....	162
Figura 7.7a – Imagem simulada da matriz de esfera para o equipamento que possui ponto focal de 1.2X0.75mm.....	164
Figura 7.7b – Imagem real da matriz de esfera para o equipamento que possui ponto focal de 1.2X0.75mm.....	164
Figura 7.8 – Imagens da matriz de esfera para o equipamento que possui ponto focal de 0.4X0.4mm.....	165
Figura 7.9 – Imagem simulada da matriz de fios, com formato circular, para o equipamento que possui ponto focal de 1.7X1.0mm.....	166
Figura 7.10a – Imagem simulada da matriz de fios, com formato radial, para o equipamento que possui ponto focal de 1.7X1.0mm.....	167
Figura 7.10b – Imagem real da matriz de fios, com formato radial, para o equipamento que possui ponto focal de 1.7X1.0mm.....	167
Figura 7.11 – Variação do tamanho e formato do ponto focal dentro de um campo de radiação de 18x24 cm sobreposta à matriz de fios retos.....	169
Figura 7.12 – Variação do tamanho e formato do ponto focal dentro de um campo de radiação de 18x24 cm sobreposta à matriz de anéis.....	170
Figura 7.13 – Disposição das imagens simuladas dentro do campo de radiação.....	170
Figura 7.14 – Imagens simuladas de 9 regiões de vasos nefrológicos num campo de radiação de um aparelho de raios X convencional.....	172
Figura 7.15 – Imagens simuladas de vasos nefrológicos num campo de radiação de um aparelho de raios X convencional.....	173
Figura 7.16 – Imagens simuladas de dois grupos de vasos em nove posições de um campo de radiação de um equipamento de raios X convencional, na direção tradicional.....	174
Figura 7.17 – Imagens simuladas de dois grupos de vasos em nove posições de um campo de radiação de um equipamento de raios X convencional, direcionadas a 90° da tradicional.....	175
Figura 7.18 – Esquema do campo de radiação em escala. As linhas tracejadas indicam o alinhamento do ponto focal com relação ao ponto de “cut-off”.....	176
Figura 7.19 – Imagem do rim com injeção de contraste radiopaco nos vasos.....	177

Lista de tabelas

Tabela 6.1 – Formato dos nomes das imagens dos fantasmas que serão usados nos próximos itens.....	117
Tabela 6.2 – Atributos globais para as imagens dos fantasmas e para as imagens simuladas.....	122
Tabela 6.3 – Detecção de microcalcificações, nas imagens dos fantasmas 1 e 2 de tecidos.....	140
Tabela 6.4 – Resultado da aplicação do processamento, para detecção de microcalcificações, sobre as imagens simuladas.....	140
Tabela 6.5 - Somatório das detecções de microcalcificação para cada região de interesse real e simulada nas quatro tensões de pico.....	140
Tabela 6.6 – Varredura para os espectros de molibdênio com 6 combinações de filtros, com a espessura dada em <i>mm</i>	145
Tabela 6.7 – Varredura para os espectros de ródio com 6 combinações de filtros, com a espessura dada em <i>mm</i>	146
Tabela 6.8 – Varredura para os espectros de tungstênio com 6 combinações de filtros, com a espessura dada em <i>mm</i>	147
Tabela 6.9 – Detecções totais de microcalcificações e falsos positivos, nas imagens reais dos fantasmas 1 e 2 de tecidos.....	148
Tabela 6.10 – Detecções totais de microcalcificações e falsos positivos nas imagens simuladas dos fantasmas de tecidos.....	148
Tabela 6.11 – Variação da detecção das microcalcificações em função da tensão de pico.....	148
Tabela 6.12 – Detecções ocorridas para da imagem simulada em 29 kVp com ânodo de ródio e em 130 kVp com ânodo de tungstênio.....	151
Tabela 6.13 – Resultado da detecção total de microcalcificações e de falsos positivos nas imagens simuladas a partir dos mapas de espessura.....	153

Resumo

Nesta tese foram desenvolvidos dois modelos para simular as estruturas anatômicas e suas imagens radiológicas. O primeiro modelo simula tanto os tecidos de mama e as microcalcificações com quaisquer proporções e quaisquer distribuições quanto à absorção diferenciada dos raios X. O segundo modelo permite representar estruturas anatômicas esféricas ou longas simulando a nitidez das imagens em função das variações da fonte de raios X e da deformação geométrica. Três métricas foram utilizadas para validar o modelo comparando as imagens simuladas com imagens reais. As três métricas são atributos globais (média e variância dos níveis de cinza), comparação visual e desempenho na detecção de microcalcificações. Para comprovar a importância da simulação foram desenvolvidos duas aplicações. A primeira, em processamento de imagens, para mostrar que a modificação da técnica de aquisição das imagens pode diminuir o ruído de fundo dos mamogramas e facilitar a detecção das microcalcificações. A segunda, em controle de qualidade de imagens, para comprovar que uma mudança no posicionamento das estruturas anatômicas pode melhorar a nitidez das imagens.

Abstract

In this work two models were developed to simulate the anatomical structures and their radiological images. The first model simulates both the tissues of the breast and the microcalcifications with any proportions and any distributions in relation to the differentiated absorption of the X-rays. The second model allows the representation of either spherical or long anatomical structures simulating the sharpness of the images as a function of the variations of the source of X-rays and of the geometric deformation. Three metrics were used to validate the model comparing the simulated images with real images. The three metrics are global attributes (average and variance of the grey levels), visual comparison and performance in the microcalcifications detection. To check the importance of the simulation, two applications were developed. The first, one, in images processing aims at showing that the modification of the technique of acquisition of the images can reduce the background noise of the mammograms and to facilitate the detection of the microcalcifications. The second, one, image quality control, to ensure that a change in the positioning of the anatomical structures can improve the clearness of the images.

CAPÍTULO 1

Introdução

1.1 – Justificativas e Objetivos

Tanto o controle de qualidade dos sistemas radiológicos quanto o processamento das mamografias carecem de um método que permita avaliar os resultados que eles apresentam.

Apesar do controle de qualidade ter sua importância reconhecida, a apresentação dos resultados não consegue sensibilizar os radiologistas. As principais razões são que, além dos resultados serem apresentados em valores numéricos, eles consideram as estruturas de interesse no centro do campo de radiação, o que dificilmente acontece no exame real, e não prevêem a influência do tamanho, da forma e da orientação destas estruturas na formação das imagens.

A avaliação das variações na nitidez das imagens dos objetos em função das suas características e localizações no campo já foi descrita em 1977 por Kunio Doi e por pesquisadores do grupo onde esta tese foi desenvolvida. Entretanto eles não foram adotados e os métodos tradicionais de controle de qualidade continuam a apresentar resultados incompletos e imprecisos.

No processamento de imagens mamográficas, os pesquisadores que apresentam na literatura os resultados dos seus algoritmos alcançam pelo menos 80% de êxito. Entretanto estes algoritmos foram desenvolvidos para processar as imagens que estes pesquisadores utilizam e não apresentam as mesmas taxas para imagens diferentes. A solução seria que todos os pesquisadores utilizassem o mesmo banco de

imagens. Esta sugestão foi apresentada no congresso internacional de Nijmegen (1998) e foi rejeitada pelas dificuldades práticas de tal empreendimento.

Um banco de imagens obtido com a simulação da exposição aos raios X de estruturas anatômicas também simuladas, tanto poderia mostrar para o radiologista os limites e as possibilidades de seu sistema como permitiria que os algoritmos de processamento fossem desenvolvidos para a mesma amostra.

Um simulador bem projetado deve representar precisamente o objeto de interesse com as características desejadas, sem que estas se percam durante o tempo da utilização. Dessa forma ele pode ser usado como padrão para aferição de qualidade, manter a repetibilidade das medidas e, nas pesquisas, servir como uma constante bem determinada. Estas condições poderiam ser preenchidas pelos simuladores, chamados neste trabalho de fantoma¹, constituídos de materiais como lucite, alumínio, óxido de alumínio, resina epóxi, ou por estruturas anatômicas obtidas de procedimentos cirúrgicos. Mas nenhum fantoma é capaz de representar completamente os objetos de interesse. A representação dá-se apenas para algumas características. Os fantasmas mesmo que representem bem uma estrutura anatômica de interesse, não representam tão bem outras da mesma natureza, já que não existem estruturas idênticas. As características internas podem variar bastante, como é o caso de mamas, onde há variações na proporção de tecidos moles, variações anatômicas e até mesmo variações no coeficiente de atenuação linear desses tecidos. Por outro lado, os simuladores virtuais permitem um controle preciso de todos os parâmetros que são necessários ao modelamento das exposições radiológicas. Além disso, podem ser desenvolvidos quantos simuladores virtuais forem necessários para representarem as diversas variações anatômicas, já que os parâmetros podem ser ajustados no modelo.

Devido a essas considerações o primeiro objetivo deste trabalho é de desenvolver simuladores virtuais que representam bem órgãos e tecidos de interesse no diagnóstico por imagens radiológicas.

O segundo objetivo é de simular imagens a partir dos simuladores virtuais, as quais serão úteis na avaliação do controle de qualidade de imagens e nos programas de processamento.

¹ Foi utilizado neste trabalho, o termo fantoma para designar os simuladores construídos com materiais a fim de diferenciá-los mais facilmente dos simuladores virtuais.

A simulação das imagens permite que muitas aplicações sejam quantificadas com maior precisão. Novos procedimentos e novas técnicas podem ser testados sem exposição de seres humanos aos raios X.

1.2 – Organização do trabalho

Este trabalho de pesquisa contempla os seguintes itens:

- A- Definição de um modelo para os simuladores virtuais de mama, as microcalcificações e as estruturas anatômicas predominantemente esféricas, ou longas (exemplo rim);
- B- Simulação das características dos raios X envolvidos na formação das imagens (geração dos espectros, absorção dos raios X pela matéria e variação do ponto focal no campo de radiação) para obtenção das imagens dos simuladores virtuais;
- C- Comparação das imagens obtidas por simulação com imagens do fantoma. Para esta finalidade foi construído um fantoma com tecidos mamários de proporções controladas. As imagens deste fantoma foram obtidas com um mamógrafo utilizando técnica de exposição conhecida. As imagens reais e simuladas foram comparadas por:
 - a- análise visual;
 - b- comparação dos atributos globais;
 - c- comparação do desempenho de um algoritmo para detecção de microcalcificações.
- D- Comparação das imagens simuladas com imagens de um banco de mamografias. As mesmas comparações, levando em conta a aparência visual, os atributos e o desempenho do processamento foram realizados.
- E- Aplicações
Para comprovar a importância da simulação foram desenvolvidas duas aplicações:
A primeira, em processamento de imagens, para mostrar que a modificação da técnica de aquisição das imagens pode diminuir o fundo dos mamogramas e facilitar a detecção das microcalcificações.

A segunda, em controle de qualidade de imagens, para comprovar que uma mudança no posicionamento das estruturas anatômicas pode melhorar a nitidez das imagens destas.

1.3 – Apresentação da tese

Após este primeiro capítulo de introdução, o capítulo 2 traz características importantes dos raios X para a formação da imagem, a saber, a característica de campo e a interação dos raios X com a matéria.

No 3º capítulo são apresentadas noções da técnica de dupla energia e do algoritmo utilizado para a métrica de detecção de microcalcificações.

O 4º capítulo traz uma revisão bibliográfica sobre fantasmas e simuladores virtuais.

No 5º capítulo são descritos os métodos e processos utilizados nesta tese.

Os resultados foram divididos em duas partes, a primeira apresenta, no capítulo 6, a simulação das imagens da mama obtida a partir da simulação das estruturas de mama, processo bastante complexo, e da simulação da exposição aos raios X, que é um processo simples. Os resultados são avaliados pela comparação das imagens simuladas com as imagens dos fantasmas e de mamografias.

O capítulo 7, que apresenta a segunda parte dos resultados traz a simulação de estruturas esféricas e longas, que é um processo simples, seguida da obtenção das imagens cuja complexidade está na simulação da característica de campo.

O 8º capítulo apresenta as conclusões gerais e as sugestões para pesquisas futuras.

CAPÍTULO 2

Característica de campo do ponto focal e atenuação dos raios X pela matéria

2.1 – Característica de Campo

2.1.1 - Introdução

Quando se deseja analisar a qualidade da imagem radiológica, um fator que deve ser levado em conta é a característica de campo. A imagem de um objeto colocado em diversas posições do campo de radiação está sujeita a deformações diferenciadas. Essa variação na deformação da imagem ao longo do campo é tão significativa que certos objetos de interesse clínico podem ser vistos quando colocados em algumas regiões e não em outras.

Apesar disso, nenhum método convencional de controle de qualidade leva em conta a característica de campo, devido à complexidade embutida. Normalmente eles avaliam os sistemas radiológicos considerando pequenas regiões do campo, onde a característica de campo pode ser negligenciada.

Neste capítulo são estudados os trabalhos que avaliam a característica de campo e as leis geométricas que a explicam.

2.1.2 - Modelamento da característica de campo

De acordo com Doi (1977), a característica de campo é o fenômeno que causa a deformação geométrica na imagem de um objeto posicionado ao longo do campo de radiação de um aparelho de raios X. Essa deformação é dependente da posição do objeto sob o campo de radiação e é produzida pela angulação do ânodo.

Vários autores trataram deste assunto, entre eles Doi (1965) procura encontrar uma lei de variação para a forma do ponto focal em todo o campo de radiação. Ele apresenta uma transformada que permite calcular a deformação sofrida pela imagem de um objeto, em função da forma do ponto focal obtida no centro do campo. Dadas as condições puramente geométricas a função de espalhamento de ponto (FEP), que nada mais é que a imagem do ponto focal produzida por uma câmara de orifício ideal, pode ser escrita para todo o campo de radiação como:

$$f_A(x_i, y_i) = f\{x_c + y_c[1 + \operatorname{tg}(\theta)\operatorname{tg}(\beta)]\operatorname{tg}(\gamma), y_c[1 + \operatorname{tg}(\theta)\operatorname{tg}(\beta)]\} \quad (2.1)$$

ou

$$x_i = x_c + y_c [1 + \operatorname{tg}(\theta)\operatorname{tg}(\beta)] \operatorname{tg}(\gamma) \quad (2.1a)$$

e

$$y_i = y_c [1 + \operatorname{tg}(\theta)\operatorname{tg}(\beta)] \quad (2.1b)$$

onde: x_i, y_i é um ponto qualquer no plano imagem;
 x_c, y_c é o ponto no plano imagem sob o **raio central**;
 θ é o ângulo entre o plano estendido do alvo e o plano imagem;
 β é o ângulo entre o feixe central de raios X e um raio qualquer sobre o eixo Y;
 γ é o ângulo formado pelo eixo Y e uma linha que parte do cruzamento entre o eixo Y e a intersecção entre o plano estendido do ponto focal com plano imagem.

Todos estes parâmetros podem ser vistos na figura 2.1.

Moore; Roeck (1973) estudaram essa transformada da FEP, equacionada por Doi (1965) e seus efeitos na capacidade de resolução de imagens sobre todo o campo de radiação. Eles compararam os resultados com as equações 2.1a e 2.1b, em função dos ângulos β e γ , sendo que θ é intrínseco ao tubo. Eles montaram, sob o feixe de um aparelho de raios X, um suporte reticulado como sendo o plano objeto. Sobre esse reticulado foram colocados objetos que permitiram avaliar a deformação da imagem

causada pela FEP. O suporte reticulado era uma placa de lucite com 1/8 de polegada e dividido numa matriz 7x7 com 35cm de lado, ou seja, cada unidade do reticulado era um quadrado com 5x5cm². Assim o mesmo objeto poderia ser colocado em cada um dos quadrados que foram identificados com letras e números, para que fossem localizadas as imagens dos objetos sobre o plano imagem, conforme esquematizado na figura 2.1. As marcações do plano objeto também foram feitas no plano imagem, porém com as medidas multiplicadas por dois, já que a magnificação é de duas vezes. O centro do campo foi determinado por um método de paralaxe e foi posicionado no centro da unidade D4; além disso, o suporte reticulado foi posicionado de maneira que o eixo cátodo-ânodo ($\gamma=0$) ficasse sobre a coluna 4. A distância do ponto focal ao plano-objeto e do plano-objeto ao plano imagem foram ambas de 85cm. Essa configuração permitiu um campo de radiação grande e uma medida precisa dos ângulos β e γ , já que as equações 2.1a e 2.1b são funções destes ângulos. O ângulo θ que é intrínseco da construção do ânodo, era de 76 graus (figura 2.1).

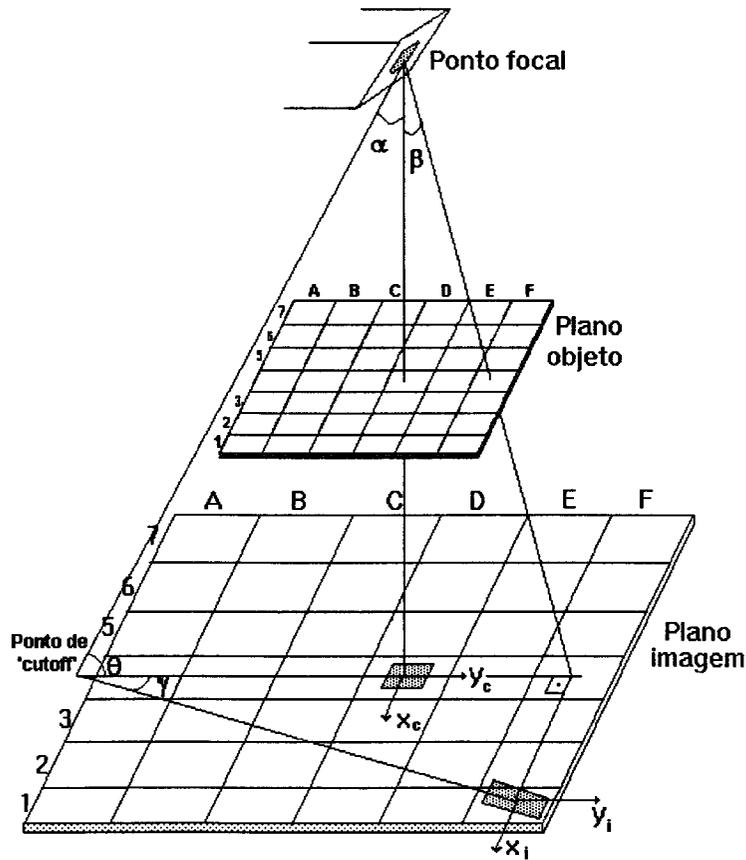


Figura 2.1 - Desenho do modelo experimental usado por Moores; Roecks (1974)

Uma maneira de se conhecer a deformação que a FEP causa é fazer medidas de resolução em imagens de objetos que tenham tamanhos variáveis, ou seja, obter o menor objeto para a qual a imagem tenha resolução.

Moore; Roeck (1973) fizeram medidas de resolução usando imagens do padrão de teste estrela Siemens, que foi colocada em cada uma das unidades do reticulado, para que se pudesse testar as equações 2.1a e 2.1b. Medidas extras foram feitas na fila A no final do ânodo, com a intenção de estudar melhor os efeitos da deformação quando a variação de γ é máxima e β é fixo. Analogamente, a direção de $\gamma = 24^\circ 42'$, foi escolhida para possibilitar uma maior variação de β . O valor de γ corresponde à linha que vai do ponto de "cutoff" à unidade *F1* do reticulado conforme a figura 2.1. Os valores da resolução foram obtidos do padrão estrela Siemens correspondentes às direções *X* e *Y*. O ponto de falta de resolução foi tido como o ponto do início de borramento da imagem do padrão de teste estrela e o valor da resolução foi dado como o diâmetro entre dois pontos de início de borramento numa mesma direção (*Dx* ou *Dy*). Para obtenção destas medidas usou-se um microscópio com uma precisão de 0,01mm.

Os resultados de Moore; Roeck (1973) apresentaram variações aproximadamente lineares para as dimensões do ponto focal. O tamanho do ponto focal na direção *X* mostrou-se constante quando $\gamma = 0$ e β qualquer, mas apresentou uma pequena variação (quando comparada à dimensão do ponto focal nesta direção) quando γ assumiu outros valores. O tamanho do ponto focal na direção *Y* apresentou uma variação considerada linear com relação à $tg(\beta)$. O mesmo ocorreu com relação à $tg(\gamma)$.

A variação ocorrida na direção *X* não era prevista e foi atribuída a três possibilidades: 1) ajuste do olho aos dados; 2) imprecisão na medida da resolução; 3) variação da distribuição da intensidade de radiação na direção do eixo cátodo-ânodo, que altera o valor da leitura.

Moore; Roeck (1973) concluem que é surpreendente a variação na capacidade de resolução na direção *Y*. Essa grande variação, prevista em Doi (1965), ocorre devido à angulação do ânodo que produz variações na dimensão do ponto focal.

Burgess (1977c), procura ampliar o conceito de característica de campo, comparando a transformada de Doi (1965) com o trabalho apresentado por Moore; Roeck (1973) e também avaliando o ponto focal para outro tipo de configuração de tubo, que além da angulação do ânodo, inclui uma rotação (figura 2.2c).

Segundo Burgess (1977c) o principal problema da transformada apresentada em Doi (1965) (equações 2.1a e 2.1b) é a localização correta do sistema de coordenada (X,Y) . Essa localização só é possível se o eixo Y (ângulo $\gamma = 0$) for perpendicular à linha de intersecção do plano imagem com o plano estendido do ponto focal, como pode ser observado na vista lateral da figura 2.2b. Porém, existem casos em que o ponto focal está rotacionado (figura 2.2c, vista frontal) e o ângulo entre a linha de intersecção dos planos e o eixo Y não é 90° , por essa razão a FEP no centro do campo deixa de ser um retângulo e passa a ser um paralelogramo cujos lados não são orientados de acordo com os eixos X_Y (figura 2.3a).

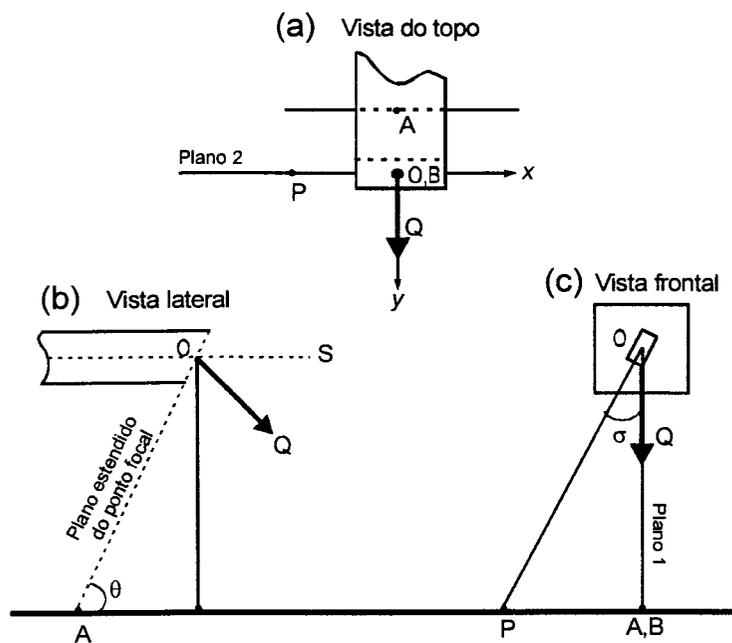


Figura 2.2 – Vistas do ânodo segundo Burgess (1977c).

Dessa maneira, Burgess (1977c) procura definir uma nova origem e uma nova orientação para o sistema de coordenadas X_Y , sobre o plano imagem. Assim, um vetor unitário OQ é construído de modo que seja perpendicular ao plano do ponto focal e passe direto pelo centro deste (figura 2.2b vista lateral). É assumido um plano de maneira que seja perpendicular ao plano imagem e também contenha o vetor unitário OQ (figura 2.2c, plano 1). A linha formada pela intersecção deste plano com o plano imagem define o eixo Y . Finalmente, com relação à vista de topo (figura 2.2a). Assumindo outro plano perpendicular ao eixo Y e passando pelo centro do ponto focal. A intersecção do plano 2 com o plano imagem define o eixo X . O ponto B está localizado na intersecção dos eixos X e Y , formando sua origem. O ponto A (ponto de

"cutoff") é a intersecção do plano focal estendido com o eixo Y . A linha que sai do centro do ponto focal e atinge o ponto B no plano imagem é conhecida como *raio central* e o eixo Y é paralelo ao eixo cátodo-ânodo. Esse sistema de coordenadas com origem no ponto B é o mesmo que o sistema definido em Doi (1965), mas somente é utilizado quando o ânodo não é rotacionado e quando o plano imagem é horizontal.

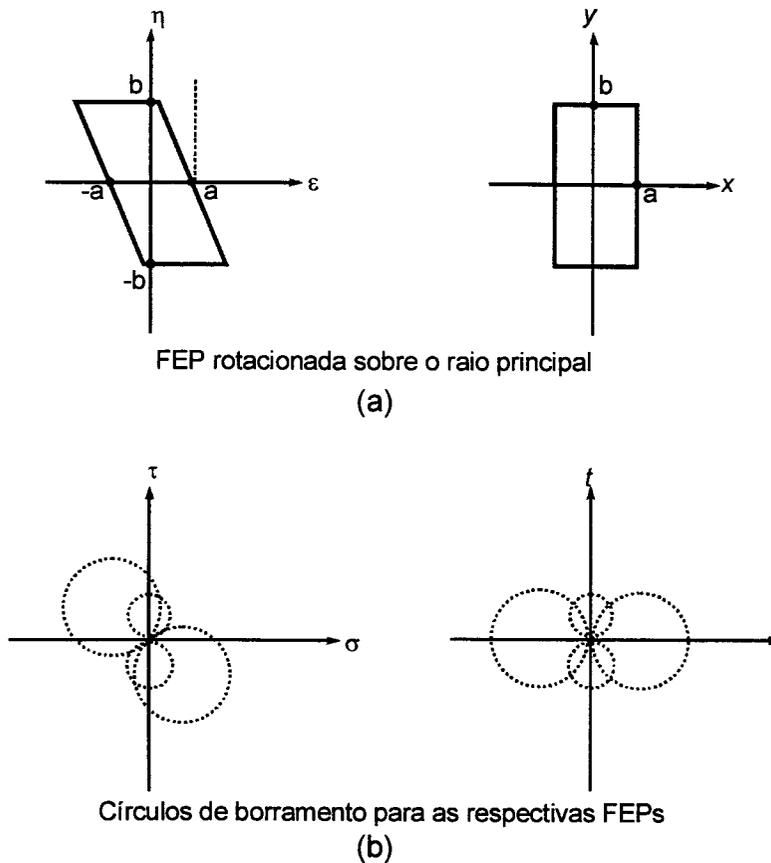


Figura 2.3 – (a) retângulos da FEP obtidos pela câmara de orifício; (b) círculos de borramento do ponto focal obtidos pelo padrão estrela para as mesma FEPs de (a). Burgess (1977c)

Um novo sistema de coordenadas, que leve em conta a rotação do ânodo de um ângulo σ , deve ser encontrado. Ele fica rotacionado de um ângulo ψ sobre a origem B , onde:

$$\operatorname{tg}(\psi) = \operatorname{sen}(\sigma)\operatorname{tg}(90-\theta) \quad (2.2)$$

Além disso, a origem do novo sistema de coordenadas deixa de ser o ponto B e passa a ser o ponto P (figura 2.2c vista frontal). Então, partindo do centro do ponto

focal e atingindo o ponto P tem-se o *raio principal* do tubo, que é uma referência intrínseca ao ponto focal.

Burgess (1977c) sugere que, mantendo o plano imagem fixo, o tubo de raios X deve ser rotacionado até que o *raio principal* coincida com o *raio central*. Esse posicionamento pode ser feito usando-se o padrão de teste estrela. Se a imagem do ponto focal é separável (conceito apresentado mais adiante) em qualquer direção, o resultado da imagem do padrão de teste estrela produzida no ponto B será um conjunto de círculos interceptando-se (figura 2.3b). A linha que une os centros dos círculos longitudinais é paralela ao eixo Y do novo sistema de coordenadas, que é rotacionado de ψ com o eixo cátodo-ânodo. Assim, o tubo deve ser rotacionado de um ângulo σ para que os círculos fiquem perpendiculares entre si e dessa maneira o *raio principal* irá coincidir com o *raio central*.

Nessa posição são determinados os tamanhos do ponto focal, que usualmente são descritos em termos de um retângulo equivalente e que possuem as dimensões $2a$ e $2b$, de acordo com a figura 2.3a.

Burgess (1977c) escreve que os resultados experimentais das medidas concordam plenamente com a transformada de Doi (1965). A dimensão do ponto focal na direção X mostrou-se constante em todo o campo de radiação como prevê Doi (1965), mas os resultados apresentados Moores; Roeck (1973) apresentaram variações nessa dimensão. Burgess (1977c) discute essa variação em termos do tipo de ponto focal estudado por Moores; Roeck (1973) que não é separável, essa condição é absolutamente necessária para que as medidas sejam coerentes com a transformada apresentada em Doi (1965).

2.1.3 - Separabilidade do ponto focal

O conceito de separabilidade do ponto focal é apresentado por Burgess (1977a). A FEP bidimensional é descrita pela distribuição normalizada $f(x,y)$. Se a FEP é separável, então pode ser descrita pelo produto de duas funções unidimensionais:

$$f(x,y) = f_x(x,0) f_y(0,y) \quad (2.3a)$$

As funções $f_x(x,0)$ e $f_y(0,y)$ podem ser obtidas através da leitura densitométrica da imagem do ponto focal, produzida pela câmara de orifício, ao longo dos eixos

coordenados correspondentes. Se a FEP é separável, ela também pode ser calculada através da função de espalhamento de linha (FEL) correspondente, de acordo com a equação 2.3b:

$$f(x,y) = s_x(x)s_y(y) \quad (2.3b)$$

Onde a FEL pode ser obtida pela leitura densitométrica da imagem produzida por uma fenda colocada no centro do campo. A fenda deve ser muito estreita e longa quando comparada ao ponto focal. Tais imagens devem ser produzidas nas direções dos eixos coordenados X e Y .

No entanto, Burgess (1977c) alega que, para estabelecer uma FEP separável, é condição necessária e suficiente que o produto das FELs lidas em quaisquer direções perpendiculares (não somente sobre os eixos coordenados) satisfaça a igualdade da equação 2.3a.

2.1.4 – Deformação geométrica da imagem do ponto focal

Doi (1977) apresenta uma outra abordagem da característica de campo que é baseada na deformação geométrica da FEP. Segundo ele, até então a literatura considerava apenas uma aproximação de suposições teóricas, e alguns dados experimentais, portanto ele apresenta um completo estudo teórico.

A maior parte dos tubos de raios X modernos é desenhada com ânodo rotativo, onde o alvo é parte de um cone. Porém, como a área do alvo, onde incidem os elétrons, é bem menor que a superfície total deste, a área do ponto focal pode ser considerada como um plano. Além disso, a distribuição de intensidade angular de emissão de raios X não tem qualquer efeito significativo sobre a forma ou a distribuição dos detalhes de imagens pequenas, pois a variação do ângulo de emissão dos raios X, sobre objetos pequenos, é pequena. Por essa razão, a distribuição angular é considerada uniforme quando se trata de pequenos objetos. Sabe-se também que a distribuição da energia de raios X pode variar sobre a área do ponto focal. A forma e o tamanho da FEP nas diversas posições do campo variam. Além disso, os diferentes caminhos dos raios X, dentro do alvo, causam uma distorção no espectro de energia quando observados nas várias posições do campo. Como os dados quantitativos não são bem conhecidos foi assumido que a característica de campo não é afetada por este fenômeno.

Considerando um tubo de raios X com alvo plano, um plano objeto e um plano imagem, como ilustrados na figura 2.4, o eixo cátodo-ânodo está na direção paralela ao plano objeto e ao plano imagem.

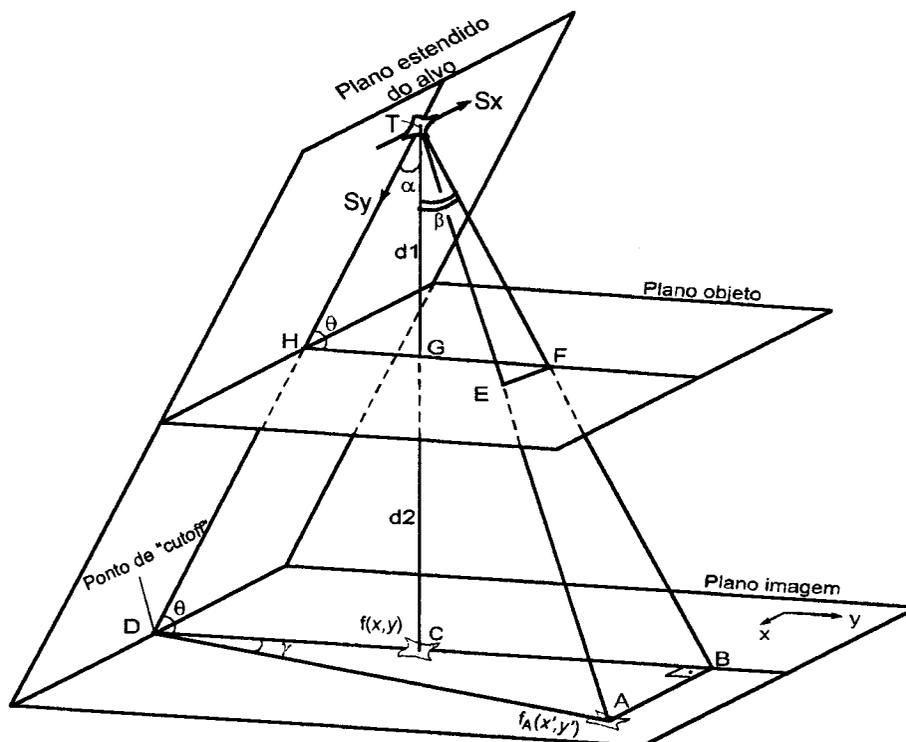


Figura 2.4 – Geometria usada para calcular a FEP em qualquer posição do campo. Doi (1977)

O ângulo do alvo é α ($\alpha = \pi/2 - \theta$) e o plano do alvo intercepta os dois outros planos com ângulo θ (figura 2.4). S_x e S_y são pequenas escalas que especificam a posição do alvo em seu plano e são usadas para descrever a distribuição de intensidade de raios X gerados pelo alvo. A escala S_x é paralela ao plano objeto e ao plano imagem e a escala S_y é perpendicular à escala S_x . As duas escalas se interceptam no ponto T que é considerado o centro do ponto focal. O **raio central** é definido como uma linha vertical do ponto T ao plano objeto e ao plano imagem, que cruza estes planos nos pontos G e C respectivamente. A distância entre T e G é d_1 e entre G e C é d_2 . Uma extensão da escala S_y intercepta o plano objeto e o plano imagem nos pontos H e D respectivamente. Um raio arbitrário chegando num ponto A no plano imagem cruza o plano objeto no ponto E. Foi usado um raio complementar chegando aos pontos B e F do plano imagem e objeto respectivamente, de modo que a linha AB seja paralela à interseção do plano imagem com o plano do alvo. Com esta geometria (figura 2.4) a localização de um raio arbitrário no plano imagem pode ser especificada por dois

ângulos β e γ , onde β é o ângulo CTB e γ é o ângulo ADB . O ângulo β é positivo na direção do cátodo e o ângulo γ é positivo do lado direito quando o observador fica de frente para o alvo. Em situações práticas, β não pode ser menor que $-\alpha$.

Dois sistemas de coordenadas cartesianas são empregadas para descrever a deformação geométrica da FEP no plano imagem. As coordenadas (x,y) e (x',y') que são aplicadas no centro do campo e nas posições arbitrárias respectivamente, onde os eixos x e x' são paralelos à escala Sx . As origens destas coordenadas estão no centro das respectivas FEPs, no caso os pontos C e A .

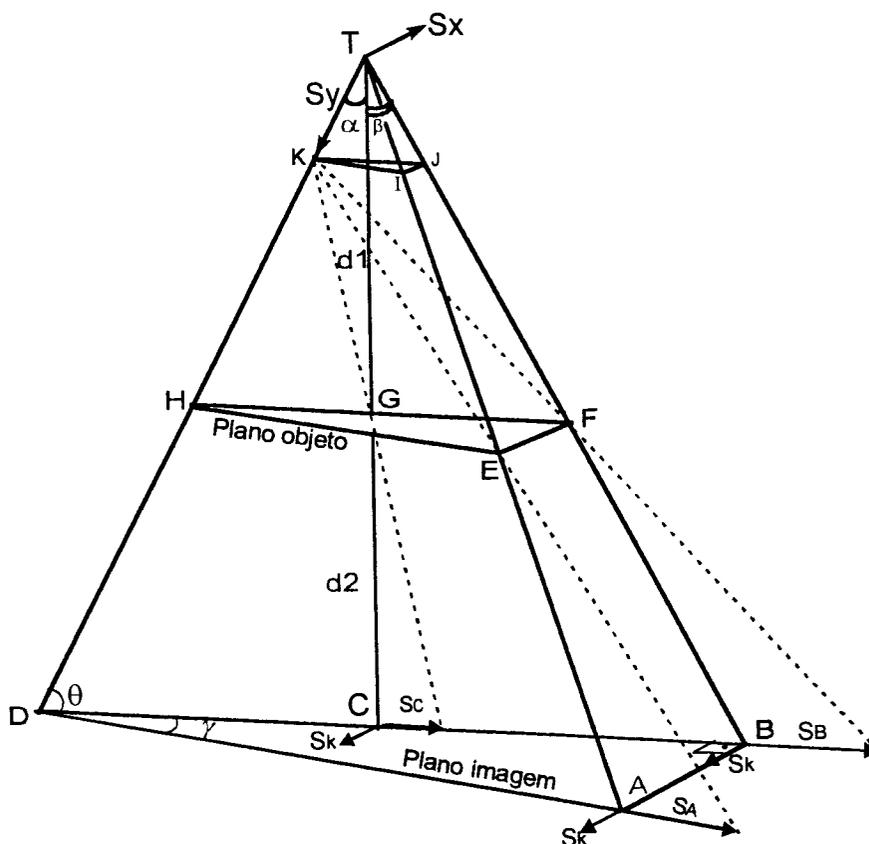


Figura 2.5 – Pirâmide ilustrando as pequenas escalas no plano do alvo e no plano imagem. Doi (1977)

A pirâmide ilustrando as pequenas escalas do alvo e do plano imagem está mostrada na figura 2.5. Entretanto, a deformação geométrica da FEP corresponde à imagem do ponto focal no plano imagem considerando-se que as pequenas escalas na área do alvo são as dimensões laterais do ponto focal obtidas com a câmara de orifício colocada em várias posições do campo.

No centro, as escalas Sx e Sy são projetadas como escalas Sk e Sc respectivamente, sendo que uma câmara de orifício é colocada no ponto G .

Analogamente, nas outras duas posições A e B , as respectivas pequenas escalas (S_k, S_A) e (S_k, S_B), são obtidas das imagens das escalas (S_x, S_y) com a câmara de orifício. Para estas três posições A, B e C as escalas colocadas em correspondência a S_x , são paralelas entre si e seus tamanhos são os mesmos, pois as escalas S_x estão num plano paralelo ao plano objeto e ao plano imagem. No entanto, os tamanhos das pequenas escalas S_A e S_B são diferentes da escala S_c , pois a escala S_y está no plano oblíquo ao do alvo.

As relações entre o tamanho de pequenas escalas para várias posições são agora derivadas da magnificação m que é definida como:

$$m = 1 + \frac{d_2}{d_1} \quad (2.4)$$

Para as posições A, B e C os tamanhos das pequenas escalas S_x e S_k são retratados simplesmente com base na semelhança de dois triângulos, onde:

$$S_k = (m - 1)S_x \quad (2.5)$$

Na posição central na direção do eixo Y o tamanho da pequena escala é dado por:

$$S_c = \frac{S_y \sin(\alpha)}{d_1 - S_y \cos(\alpha)} \quad (2.6)$$

Similarmente para a posição B , a escala S_B é dada pela pequena escala S_c como:

$$S_B = \frac{S_y \sin(\alpha) + S_y \cos(\alpha) \operatorname{tg}(\alpha) d_2}{d_1 - S_y \cos(\alpha)} = S_c [1 + \cot g(\alpha) \operatorname{tg}(\beta)] \quad (2.7)$$

sendo que na última igualdade já está substituída a equação (2.6)

Na posição arbitrária A , a relação entre S_A e S_y é obtida pela mesma aproximação geométrica obtida para a posição B . Porém, é usado como ajuda o triângulo IJK , que está num plano paralelo ao plano objeto e ao plano imagem, como mostrado na figura 2.5. Então, os dois triângulos IJK e ABD são semelhantes. Dois lados no triângulo pequeno são escritos como: $KJ = IK \cos(\gamma)$ tem-se:

$$S_A = \frac{S_B}{\cos(\gamma)} = \frac{S_c [1 + \cot g(\alpha) \operatorname{tg}(\beta)]}{\cos(\gamma)} = k S_c \quad (2.8)$$

Onde: k é constante definida como: $k = [1 + \cotg(\alpha)\tg(\beta)]/\cos(\gamma)$, que é o indicador do tamanho da escala da posição arbitrária relativa ao tamanho da escala na posição central. Deve-se notar que a escala S_a não é paralela à escala S_c .

2.1.4.1 - Derivação da FEP

As FEPs para a posição central e posições arbitrárias são definidas como $f_a(x,y)$ e $f_a(x',y')$ respectivamente, sendo que as relações entre as pequenas escalas e coordenadas cartesianas estão ilustradas na figura 2.6. As escalas (S_k e S_c) são perpendiculares entre si. Na posição arbitrária, as escalas (S_k e S_A) têm coordenadas oblíquas como mostra a figura 2.6b, onde um ponto determinado por estas escalas é denotado pelas coordenadas cartesianas (x',y'). Além disso, o ponto (x,y) determinado pelas escalas (S_k , S_c) para o feixe central é mostrado na figura 2.6a, como uma sobreposição. O significado físico destes pontos é descrito a seguir. O ponto (x,y) definido pelas pequenas escalas (S_k , S_c) próximo do centro no plano imagem corresponde ao ponto especificado pelas pequenas escalas (S_x , S_y) no plano do alvo. Em outras palavras, os raios X produzidos de um ponto específico (S_x , S_y), alcançam o ponto (x,y) sem interrupção através da câmara de orifício colocada em G . Se a câmara é colocada em E , os raios X gerados pelo mesmo ponto, alcançam o ponto (x',y') especificado pelas pequenas escalas (S_k , S_A), nas proximidades de A . Por esta razão, a intensidade de raios X $f_a(x',y')dx'dy'$ observado em uma pequena área $dx'dy'$ com um ponto (x' , y') próximo ao ponto arbitrário no plano imagem é igual ou proporcional à intensidade de raios X $f(x,y)dxdy$ observada numa pequena área $dxdy$ ao redor de um ponto central (x,y). Portanto assumindo que a proporção de intensidade de raios X é constante e igual a k' tem-se:

$$F_A(x',y')dx'dy' = k'f(x,y)dxdy \quad (2.9a)$$

ou

$$f_A(x',y') = k'f(x,y)dxdy/dx'dy' \quad (2.9b)$$

onde a razão da pequena área nos dois sistemas coordenados ($dxdy/dx'dy'$) é igual ao valor absoluto do Jacobiano para as duas coordenadas como mostra a figura 2.6 e são dados por:

$$x = x' - y'\tg(\gamma) \quad (2.10)$$

$$y = y' / k \cos(\gamma) \quad (2.11)$$

Assim, usando as equações 2.10 e 2.11 com as equações 2.9a e 2.9b, a FEP para a posição arbitrária é derivada da FEP no centro por uma transformada e dada por:

$$F_A(x',y') = (k'/k \cos(\gamma)) f\{x' - y'tg(\gamma), y'/k \cos(\gamma)\} \quad (2.12)$$

Está implícito que, se a FEP é medida no centro do campo, ela pode ser calculada em qualquer outra posição pelo uso da equação (2.12). Porém, o fator $k'/k \cos(\gamma)$ na equação (2.12) varia lentamente sobre o campo de radiação. Sua influência sobre o tamanho e a forma da FEP é pequena quando comparado com o efeito da transformação coordenada. Por essa razão, este fator pode ser considerado uma constante, não sendo desse modo importante para a discussão da análise da imagem.

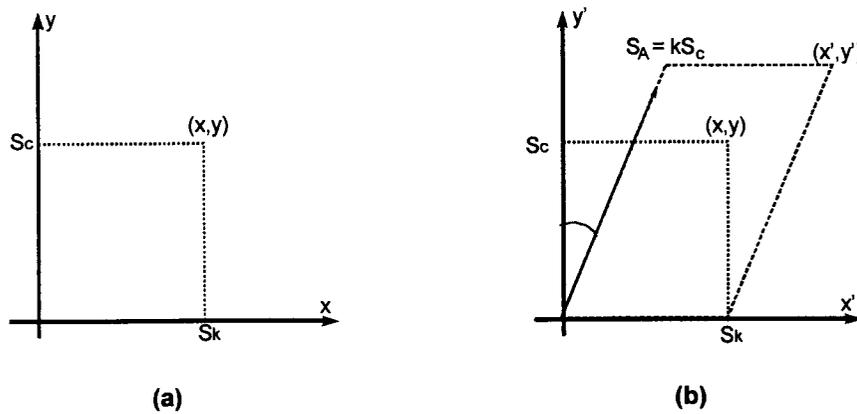


Figura 2.6 – Relação entre as pequenas escalas. a) na posição central do campo; b) numa posição arbitrária do campo. Doi (1977).

Outros fatores da característica de campo tornam-se importantes quando novos parâmetros são introduzidos. Conforme exposto anteriormente, a posição no campo pode ser especificada pelos ângulos β e γ . Entretanto, um outro método que usa as coordenadas cartesianas (X e Y) no plano imagem é útil. A relação entre os dois métodos é ilustrada na figura 2.7. O eixo Y é positivo para o lado do cátodo e o eixo X é positivo do lado direito visto do ânodo. A distância entre o ponto focal e a imagem é d . A conversão matemática entre os dois métodos é prontamente obtida das seguintes equações:

$$X = d(\operatorname{tg}(\alpha) + \operatorname{tg}(\beta))\operatorname{tg}(\gamma) \quad (2.13a)$$

$$Y = d \operatorname{tg}(\beta) \quad (2.13b)$$

Então,

$$\beta = \operatorname{arctg}(Y/d) \quad (2.14a)$$

$$\gamma = \operatorname{arctg}[X/(Y + d \operatorname{tg}(\alpha))] \quad (2.14b)$$

Doi (1977) conclui que a deformação da FEP para qualquer posição do campo pode ser obtida através do feixe central. O que significa que, obtendo a FEP no centro do campo, pode-se obter a FEP para qualquer posição do campo.

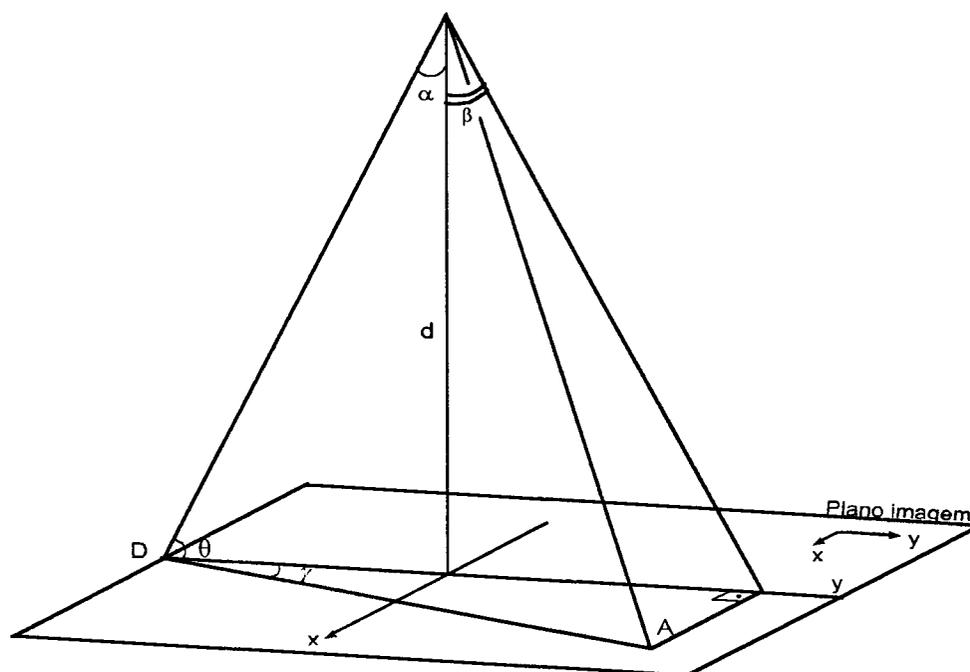


FIGURA 2.7 - Sistemas de coordenadas cartesianas (X_Y) e sistema de coordenadas de campo (β_γ). Doi (1977)

2.1.5 – Comparação entre os trabalhos de característica de campo

2.1.5.1 - Sistemas de coordenadas

De acordo com as equações apresentadas por Doi (1965), os dados apresentados por Moores; Roeck (1973) são incoerentes no que se refere à variação do tamanho na direção X. Segundo Burgess (1977c), os dados que Moores; Roeck (1973) apresentam são discutíveis, com relação à linearidade das curvas e com relação a separabilidade do ponto focal nas duas funções dadas em termos dos ângulos β e γ .

Os trabalhos de Burgess (1977c) e Doi (1977) foram publicados simultaneamente e por tratarem praticamente do mesmo assunto são passíveis de algumas comparações.

O método apresentado por Burgess (1977c) é demasiadamente complicado para determinação do sistema de coordenadas, sendo necessário um grande número de exposições até sua obtenção. Ele define um sistema de coordenadas mais genérico, porém sua localização é bem complicada e trabalhosa, podendo ser aplicada apenas em laboratório e sem possibilidades de aplicação no controle de qualidade de rotina. Doi (1977), no entanto, usa o mesmo sistema de coordenadas apresentado em Doi (1965), porém Doi (1977) argumenta que, como a grande maioria dos ânodos são giratórios e não possuem ponto focal rotacionado, não é necessária uma generalização tão complicada do sistema de coordenadas como aquela apresentada por Burgess (1977c).

A abordagem apresentada em Doi (1977) é muito mais simples e traduz melhor os efeitos da deformação da FEP ao longo do campo, pois é muito mais prático trabalhar apenas com os tamanhos do que com a distribuição de intensidade ao longo de uma área. Além disso, a simplicidade das equações permite simulações da FEP em todo o campo.

2.1.5.2 - Planicidade do alvo

Em ânodos rotativos o ponto focal é parte de uma superfície cônica e devido à grande diferença entre a área do ponto focal, onde incidem os elétrons, e a área total do cone, Doi (1977) faz a suposição de que o ponto focal pode ser considerado um plano. Burgess (1977c), preocupado com o fato, calcula o desvio de planicidade para um caso extremo (ponto focal com 3×10 mm) e conclui que o desvio máximo na planicidade é $55\mu\text{m}$, ou seja, menos de 2% da menor dimensão do ponto focal, portanto é válida a consideração de ponto focal plano.

2.1.5.3 - Deformação geométrica

Burgess (1977c), assim como Moores; Roeck (1973), procuram avaliar a FEP como um todo através de sua influência na resolução da imagem final. Doi (1977), no entanto, é mais específico, procura avaliar bem a deformação geométrica que é a mais relevante no processo de formação da imagem e depois transporta essa deformação para a avaliação da FEP.

2.1.5.4 - Separabilidade

O conceito de separabilidade do ponto focal só foi encontrado nos trabalhos de Burgess (1977a,b,c). Doi (1977) faz um trabalho parecido na avaliação da FEP e não questiona o tipo de ponto focal como condição para satisfazer sua teoria, como ocorre quando Burgess (1977c) critica os dados apresentados por Moores; Roeck (1973). Doi (1977), no entanto, cita-os sem criticá-los. Ele aceita os argumentos que poderiam ter provocados os erros nas medidas, aliás, dois dos argumentos são partes das considerações iniciais de Doi (1977) para a validade dos seus dados.

2.1.6 – Conclusões sobre a característica de campo

O tamanho finito do ponto focal é o maior causador das deformações da imagem radiológica. Neste capítulo verificou-se que além de ter um tamanho finito, o ponto focal varia significativamente ao longo do campo de radiação e que essa variação é conhecida. No entanto, nenhum método de controle de qualidade a considera e a avalia.

2.2 - Interação dos Raios X com a matéria para formação de imagens radiológicas

2.2.1 – Introdução

Na teoria básica da interação dos raios X Johns; Cunningham (1983) mostram que um fóton de raio X pode interagir com a matéria de quatro maneiras: processo fotoelétrico, espalhamento coerente e incoerente e produção de pares. Neste trabalho, a abordagem dos mecanismos de interação se dará de forma meramente quantitativa, pois não é necessária a elucidação desses fenômenos para o processo de formação das imagens e sim sua contribuição para tal processo. Desse modo, o espalhamento coerente não será considerado, pois não possui grande importância em nenhuma faixa de energia, no entanto, seu maior efeito, apesar de pequeno, ocorre dentro da faixa de energia diagnóstica e decai rapidamente com o aumento da energia. A importância das demais interações depende da energia em que elas ocorrem. A produção de pares só ocorre com fótons de energia acima de 1,02 MeV, ou seja,

muito acima das energias utilizadas para diagnósticos, por isso, essa interação não será considerada neste estudo. Porém, antes que estes processos de interação sejam abordados são necessários alguns conceitos que envolvem as propriedades da matéria na interação com os raios X.

2.2.2 – Coeficiente de atenuação linear total (μ)

Supondo um feixe com N_0 fótons de raios X incidindo sobre uma chapa plana de material absorvedor com espessura x infinitesimal. Se fossem contados os fótons que vão incidir sobre o material e os fótons que o atravessam, notar-se-á que o número de fótons que atravessaram o material será $N = N_0 - n$, onde n é o número de fótons absorvidos. Esta atenuação se dá porque existem duas possibilidades quando um fóton de raio X tenta atravessar a matéria, ou ele é absorvido pelos átomos da matéria ou ele a atravessa. Para a espessura infinitesimal x a probabilidade de atenuação é diretamente proporcional ao número de fótons incidentes (N_0) sobre o material e à espessura deste. Se N_0 for duplicado as chances de interação desses fótons com o material também são duplicadas. Do mesmo modo, se a espessura do material absorvedor for o dobro, o número de átomos no caminho dos fótons também é, assim, as chances de interação se duplicam. A possibilidade de atenuação dos fótons pode então ser aproximadamente representada pela seguinte expressão:

$$n = N_0 \mu x \quad (2.15)^*$$

onde: μ é uma constante de proporcionalidade chamada de **coeficiente de atenuação linear total** o qual depende do material.

* A validade desta equação não está condicionada somente a valores muito pequenos de x , ela será válida sempre que $\mu x \ll 1$.

Da análise dimensional da equação 2.15 tem-se que n e N_0 são números puros e x tem unidade de comprimento, desse modo μ deve ter unidade de 1 dividido por unidade de comprimento, ou seja, μ é a fração de fótons que interage com o material por unidade de espessura desse material. Entretanto, se a equação 2.15 for usada para valores de μx próximos ou maiores que 1 pode-se chegar a uma incoerência exemplificada da seguinte maneira: tomando-se um material cujo valor de $\mu=1,0 \text{ cm}^{-1}$ e de $x = 1,0 \text{ cm}$, chega-se a conclusão que para esse material com essa espessura

é possível atenuar 100% dos fótons incidentes ou, o que é pior, se a espessura do material for aumentada é possível absorver mais fótons do que os incidentes. No entanto, a equação 2.15 pode ser reescrita de uma maneira ligeiramente diferente se n for substituído por $(-ΔN)$ que representa a variação no número de fótons como função do número de fótons inicial e x por $Δx$ que representa a variação de espessura do material.

$$\Delta N = -\mu N \Delta x \quad (2.16)$$

Esta é uma função de comportamento exponencial. Esse comportamento ocorre sempre que a taxa de mudança de uma função é proporcional à função, ou seja se uma quantidade muda por um certo fator em um determinado intervalo (no caso Δx), haverá comportamento exponencial se em qualquer outro intervalo igual houver mudança pelo mesmo fator. Fazendo ΔN e Δx tão pequeno quanto possível tem-se a derivada $dN = -\mu N dx$. Separando as variáveis N e x tem-se que $dN/N = -\mu dx$. Então realizando-se a integração dos dois lados da igualdade o resultado é: $\ln(N) = -\mu x + C$. Onde C é a constante de integração que pode ser determinada considerando $x=0$. Quando $x=0$ o número de fótons é aquele que incide sobre o material absorvedor igual a N_0 , então neste caso $C = \ln(N_0)$, assim pode-se concluir que número de fótons após um feixe de raios X atravessar um material absorvedor é dado por:

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (2.17)$$

Neste caso N é o número de fótons transmitido através do material.

Esta é conhecida como a lei de Lambert-Beer

O coeficiente de atenuação linear total (μ) é na verdade a soma de todos os coeficientes de atenuação de todas as possíveis interações de um feixe de fótons com a matéria, e pode ser escrito como:

$$\mu = \tau + \sigma_{co} + \sigma_{inc} + \kappa \quad (2.18)$$

Onde: τ é o coeficiente relativo a atenuação fotoelétrica;
 σ_{co} é o coeficiente relativo ao espalhamento coerente;
 σ_{inc} é o coeficiente relativo ao espalhamento incoerente ou Compton;
 κ é o coeficiente relativo a produção de pares, que igual a 0 para energias baixas;

Cabe dizer que o coeficiente de atenuação linear não faz sentido quando aplicado a um único fóton, por dois motivos: a) nenhum fóton pode interagir com a matéria e produzir os quatro fenômenos ao mesmo tempo; b) o coeficiente traduz a probabilidade total de ocorrência dos quatro fenômenos e só será válido se houver um número bastante grande de fótons capaz de tornar essa probabilidade constante para um dado valor de energia do feixe.

2.2.2.1 – Coeficiente mássico de atenuação

Johns; Cunningham (1983) dizem ainda que a atenuação que um determinado material causa aos raios X, depende do número de átomos e elétrons presentes na camada desse material. Se um determinado material de espessura x for comprimido para uma espessura $x/2$ o mesmo número de átomos e elétrons estão presentes e por isso ele atenuará a mesma fração de raios X de que quando sua espessura era x . Se o coeficiente de atenuação linear depende da densidade do material é mais conveniente usar o coeficiente mássico de atenuação (μ/ρ), onde ρ é a densidade do material para qual foi encontrado o valor de μ . Sendo assim, se for fornecido o valor do coeficiente mássico de atenuação, pode-se obter o valor correto de μ para qualquer densidade do material em uso se esta densidade for conhecida. Para efeito de cálculos são os coeficientes mássicos de atenuação que normalmente vem tabelados, Hubbel (1982), Johns; Yaffe (1987).

2.2.3 – Absorção fotoelétrica (τ)

De acordo com Spyrou *et. al.* (1998) quando ocorre absorção fotoelétrica é considerado que o fóton foi totalmente absorvido no local de sua interação com a matéria. Johns; Cunningham (1983) e Spyrou *et. al.* (1998) dizem que absorção fotoelétrica, representada por τ , é o principal componente do coeficiente de atenuação linear total (μ) para fótons com energia dentro da faixa diagnóstica.

A absorção fotoelétrica tem uma forte dependência das propriedades da matéria. De acordo com Johns; Cunningham (1983) os elementos químicos de baixo número atômico, como os que compõem tanto os tecidos e órgãos de seres vivos quanto a água e seus equivalentes como lucite, polietileno e algumas resinas epóxi,

possuem um comportamento linear quando o τ é colocado em um gráfico log-log como função da energia (keV). Já os elementos químicos com números atômicos altos, como aqueles usados na fabricação dos tubos de raios X ou como proteção radiológica, possuem comportamento mais complexo quando são colocados no mesmo tipo de gráfico. O decaimento linear para energias baixas, até aproximadamente 200 keV, é descontinuado pela presença de linhas características, que são próprias de cada elemento. Essas linhas características são picos verticais de atenuação (também podem ser de emissão) causados por fótons com energia suficiente para ejetar elétrons das camadas L e K dos átomos desses elementos. Os elétrons dessas camadas alteram a probabilidade de interação, ou seja, é mais provável que ocorra interação com eles do que com os demais elétrons do átomo se existirem fótons com energia suficiente para isso. Por essa razão, ocorrem descontinuidades nas curvas de atenuação. Os gráficos desses elementos possuem ainda uma outra região não linear, ela ocorre para energias altas, acima de 1 MeV. Para fótons com energia alta a absorção fotoelétrica não é tão dominante quanto para energias baixas e por isso os coeficientes de atenuação linear passam a apresentar um decaimento diferente daquele para energias baixas.

A absorção fotoelétrica varia com o número atômico (Z) do elemento químico que está sofrendo a interação com o fóton. Como a absorção fotoelétrica é um fenômeno importante na faixa de energia usada para diagnóstico o coeficiente de atenuação linear total também varia com o número atômico da ordem de Z^3 .

2.2.4 – Espalhamento coerente e incoerente

Outro tipo de interação dos fótons com a matéria são os espalhamentos que eles podem sofrer. O espalhamento coerente, representado por σ_{co} , pode ser resumidamente explicado através da maneira casual com que uma onda eletromagnética, que tem um campo elétrico oscilante associa-se aos elétrons de um átomo e produz a vibração desses elétrons. Essa vibração dos elétrons faz com eles emitam radiação do mesmo comprimento de onda que radiação incidente sobre o átomo. As ondas emitidas pelos elétrons são combinadas para formar a onda eletromagnética espalhada, cujo comprimento de onda é o mesmo que o da onda incidente, por isso o termo coerente.

Segundo Johns; Cunningham (1983), em certas circunstâncias os elétrons podem se espalhar independentemente, esse fenômeno é chamado de espalhamento incoerente ou espalhamento Compton, representado por σ_{inc} . Quando esse fenômeno ocorre, parte da energia do fóton é transferida para o elétron sob a forma de energia cinética e a outra parte fica com o fóton espalhado. Este é o mecanismo de interação mais importante que ocorre com os tecidos. Quando um fóton colide com um elétron livre² este passa a movimentar-se com energia E e ângulo ϕ em relação a direção do fóton levando consigo parte da energia do fóton. O fóton, por sua vez, é desviado de sua trajetória inicial por um ângulo θ com energia menor que sua energia antes da colisão, isto implica que ele terá comprimento de onda maior. Um extremo desse tipo de interação ocorre quando o fóton choca-se diretamente com o elétron e este é arremessado para frente ($\phi = 0^\circ$) e o fóton espalhado retorna pela mesma trajetória que seguia ($\theta = 180^\circ$). Neste tipo de colisão o elétron obterá sua energia máxima e o fóton espalhado sua energia mínima. O outro extremo da interação ocorre quando o fóton choca-se muito levemente com o elétron e este mantém sua trajetória inicial praticamente inalterada. Neste caso o elétron quase não recebe energia e o fóton mantém toda sua energia inicial. A figura 2.8 ilustra a ocorrência destas interações.

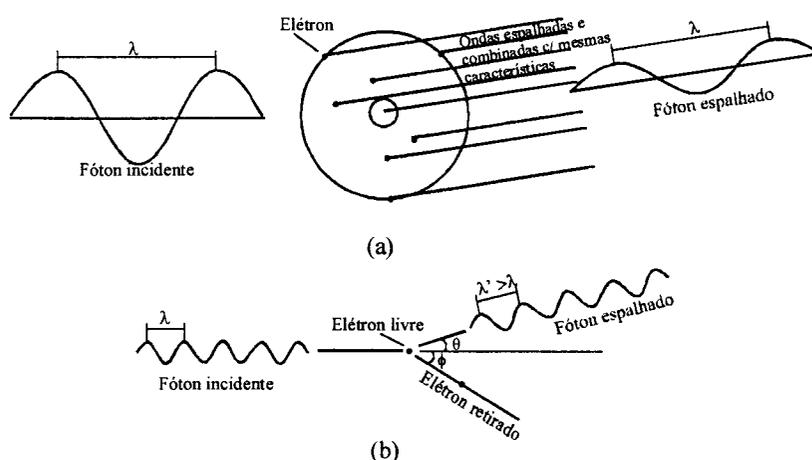


Figura 2.8 – Representação dos espalhamentos. a) espalhamento coerente; b) espalhamento incoerente. Segundo Johns; Cunningham (1983).

² A princípio os elétrons nunca estão livres, mas o termo é usado quando são considerados os elétrons que necessitam de energia muito inferior à do fóton para se desligarem do átomo.

2.2.5 – Coeficiente de atenuação linear total de misturas

De acordo com Johns; Cunningham (1983), este coeficiente pode ser calculado para misturas contendo vários elementos químicos, tais como tecidos moles, osso, água, lucite, ou qualquer outra substância da natureza. O μ da mistura é obtido pela soma dos μ s vezes a proporção em massa atômica de cada elemento químico presente na mistura. Essa conta é exemplificada para o cálculo do μ da água que tem massa atômica igual a 18, sendo 2 para o hidrogênio e igual a 16 para o oxigênio, então,

$$\mu_{\text{água}} = (2/18) \mu_H + (16/18) \mu_O \quad (2.19)$$

CAPÍTULO 3

Técnicas de detecção de microcalcificações mamárias

3.1 – Dupla energia

3.1.1 - Descrição e aplicação da técnica

O primeiro trabalho que aplica dupla energia com objetivo de realçar microcalcificações em imagens de mama através da eliminação do fundo foi desenvolvido por Johns *et. al.* (1983). Eles apresentam, como solução para o problema da detecção de microcalcificações, a formação de imagem de mama por dupla energia (DE), afim de remover a desordem do fundo. A formação de imagem por dupla energia é bem conhecida para angiografia e tomografia computadorizada. Em angiografia usam-se as bordas de absorção da borda *K* do Iodo, o qual é injetado nas veias ou artérias, como elemento contrastante. Em tomografia a dupla energia é usada para realçar o contraste entre tecidos moles.

O procedimento apresentado por Johns *et. al.* (1983) dispensa filmes convencionais e usa um sistema de radiografia digital para obter imagens em 50 e 115 kVp. As imagens digitalizadas são submetidas à manipulação algébrica proposta por Lehmann (1981) para então serem subtraídas. Johns *et. al.* (1985a) obtiveram imagens de um simulador composto de lucite, butanol e soluções de K_2HPO_4 , onde os componentes são bem determinados. Os resultados foram considerados satisfatórios no cancelamento do fundo produzido pelo contraste entre o lucite e o butanol. Neste caso, as soluções de K_2HPO_4 ficam mais nítidas na imagem final do

que nas imagens convencionais. Porém, quando o procedimento foi aplicado com um simulador composto de tecido de mama real, cuja composição simplificada contém somente tecido adiposo, tecido glandular e cálcio (partículas de osso sobrepostas ao tecido de mama), o contraste entre os tecidos moles (adiposo e glandular) não foi eliminado satisfatoriamente e as microcalcificações não ficaram tão evidentes quanto era esperado.

Em dois trabalhos complementares, publicados simultaneamente, Johns; Yaffe (1985) e Johns *et. al.* (1985), propuseram modificações teóricas e realizaram ensaios com critérios mais elaborados. Johns; Yaffe (1985) fizeram uma ampla análise e uma generalização da teoria apresentada em Alvarez; Macovski (1976) e Lehmann (1981) para que a técnica de dupla energia pudesse ser utilizada com feixes de raios X polienergéticos, já que os aparelhos convencionais não são capazes de produzir os feixes monoenergéticos usados na teoria anterior. Nestes trabalhos é considerada também a diminuição da dose para o paciente, a relação sinal ruído das imagens e sua relevância na detecção de microcalcificações.

Para compensar em parte o aumento de ruído na imagem final de dupla energia, foi aplicado um filtro de suavização sobre a imagem de alta energia antes que se realizassem as manipulações algébricas e a subtração. A aplicação desse tipo de filtro é equivalente a aumentar a exposição, o que melhora a relação sinal ruído, sem aumentar a dose para o paciente.

Comparando os resultados dos cálculos feitos para mamografia convencional e para mamografia com dupla energia, ambas com doses fixas e considerando uma relação sinal ruído mínima com valor igual a 5, que de acordo com Rose (1948) é o mínimo necessário para uma boa detecção do sinal, os autores concluíram que em dupla energia o menor tamanho detectável de um objeto de interesse deveria ser 2,9 vezes maior do que em mamografia convencional.

Johns; Yaffe (1985) discutem a relevância da relação sinal ruído pois ela é significativamente maior na imagem convencional, onde a detecção é prejudicada pela presença do borramento de fundo. Por outro lado, a relação sinal ruído menor na imagem de dupla energia pode ser compensada pela ausência de um fundo complexo.

Os experimentos foram realizados em Johns *et. al.* (1985) com os mesmos simuladores apresentados em Johns *et. al.* (1983). Dessa vez foram obtidas imagens de baixa energia na faixa de 50 a 70 kVp e de alta energia na faixa de 80 a 130 kVp.

No caso das imagens do simulador que é composto de lucite, butanol e K_2HPO_4 a análise quantitativa mostra que o contraste foi removido e que os objetos de interesse ficaram bem definidos. Na análise quantitativa foi comparada a relação sinal ruído calculada com a relação sinal ruído medida experimentalmente. Mesmo levando em conta os erros das medidas experimentais os valores teóricos e experimentais, apresentaram a mesma ordem de grandeza com variação percentual da ordem de 13%.

Os resultados obtidos com o fantoma para o simulador que usa tecido real mostraram que, na imagem resultado da técnica de dupla energia, é possível ver partículas de cálcio que não são visíveis nas imagens iniciais, o que leva os autores a concluir que a detectabilidade aumenta mesmo com a relação sinal ruído mais baixa.

Outra conclusão é que a imagem final da técnica de dupla energia é similar a uma mamografia convencional com a aplicação de um filtro passa-alta para detectar microcalcificações. A principal diferença entre essas duas imagens é que o filtro passa-alta aplicado na mamografia convencional reforça as bordas dos tecidos moles, principalmente as bordas dos tecidos glandulares, o que não ocorre na imagem de dupla energia, onde só as microcalcificações ficam ressaltadas. Além disso, os autores concluem também, que a aplicação do filtro de suavização sobre a imagem de alta energia contribui para a diminuição da dose para o paciente e mantém uma boa relação sinal ruído.

3.1.2 – Considerações sobre a aplicação da técnica de dupla energia em mamografia

A técnica de formação de imagens por dupla energia para a detecção de microcalcificações em mamogramas, ainda está em seus estágios iniciais. Como os primeiros trabalhos já datam de quinze anos está evidente que há empecilhos que impedem a aplicação da técnica. A falta de resolução espacial adequada dos detetores digitais, a má qualidade da visualização das imagens em telas de vídeo e a incidência de radiação espalhada têm mantido a técnica inviável do ponto de vista tecnológico. De fato os sensores que permitem a digitalização direta (placas de fósforo foto estimulado) apresentam uma boa faixa dinâmica para os níveis de cinza e uma boa reprodutibilidade [Chakraborty; Barnes (1989)], mas a resolução espacial desses

detetores (5pl/mm) é baixa se comparada a sistemas écran/filme convencionais (maior que 10 pl/mm). Como a resolução espacial é um requisito importante para a detecção e a classificação das microcalcificações e para a análise das bordas dos tumores Chan *et. al.* (1994) afirmaram que eles ainda não são adequados à detecção precoce do câncer de mama.

A visualização em telas de vídeo é muito ruim quando comparada com a visualização direta sobre o filme mamográfico. Essa má qualidade é causada principalmente pela falta de resolução espacial do vídeo (2 pl/mm em modos de alta resolução). Boone (1991) afirma que esses dispositivos deveriam ter pelo menos 2000x2000 pontos para uma visualização adequada mínima.

A sensibilidade da técnica à presença da radiação espalhada causa uma dificuldade prática. As grades supressoras usadas em mamografia convencional não são suficientes para tornar os níveis de radiação espalhada aceitáveis segundo Johns *et. al.* (1994). Chakraborty; Barnes (1989) já haviam detectado esse problema e sugeriram que as imagens fossem feitas com a utilização de multi-fendas. Porém, esse tipo de procedimento exige uma carga elevada sobre o tubo de raios X, além de prolongar o tempo de aquisição da imagem. A carga elevada sobre o tubo prejudica o equipamento e aumenta a dose sobre o paciente. O tempo prolongado na aquisição da imagem pode prejudicar a nitidez devido aos possíveis movimentos do paciente.

São citados, por Chakraborty; Barnes (1989), como fontes de erros na obtenção de imagens por dupla energia, a definição inadequada dos componentes químicos da mama, as medidas imprecisas dos seus coeficientes de absorção e as diferenças entre as imagens feitas com o simulador e as imagens do paciente que são devidas à radiação espalhada residual ser diferente nas duas.

Mesmo do ponto de vista teórico a técnica ainda não está bem estabelecida, pois o cálculo da relação sinal ruído não expressa adequadamente a qualidade da imagem final. Mas o importante é decidir se é melhor o fundo borrado da mamografia convencional com alta relação sinal-ruído ou se é melhor o fundo quase uniforme da dupla energia com baixa relação sinal-ruído. Johns *et. al.* (1985) tratam dessa questão e concluem que, para seus objetos de teste, a detectabilidade através da técnica de dupla energia é aumentada apesar da baixa relação sinal ruído.

A técnica de dupla energia para detecção de microcalcificações ainda permanece no campo teórico, sua aplicação prática requer avanços tecnológicos.

3.2 – Algoritmo para detecção de microcalcificações

3.2.1 - Introdução

As microcalcificações existentes na maioria das lesões mamárias são importantes na detecção precoce do câncer de mama. Giger (1994), Millis *et. al.* (1975), Murphy *et. al.* (1978), Sickles (1982), Zhang *et. al.* (1996) afirmam que os exames histológicos realizados nos tecidos após a cirurgia apresentam microcalcificações em 60 a 80% dos casos. Outra prova da importância das microcalcificações é dada pela pesquisa realizada por Magnin *et. al.* (1989) que constataram que em 36% das anormalidades não palpáveis os aglomerados de microcalcificações são a única indicação do câncer clinicamente oculto. As microcalcificações são conseqüências das lesões presentes na mama e por serem compostas, principalmente, de cálcio na forma de hidroxiapatita [$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$] são mais radiopacas que os tecidos moles ao redor [Castronovo; Bellahcene (1998), Nesbitt *et. al.* (1995), Yabashi *et. al.* (1989)]. No entanto, Castronovo; Bellahcene (1998) mostram que a formação das microcalcificações inicia-se por causa da mineralização de algumas células do tecido lesado, por isso, até que um número suficiente de células tenha se mineralizado para serem visíveis pode ser tarde demais. De acordo com Anastasio *et. al.* (1998), Chan *et. al.* (1987), Sickles (1982), Strickland; Hahn (1996), Wolfe (1974), Wu *et. al.* (1992) e Zhang *et. al.* (1996), em apenas de 30 a 50% das mamografias de casos de câncer de mama são detectadas microcalcificações, mas em 60 a 80% dos casos as microcalcificações estão presentes nas biópsias. Dados semelhantes são apresentados por Chan *et. al.* (1988a), Chan *et. al.* (1988b), Dengler *et. al.* (1994), Giger (1994), Jiang *et. al.* (1992). No entanto, o maior problema associado à detecção precoce do câncer de mama é a confiabilidade na detecção dos sinais. As microcalcificações, que são sinais pequenos e muitas vezes estão no limite de visualização, podem passar despercebidas no exame realizado pelo radiologista, induzindo um diagnóstico falso negativo. Estudos mostram que cerca de 10 a 30% dos casos de câncer que foram detectados tardiamente poderiam ter sido detectados precocemente se as mamografias anteriores tivessem sido analisadas com um cuidado maior. De fato novas análises realizadas nessas mamografias encontraram sinais que não haviam

sido detectados nos exames de rotina, Chan *et. al.* (1990), Chan *et. al.* (1994), Hillman *et. al.* (1987), Bassett *et. al.* (1987). Pesquisadores afirmam que esse tipo de erro é causado por fatores como condições de visualização, sobrecarga de trabalho, fadiga do olho devido aos longos tempos de observação, mudança nos critérios de observação e distração com outros aspectos da imagem (Anastasio *et. al.* (1998), Chan *et. al.* (1987), Chan *et. al.* (1990), Giger (1994), Giger (1996), Kimme-Smith *et. al.* (1997), Magnin (1989), Vyborny; Giger (1994)). Além disso, estudos realizados Chan *et. al.* (1990), Lehr *et. al.* (1976), Hillman, *et. al.* (1987) revelam que estes erros podem ser inevitáveis. Por essas razões, o órgão de saúde norte-americano (FDA) tem recomendado que as mamografias sejam analisadas por no mínimo dois radiologistas.

Buscando alternativas que visam minimizar os problemas existentes na detecção de sinais que indicam a presença de anormalidades, em particular as microcalcificações, alguns grupos de pesquisadores concluíram que borramento e/ou complexidade do fundo, causado pela diferença de contraste entre os tecidos moles da mama, é o principal obstáculo na detecção destes sinais, Johns; Yaffe (1985), Chan *et. al.* (1987), Dengler *et. al.* (1993), Jin; Kobatake (1993). O tamanho reduzido e o baixo contraste das microcalcificações em relação ao fundo são fatores que dificultam a detecção precoce, no entanto esta pode aumentar se o fundo for mais uniforme, mesmo que o tamanho e o contraste sejam pequenos.

Nas últimas duas décadas, os métodos que fazem parte dos sistemas de **Diagnóstico Auxiliado por Computador** (“CAD”) ganharam a simpatia dos pesquisadores a julgar pela quantidade de trabalhos que já foram publicados. Eles têm por função fornecer uma segunda opinião ao radiologista, alertando-o para sinais que poderiam passar despercebidos. A utilização dos CADs oferece inúmeras vantagens na solução dos problemas apresentados anteriormente, eles não apresentam fadiga ou cansaço, não alteram seus critérios de um exame para outro e são de baixo custo.

3.2.2 – Técnica de detecção de microcalcificações por imagem diferença

Chan *et. al.* (1987) propõem uma metodologia computacional para detecção de microcalcificações que enfoca a supressão do borramento do fundo. O estudo é realizado com mamogramas convencionais obtidos nos serviços ambulatoriais. Os mamogramas são digitalizados com resolução espacial de 0.1x0.1mm por pixel e 10 bits de resolução de contraste (1024 níveis de cinza) para a faixa linear da curva característica do filme, entre 0.4 e 2.2 densidade óptica.

Após a digitalização cada imagem é processada com filtros espaciais com a finalidade de produzir duas imagens, uma com o sinal realçado e outra com o sinal suprimido. A subtração destas duas imagens resulta numa imagem diferença onde as estruturas de fundo são removidas.

Em seguida, é aplicado um “threshold” sobre os níveis de cinza e são utilizadas técnicas de extração baseadas nas características físicas das microcalcificações. Esta etapa tem como objetivo separar os sinais do ruído de fundo que ficaram na imagem diferença. A figura 3.1 mostra um esquema geral da metodologia empregada.

a) Filtro de realce do sinal

Este filtro foi desenvolvido por Chan *et. al.* (1987) para realçar as microcalcificações, por isso ele foi ajustado para o tamanho e contraste de microcalcificações típicas. No entanto, ele é diferente de um filtro convencionalmente definido como filtro ajustado por duas razões. Primeiro, não foi levado em conta o conteúdo de frequência do ruído presente no fundo. Segundo, o tamanho e a forma das microcalcificações variam, por isso não é

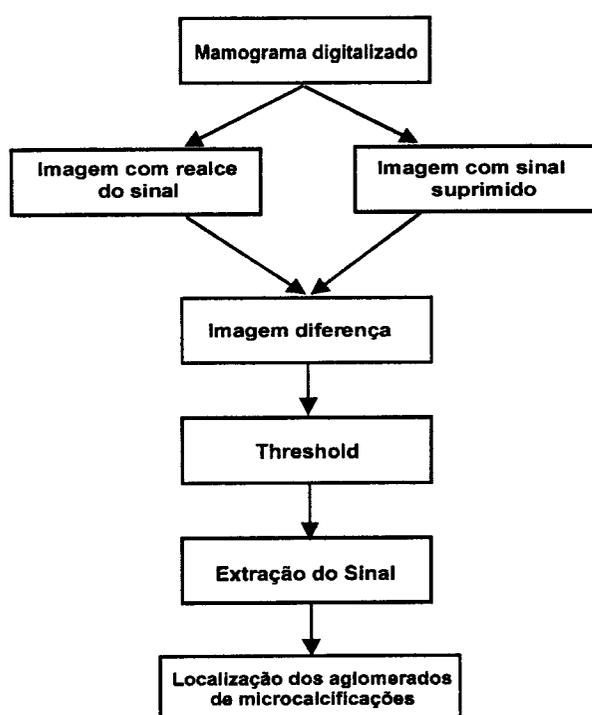


Figura 3.1 – Esquema geral para detecção computadorizada de microcalcificações em mamograma, Chan *et. al.* (1987).

possível projetar filtros que se ajustem exatamente a todas. Os autores usaram um filtro ajustado à forma quadrada $n \times n$, onde n é um número ímpar. A precisão da detecção foi estudada como função do tamanho de n do filtro e dos valores de cada elemento do mesmo. Quando $n = 3$ o valor central do filtro (mascara) foi assumido como sendo 1.0 e os oito valores ao redor como sendo 0.75. Quando $n > 3$ os valores do contorno mais externo do filtro foram assumidos como sendo 0.5, o segundo contorno como 0.75 e os demais valores 1.0 (centro do filtro). Este filtro simplificado ajustado fornece na saída uma correlação entre a função resposta do filtro e a variação espacial da imagem, isso faz com que o valor de pico dos pixels das microcalcificações seja aumentado em relação ao valor dos pixels do ruído aleatório ou das estruturas ruidosas na imagem filtrada.

b) Filtro de supressão do sinal

Para produzir uma imagem onde o sinal de interesse é suprimido foram desenvolvidos dois tipos de filtros: filtros de medianas e filtros de contraste reverso.

O filtro de mediana é um filtro não linear que substitui o valor de um pixel pela média dos valores dos pixels vizinhos sendo que o valor do próprio pixel entra no cálculo dessa média. O tamanho da vizinhança pode ser escolhido. Esse tipo de filtro, se convenientemente escolhido, pode suprimir as microcalcificações e alisar o ruído aleatório sem produzir mudanças globais no fundo. Por causa da natureza aleatória da forma e do tamanho das microcalcificações foi usado um filtro $n \times n$ (quadrado) e a dependência da detecção em função do valor de n foi avaliada.

Na tentativa de melhorar a relação sinal-ruído da imagem diferença, quando são removidas as estruturas de fundo, foi investigado um segundo tipo de filtro como alternativa para a supressão do sinal, o filtro de contraste reverso. A função deste filtro é de seletivamente reverter o contraste das microcalcificações enquanto são mantidas as estruturas do fundo de baixa frequência e suprimidos os ruídos de alta frequência. O filtro pode ser descrito como:

$$F(u) = [2F_A(u) - 1]F_B(u) \quad (3.17)$$

Onde: $F_A(u)$ é um filtro de alisamento (passa-baixa);
 $F_B(u)$ é um filtro que suprime os ruído de alta frequência.

Se os parâmetros de $F_A(u)$ e $F_B(u)$ são apropriadamente escolhidos o resultado de $F(u)$ pode ter uma larga componente negativa que contem a maioria das freqüências das microcalcificações.

c) Imagem diferença

A imagem diferença é obtida pela subtração da imagem com sinal realçado da imagem com sinal suprimido. Se as estruturas de fundo de baixa freqüência são praticamente as mesmas nas duas imagens elas podem ser removidas na imagem diferença. Para compensar o baixo valor dos níveis de cinza resultante na imagem diferença é somado um valor constante em todos os pixels da imagem.

d) Resultados e conclusões

Os autores avaliaram os algoritmos com simuladores virtuais e concluíram que a técnica da imagem diferença permite que o fundo seja removido muito eficientemente e que microcalcificações de importância clínica sejam identificadas com 80% de positivos verdadeiros e apenas um falso positivo por imagem. A técnica também se mostrou viável para imagens onde as estruturas anatômicas de fundo poderiam interferir na detecção de anormalidades, tal como no caso de nódulos pulmonares.

3.2.2.1 – Aprimoramento da técnica da imagem diferença

Chan *et. al.* (1988a) propõem um aprimoramento da técnica da imagem diferença através de um novo tipo de filtro de supressão de sinal, o filtro “box-rim”, que é um filtro cujos valores do centro da mascara são ajustado para 0 (zero). Desse modo o pixel central é excluído do cálculo da média. O tamanho da mascara e da sua região central são ajustados de acordo com o sinal que se quer remover.

A forma do filtro de realce (filtro ajustado) pode ser a mesma usada anteriormente. A figura 3.2 mostra o filtro de realce, o filtro “box-rim” e o filtro diferença que é a combinação dos dois anteriores. Através do filtro diferença é possível produzir diretamente a imagem diferença.

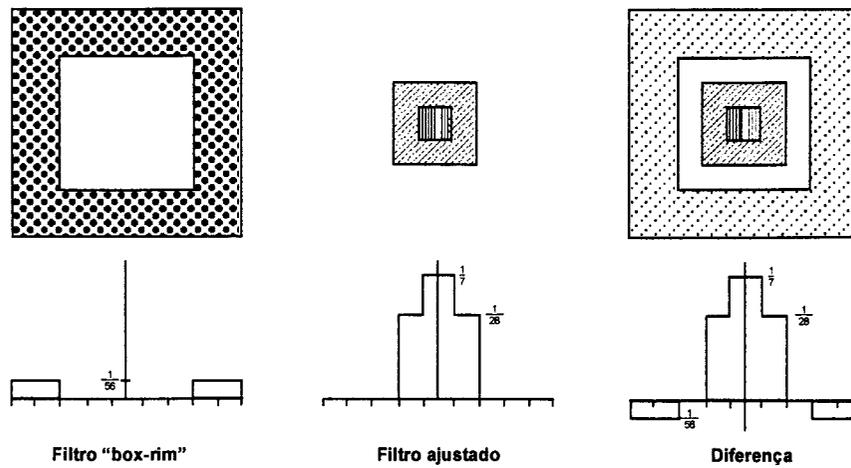


Figura 3.2 – Filtros espaciais usados para produzir a imagem diferença de acordo com Chan *et. al.* (1988a).

Outra inovação em relação à técnica anterior é o algoritmo de extração do sinal. Neste caso aplica-se primeiro um threshold global que mantém um número grande de possíveis sinais. Numa imagem de 800x1000 pontos obtêm-se aproximadamente 3000 locais com possíveis sinais, então o threshold local é aplicado em cada um desses sinais, pode ser tanto na imagem diferença quanto na imagem original. É extraída da imagem uma região de 51x51 pixels centrada no possível sinal. Para essa região é estimada a variação da densidade do fundo por uma técnica polinomial bidimensional de ajuste de superfície, permitindo assim um alisamento do fundo. Após o alisamento da região pode-se fazer a subtração da região original, onde se encontra o possível sinal na imagem. Em seguida são calculados o valor médio dos pixels e a raiz média quadrática (rms) do ruído para o fundo local (na mesma região de 51x51 pixels), excluindo dos cálculos os pixels centrais onde pode estar o sinal. Usando um valor threshold pré-definido para a relação sinal-ruído, é calculado o valor threshold dos níveis de cinza locais.

No último estágio é aplicada uma técnica de crescimento de região para conectar pixels que tenham valores ligeiramente abaixo do threshold escolhido e então são aplicados os critérios de decisão da permanência do sinal ou aglomerado para diferencia-los de artefatos ou ruídos. Os critérios são tamanho máximo e mínimo, contraste máximo e mínimo e número mínimo de sinais dentro de uma área pré-definida. Um diagrama do algoritmo de extração de sinais pode ser visto na figura 3.3.

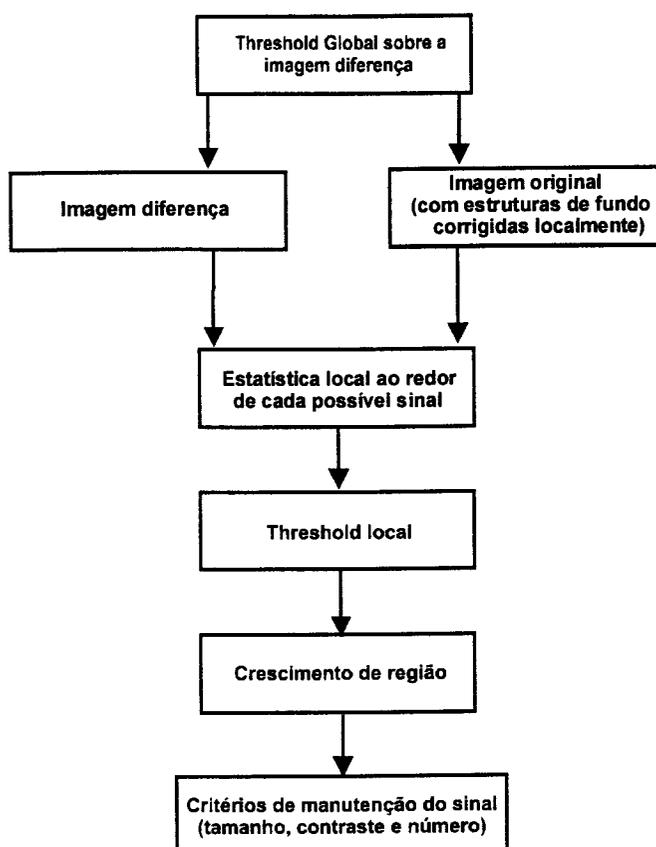


Figura 3.3 – Diagrama esquemático do algoritmo da técnica de extração de sinais após a obtenção da imagem diferença, Chan *et. al.* (1988a).

O procedimento de avaliação desta nova versão seguiu a mesma metodologia já descrita no item (d) do tópico anterior.

Nas imagens apresentadas o autor mostra que a visibilidade das microcalcificações é menor na imagem diferença, porém a quantidade de sinais detectados aumenta, já que todos os aglomerados foram encontrados pelo processamento, isso indica que há uma melhora na relação sinal-ruído.

Em relação aos filtros utilizados na primeira versão da técnica o filtro “box-rim” apresenta resultados melhores atingindo 85% de detecções para mesmo número de falsos positivos (1 por imagem).

3.2.3 – Critérios para escolha do algoritmo para detecção de microcalcificações

Todos os métodos de detecção de microcalcificações apresentados na literatura atingem seus objetivos para as imagens nas quais eles foram aplicados, no entanto, a própria complexidade do problema não permite que seja feita uma comparação realista entre os algoritmos mesmo porque os autores não usam as mesmas imagens para aplicar o processamento. O fundo presente nos mamogramas é muito variável, depende primeiramente da anatomia da paciente (densidade, proporção entre os tecidos e volume da mama), depende, também, das condições de aquisição da imagem (tamanho do ponto focal, razão de grade, técnica de exposição, revelação e hábitos locais como a preferência por imagens mais claras ou mais escuras para visualização) e por fim depende do processo de digitalização do filme (resolução, quantificação e a própria qualidade do digitalizador). Por isso, escolher um algoritmo como ferramenta de trabalho é uma tarefa relativamente complicada. Entretanto, um fator que levou a opção pela técnica da imagem diferença é o número de casos em que ela foi utilizada. Numa publicação recente, o grupo de física médica da Universidade de Chicago, IL – EUA mostrou em Nishikawa *et. al.* (1998) que ela foi utilizada para processar 10.000 casos na implantação do sistema CAD (“Computer Aided Diagnosis”), desenvolvido pelo grupo.

CAPÍTULO 4

Fantomas e Simuladores

4.1 – Introdução

Quando se deseja realizar algum teste de qualidade de imagem em equipamentos de radiodiagnóstico, tais como: mamógrafos, equipamentos de raios X convencionais, tomógrafos ou até mesmo radiação síncrotron para diagnóstico necessita-se sempre de um objeto de teste que possa ser submetido à radiação do qual se obtém a imagem, Carldwell; Yaffe (1990), Johnston *et. al.* (1996), Fujita *et. al.* (1985), Dravos *et. al.* (1997). Os simuladores são muito convenientes por atenderem a requisitos importantes como: não submeter pessoas à radiação, serem construídos de acordo com a necessidade do trabalho a ser realizado (controle das variáveis) e suportar longas rotinas de teste sem alterar suas características.

Como foram encontrados simuladores que atendem a diferentes necessidades, o estudo dos simuladores foi dividido em três categorias. Na primeira estão agrupados os simuladores padronizados, aqueles que apresentam características e propriedades pré-definidas por órgãos oficiais norte-americanos e servem para atestar a qualidade dos equipamentos, Brooks *et. al.* (1997). Na Segunda estão os simuladores de uso acadêmicos, aqueles construídos por pesquisadores para atender às suas necessidades. Normalmente servem para controlar as variáveis envolvidas e manter as condições do experimento o mais próximo possível da realidade e ao mesmo tempo suportam as longas rotinas de testes, Carldwell; Yaffe (1990), Johnston *et. al.* (1996), Kimme-Smith *et. al.* (1996). A terceira engloba os

simuladores virtuais que são aqueles modelados matematicamente e servem de entrada para programas de simulação, cujos objetivos podem ser a previsão das condições de trabalho, o controle mais adequado das variáveis ou a avaliação do desempenho de programas de processamento, Chan *et. al.* (1987), Lefebvre *et. al.* (1994), Spyrou *et. al.* (1998).

Este capítulo é dedicado à descrição de alguns desses simuladores, onde são apresentados suas propriedades físicas e os objetivos de suas aplicações. É dada uma atenção especial aos simuladores mamográficos, por serem parte integrante deste trabalho.

4.2 – Simuladores comerciais

Existem vários tipos de simuladores comerciais que incluem praticamente todos os órgãos do corpo humano e atendem a diversas finalidades. Alguns desses simuladores foram desenvolvidos para treinamento de médicos residentes ou enfermeiros, outros foram desenvolvidos para usos variados, como é o caso do simulador antropomórfico de mama indicado tanto para avaliação qualitativa dos sistemas mamográficos, quanto para pesquisas acadêmicas. Entretanto, nesta seção serão descritos apenas os simuladores comerciais de uso radiológico. Alguns desses simuladores são padronizados e são especificamente dedicados à aferição de parâmetros de qualidade, como por exemplo, o “mammographic accreditation phantom” do “American College of Radiology” descrito mais adiante.

Tradicionalmente os simuladores padronizados, para radiologia, são construídos com materiais cujas propriedades radiológicas são próximas dos órgãos e/ou tecidos que se deseja simular. Os simuladores padronizados avaliam, por exemplo, a resolução de contraste e a resolução espacial como afirma Fujita *et. al.* (1985) e, de acordo com Brooks *et. al.* (1997), são objetos com formas geométricas padrões sobre um fundo uniforme.

Embora os simuladores desta categoria sejam também utilizados em trabalhos acadêmicos, a melhor descrição pode ser encontrada nas normas que definem sua construção ou mais sucintamente nos manuais dos fabricantes.

Brooks *et. al.* (1997) descrevem o “mammographic accreditation phantom” do “American College of Radiology”. O fantoma simulador é composto de seis fios de náilon, com diferentes espessuras, que representam as bordas dos tecidos moles, seis esferas de diâmetros diferentes com material equivalente à densidade da água para representar os tumores de diferentes diâmetros e 36 partículas de óxido de alumínio que simulam microcalcificações divididas em 6 grupos. Estes grupos possuem partículas de espessuras diferentes, sendo que, dentro de um mesmo grupo, as partículas têm a mesma espessura.

4.2.1 - Simulador de garantia de qualidade mamográfica

Veldkamp; Karssemeijer (1998) apresentam um fantoma desenvolvido especialmente para garantir a qualidade mamográfica. O simulador é usado para testar a eficiência de um programa de segmentação de microcalcificações e a medida de contraste das mesmas. Ele é composto de uma matriz de 205 células quadradas com pontos de ouro. Cada célula contém dois pontos, um colocado no centro da célula e o outro numa posição aleatória. Os pontos de ouro variam de tamanho (3.20 a 0.10mm de diâmetro) e contraste (espessura de 0.05 a 1.60 μm) foram depositados sobre uma placa de alumínio de 0.5 mm de espessura. A imagem radiográfica do fantoma tem fundo uniforme, porém ela pode ser sobreposta a fundos mamográficos para que o algoritmo possa ser testado mais realisticamente.

4.2.2 – Outros tipos de simuladores comerciais

Devido a grande variedade de simuladores comerciais não foi possível fazer uma descrição adequada de cada um e como o principal enfoque deste trabalho está voltado para simuladores de usos acadêmicos e virtuais, este item apresenta apenas descrições sucintas de outros simuladores comerciais e suas avaliações.

Geise; Palchevsky (1996) determinam a composição de um simulador de mama comercial com relação à proporção de tecidos moles. O simulador contendo 0, 30, 50, 70 e 100% de material fibroso simulado, com possibilidade de alterar sua espessura para 2, 4, 6 e 8 cm foi submetido a diversas exposições com variação de kVp e mAs. Os dados foram comparados com os dados de 1578 mamogramas de 417

pacientes. Os resultados indicam que o conteúdo fibroso médio da mama real é de 34%. O conteúdo fibroso médio em função da espessura foi avaliado como sendo de 16% para mamas com de no mínimo 7 cm de espessura quando comprimidas, de 26% para mamas de 5 a 7 cm de espessura, 42% para mamas de 3 a 5 cm de espessura e 68% para mamas de aproximadamente 3 cm de espessura. A principal conclusão deste trabalho é que um simulador composto com 30% de tecido fibroso e 70% de tecido adiposo é o mais representativo. Entretanto a maioria dos simuladores comuns contém 16% a mais de tecido fibroso, ou seja 50% de tecido fibroso e 50% de tecido adiposo.

4.3 – Simuladores de uso acadêmico

Os simuladores de uso acadêmico não seguem uma norma ou padronização específica, mas critérios que os tornem o mais próximo possível das propriedades dos tecidos ou dos órgãos simulados, por isto, em cada trabalho onde é utilizado um simulador, sua descrição é detalhada. As normas para sua utilização e suas simplificações são discutidas e se necessário levados em conta nos resultados.

4.3.1 – Simulador de mama antropomórfico

Carldwell; Yaffe (1990) propõem uma metodologia para a construção de um simulador antropomórfico de mama baseado em imagem mamográfica. A idéia foi produzir um simulador para ser utilizado como método alternativo na avaliação de sistemas de imagens. Este objetivo implica num simulador que não se deteriore, não altere suas propriedades físicas com o tempo e possa ser reproduzido identicamente.

O processo de construção transforma um mamograma, obtido de uma mama clinicamente normal, numa peça em relevo que, ao ser radiografada, deve produzir uma imagem idêntica ao mamograma inicial. Para isso é necessário, primeiro, determinar a equivalência radiológica dos tecidos com outros materiais não deterioráveis com os quais a peça deve ser construída. O mamograma deve sofrer um processamento capaz de corrigir todas as eventuais deformações que sofreu durante o processo de aquisição da imagem e então ser transformado num mapa de espessura que será a base para a construção da peça em relevo.

a) Calibração e escolha do material

O processo inicia-se pela escolha de um mamograma assintomático digitalizado na razão de 20 amostras/mm ou seja, cada pixel representa uma área de $50 \times 50 \mu\text{m}^2$ do mamograma. Logo após a exposição da paciente foram realizadas exposições de uma peça de lucite com espessuras variadas. Esta peça possui cilindros e furos cilíndricos sobre uma base uniforme e sua espessura pode variar com a adição ou remoção de placas do material. A peça foi radiografada até que a densidade óptica média da região com espessura fixa fosse bem próxima da densidade óptica média do mamograma. Este procedimento calibra a densidade óptica da imagem do material em função de sua espessura, dessa forma, é possível saber qual é a espessura do material necessária para produzir uma determinada densidade óptica sobre o filme e ainda fazer com que as maiores densidades ópticas do mamograma correspondam às menores espessuras do objeto e vice-versa.

O material para a construção do simulador foi escolhido de modo que pudesse representar os coeficientes de atenuação linear de uma mama média. Além do lucite foi estudada uma resina epóxi o **BR-12**. A figura 4.1 mostra os coeficientes de atenuação linear (μ [1/cm]) do lucite, BR-12, tecido adiposo e tecido fibroso em função da energia de raios X [keV]. O lucite e o BR-12 não representam os coeficientes dos tecidos fibroso ou adiposo da mama e sim uma média aproximada destes, por isso pode ocorrer que o mamograma de certas pacientes não seja representado por estes materiais, já que as proporções de tecidos fibroso e adiposo variam em função da idade e os coeficientes desses tecidos também podem variar.

O material escolhido por Carldwell; Yaffe (1990) para a construção do simulador foi o lucite, pois é de menor custo, esta facilmente disponível no comércio e é fácil de ser manuseado mecanicamente.

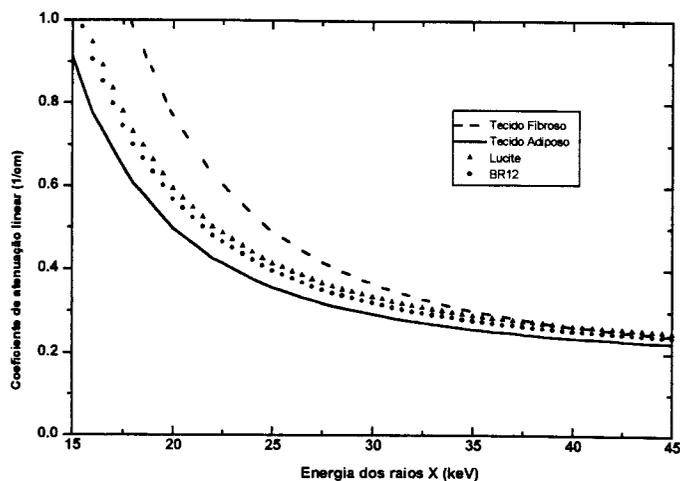


Figura 4.1 – Relação entre os coeficientes de atenuação linear dos materiais utilizados no simulador e dos tecidos da mama, Carlswell; Yaffe (1990).

b) Restauração da imagem

Para continuar a confecção do simulador é preciso obter as informações de relevo. Essas informações deveriam ser obtidas de uma imagem ideal com informações somente da paciente, ou seja, sem as distorções causadas pelo sistema de aquisição. Porém, o mamograma digitalizado traz deformações causadas pelo tamanho do pixel usado na digitalização, pelo tamanho finito do ponto focal e pela luz espalhada pelo sistema écran-filme que degradam a imagem ideal. No entanto, se é desejável que o simulador tenha apenas informações da paciente e não do sistema de imagem que produziu o mamograma, uma restauração da imagem é necessária para compensar tais degradações. Esta restauração foi alcançada, pelos autores, através da aplicação de um filtro de Wiener-Helstrom sobre o mamograma digitalizado no domínio da frequência, Carlswell; Yaffe (1990) *apud* Helstrom (1967), conforme está descrito na equação 4.1.

$$f'(x, y) = FT^{-1}\{M(u, v)G(u, v)\}$$

(4.1)

Onde: $f'(x, y)$ é a imagem restaurada;
 u, v são as frequências espaciais nas respectivas direções x, y ;
 $M(u, v)$ é a função filtro Wiener-Helstrom, descrito na equação 4.2;
 $G(u, v)$ é a imagem degradada no domínio da frequência;
 FT^{-1} é a transformada bidimensional inversa de Fourier.

$$M(u, v) = \frac{1}{FTM(u, v)} \left[\frac{S_g(u, v) - S_n(u, v)}{S_g(u, v)} \right] \quad (4.2)$$

Onde: $FTM(u, v)$ é função transferência de modulação;
 $S_g(u, v)$ é a densidade espectral da imagem degradada;
 $S_n(u, v)$ é a densidade espectral do ruído.

Outra correção necessária foi da espessura da peça em função da posição do ponto focal. Se o simulador fosse construído considerando a espessura perpendicular d (figura 4.2) haveria um erro da projeção desta espessura sobre o receptor de imagem, pois o ponto focal está projetando a espessura D , a figura 4.2 ilustra este efeito com bastante exagero e mostra que a espessura D só irá coincidir com d no centro do campo.

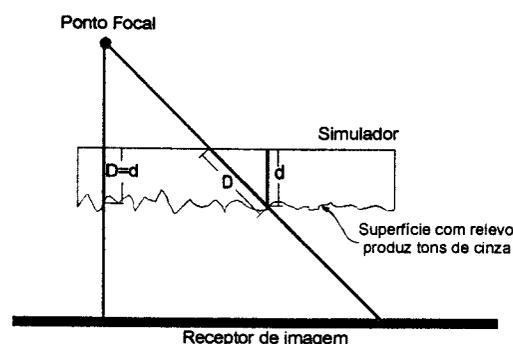


Figura 4.2 - Ilustração da projeção da espessura correta do simulador (D) sobre o receptor de imagem.

Aplicadas as correções no mamograma e de posse da curva de calibração do lucite obtida no item (a), pode-se saber a espessura de lucite necessária para produzir determinada densidade óptica. Assim, o mamograma corrigido passa a ser o mapa das espessuras de lucite (L_0) usadas para construir o simulador, ou seja, o valor do nível de cinza de cada pixel do mamograma corrigido é convertido em espessura de lucite através da curva de calibração de densidade óptica mencionada no item anterior.

c) Construção do simulador

Por causa da larga variação de freqüências espaciais que implica numa grande variedade de relevo sobre o lucite, o simulador não pode ser construído em peça única. Ele foi realizado em três camadas, cada uma delas representando freqüências espaciais diferentes. A primeira e a segunda camada (C_1 e C_2) foram construídas mecanicamente com uma máquina de comando numérico. A camada C_1 contendo informações de baixa freqüência espacial, ou seja, com detalhes grosseiros de relevo, foi construída com ferramenta relativamente larga (0.32cm de diâmetro). As

informações de frequência para construção desta camada foram obtidas pela aplicação de um filtro de suavização na imagem corrigida (mapa L_0) gerando o mapa L_1 . Este filtro provocou o desaparecimento das altas e médias frequências e o resultado foi utilizado como mapa de espessura para que se pudesse produzir a primeira camada (C_1) com a máquina de comando numérico. As informações para a construção da camada C_2 , também construída com a máquina de comando numérico porém com ferramenta mais fina (0.16 cm de diâmetro), foram obtidas subtraindo L_1 de L_0 , gerando o mapa L_2 .

A última camada C_3 foi produzida para corrigir as imperfeições das camadas anteriores e introduzir as informações de altas frequências espaciais. Esta camada não pode ser construída mecanicamente. Foi utilizada uma técnica fotoquímica que permite a deposição de uma solução a base de mercúrio sobre um filme fotográfico revelado. A deposição ocorre através de uma reação química do mercúrio com a prata presente no filme revelado (regiões escuras do filme). O resultado é a formação de uma amalgama de prata-mercúrio no local onde estão os grãos escuros do filme. Essa deposição faz com que o filme ao ser colocado sob um feixe de raios X tenha absorção proporcional aos seus níveis de cinza. Então radiografando este filme junto com o objeto de espessuras variadas de lucite (mencionado no item a) pode-se obter uma relação entre densidade óptica do filme com amalgama e sua atenuação. Dessa forma é possível estabelecer uma equivalência da espessura de lucite com a densidade óptica de um filme com amalgama, ou seja, as pequeninas espessuras de lucite que deveriam formar as altas frequências espaciais são transformadas num filme cujos tons de cinza tem absorção equivalente. O resultado é a camada C_3 .

A montagem do simulador requer alinhamento destas três camadas, sendo que a camada C_3 fica na parte inferior, ou seja, a mais próxima do filme. A camada C_2 vem em seguida e a camada C_1 é a mais afastada do filme. Esta seqüência implica que o simulador tem posição definida sob o feixe de raios X na hora de ser radiografado.

A construção desse simulador é relativamente complexa e requer ferramental de alto custo, isso torna a confecção de diferentes protótipos bastante onerosa.

4.3.2 – Simuladores construídos com tecidos

A construção de simuladores que utilizam tecidos obtidos de redução mamaria, através de mastoplastia (operação plástica da mama), de mastectomia radical (extração da mama em virtude de câncer) ou de mamas obtidas de cadáveres, é também um procedimento encontrado no meio acadêmico, Johns *et. al.* (1983), Johns *et. al.* (1985), Kimme-Smith *et. al.* (1996), Millis *et. al.* (1976), Olsen; Skretting (1998).

A construção deste tipo de simulador não apresenta grandes complicações. A principal preocupação deve ser com a conservação do mesmo em casos de utilização por longos períodos de tempo. Kimme-Smith *et. al.* (1996) fazem uso de mamas de cadáveres em seus estudos de comparação de grade. Após a extração do órgão, este é selado em uma bolsa plástica e os teste são realizados. Não foi mencionado, no artigo, nada em relação à conservação, mas a metodologia apresentada no estudo relata uma bateria de testes radiográficos que pode ser realizada facilmente antes de qualquer deterioração natural.

Olsen; Skretting (1998) propõem o desenvolvimento de um simulador de mama que usa tecidos extraídos de mastectomia, para estudar a detectabilidade de lesões e microcalcificações simuladas. A peça principal do simulador, equivalente a uma mama comprimida com espessura de 50 mm, foi construída em resina epóxi. Dentro do bloco de resina foi colocado um bloco de tecido mamário de 84x84x40 mm³. O tecido foi inicialmente fixado em formalina, como medida de preservação, e posteriormente embebido em resina epóxi para ficar rígido e encaixado na peça principal.

As lesões e as microcalcificações foram simuladas em 9 pequenos blocos de 28x28x6 mm³, formando um mosaico sobre a peça principal, sendo que os blocos podem ser permutados entre si. As microcalcificações foram simuladas com sulfato de bário (BaSO₄) diluído em diferentes concentrações na mesma resina epóxi. As concentrações variaram de 1 a 32 g de sulfato para cada 20.8 ml de resina. O sulfato de bário serve para alterar o coeficiente de absorção da resina. Para construir as microcalcificações foram feitos furos de 0.1 a 0.4 mm de diâmetro numa peça de teflon que foram preenchidos com o sulfato de bário diluído em resina. Após a secagem, o teflon foi retirado, deixando minúsculos cilindros, que foram fatiados para formar as microcalcificações. As fatias foram embebidas em resina pura para

formar os aglomerados de microcalcificações em parte dos 9 blocos. Para simular as lesões foi usado o mesmo procedimento, porém os furos foram de 4, 6 e 8 mm, e as concentrações de sulfato de bário foram menores, variando de 0.32 a 1.0g por 20.8 ml de resina.

Millis *et. al.* (1976) utilizaram peças de tecido mamário embebido em parafina para estudar a importância radiológica e patológica das microcalcificações. As peças foram recortadas em blocos de $3 \times 2 \text{cm}^2$, de 0.2 a 1.0 cm de espessura. Estes blocos foram extraídos de lesões contendo microcalcificações que inicialmente foram radiografados para avaliar seu conteúdo. Depois eles foram inseridos num bloco de polietileno de $15 \times 15 \times 5.0 \text{cm}^3$ que simula a gordura da mama produzindo um fundo uniforme na radiografia. O bloco de polietileno permite que as pequenas peças de tecido mamário com microcalcificações sejam colocadas a três distâncias do filme, em contato com este, no meio do bloco e sobre o bloco.

Para realizarem estudos sobre detecção de microcalcificações através do uso de dupla energia Johns *et. al.* (1983) e Johns *et. al.* (1985) fizeram uso de tecido mamário, obtido de mastoplastia. Este foi embebido em solução salina e fechado dentro de um recipiente de lucite. As microcalcificações foram simuladas com fragmentos de osso de diversos tamanhos (variando de pó a partículas de aproximadamente 1.0mm). Estes fragmentos foram envoltos em parafina e sobrepostos ao simulador de tecido para serem radiografados.

4.3.3 – Simulador de vasos sanguíneos

Fujita *et. al.* (1985) propõem o desenvolvimento de dois tipos de simuladores de vasos sanguíneos para avaliar sistemas angiográficos por subtração digital. Um deles é um simulador dinâmico onde pode ser injetado contraste, o que permite analisar o desempenho do sistema de maneira qualitativa. O outro é um simulador estático utilizado para quantificar detalhes de contraste.

a) Simulador dinâmico

O simulador dinâmico foi construído com tubos de polietileno não radiopaco em forma de espinha de peixe. A construção foi realizada com 2 tubos principais de 2.15mm de diâmetro interno e seis tubos de diâmetros de 0.28, 0.38, 0.58, 0.76,

1,14, e 1,57mm que são ramificações dos tubos principais. Nos tubos ramificados foram simuladas lesões típicas dos vasos: estenoses, úlceras e aneurismas. As lesões foram simuladas através da dilatação ou do estreitamento dos tubos. O simulador foi dotado de válvulas e de tubos externos por onde pode entrar água e ser injetado o contraste. A água, que simula o sangue, circula pelo simulador de vasos num fluxo pulsátil como se fosse impulsionada pelas batidas do coração. Um diagrama esquemático do simulador pode ser visto na figura 4.3.

De acordo com os autores a presença das lesões e o fato de ser dinâmico permite que o simulador seja usado para avaliar o sistema angiográfico como um todo. O simulador também, pode ser usado na comparação de diversas técnicas de processamento, tais como filtros e análise temporal, além da análise de fluxo nos vasos. A principal desvantagem é que a concentração de contraste num vaso qualquer e num instante qualquer não é bem conhecida, por isso é difícil quantificar o desempenho do sistema.

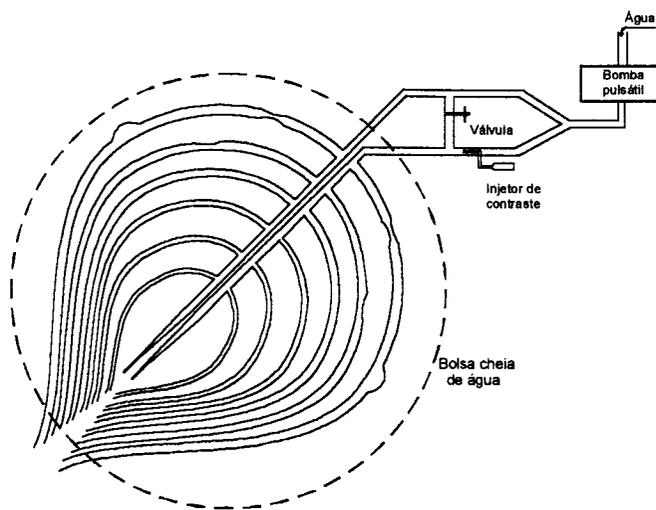


Figura 4.3 – Diagrama esquemático do simulador de vasos sanguíneos para DAS, de acordo com Fujita *et. al.* (1985).

b) Simulador Estático

O simulador estático é composto de pedaços, de 1 cm cada, dos mesmos tubos usados no simulador dinâmico. Os tubos foram preenchidos com diversas concentrações de contraste que variaram de 100% (370mg/ml) a 1.1%. Os tubos preenchidos com o contraste foram colados, dentro de uma caixa plástica de 9.5x9.5x1.5 cm³, em forma de matriz de modo que as linhas continham tubos de mesmo diâmetro, porém com as concentrações de contraste decrescente. Nas colunas a concentração de contraste era constante e os diâmetros dos tubos decrescentes. Os tubos foram colados em direções aleatórias para que sua presença não fosse

facilmente prevista caso a imagem não estivesse suficientemente clara. A caixa plástica foi completada com água. Um diagrama esquemático do simulador pode ser visto na figura 4.4.

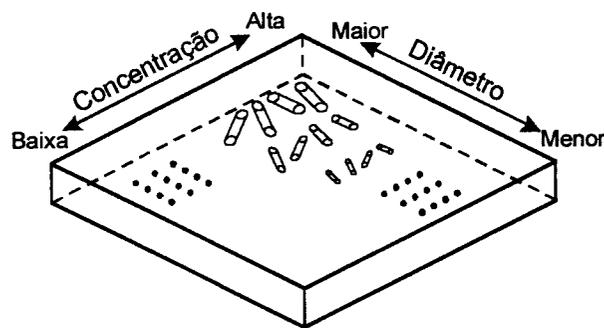


Figura 4.4 – Diagrama esquemático do simulador estático de vasos sanguíneos de acordo com Fujita *et. al.* (1985).

4.3.4 – Avaliações de simuladores

Doshi; Basic; Cherry (1998) utilizaram um simulador antropomórfico de tórax para avaliar a detecção de lesões. Este simulador teve suas cavidades preenchidas com materiais equivalentes de tecidos bastante realistas, simulando inclusive a atividades dos órgãos. Também continha lesões de 2.0 e 2.55 cm³. Os resultados indicam que a relação sinal-ruído decresce 65% quando um simulador realista é utilizado em comparação com um simulador simples. Além disso, o simulador proposto apresenta um decréscimo de 23% no contraste por causa da presença da atividade dos órgãos e por causa do aumento da atenuação média.

Kojima *et. al.* (1996) usam um fantoma de rim para quantificar um método de determinação de volume através de renografia com técnica de subtração do fundo. O simulador foi desenvolvido para operar a uma profundidade de 3 a 11 cm com uma relação de concentração de atividade de 5 a 80 do rim em relação ao fundo. Os dados obtidos com as imagens planares da renografia foram comparados com um método convencional de medida da atividade renal e os resultados mostram que é possível fazer uma boa estimativa com um fantoma.

Faulkner; Law (1994) com o objetivo de estabelecer e manter padrões de alta qualidade em mamografia fizeram uma comparação de sete fantoma comerciais de

mama, comumente usados para avaliar a qualidade de imagem: “Ackermann (DuPont, Stevenage), Barts (White and Tucker), CIRS XI (Computerized Imaging Reference Systems, E.U.A.), Leeds TOR(MAX) and Leeds TOR(MAM) (Faxil, Leeds), Newcastle, and RMI 152 (Gammex RMI, Nottingham)”. Os autores avaliaram a detectabilidade dos pequenos detalhes e dos padrões de barra contidos em cada simulador, ou seja, a resolução espacial. Eles levaram em conta a mudança de contraste causada pela variação da kVp (25 a 35) e a variação da resolução espacial causada pelo tamanho do ponto focal. Não foram avaliados os elementos dos simuladores que produzem informações de resolução de contraste como é o caso das diferentes proporções de tecidos moles. Os resultados indicam que nenhum fantoma é significativamente superior aos outros. No entanto, três tem uma maior sensibilidade a mudanças dos parâmetros (kVp e tamanho do ponto focal), o Leeds TOR(MAM), o Newcastle e o Ackermann (DuPont) .

4.4 – Simuladores virtuais

Os simuladores virtuais, na mesma linha dos fantoma acadêmicos, são projetados de acordo com a conveniência dos estudos. Este tipo pode ser encarado como um capítulo à parte na elaboração de simuladores para raios X, pois eles são muito mais flexíveis, do ponto de vista de ajuste de parâmetros, que os fantasmas e por isso mesmo mais sujeitos a distorções e imprecisões no modelamento. Estas falhas são atenuadas recorrendo à avaliação de radiologistas experientes para ajustar os parâmetros e verificar o aspecto das simulações como foi feito por Chan *et. al.* (1987) e Lefebvre *et. al.* (1994),.

Os simuladores virtuais normalmente seguem um modelamento matemático que simula as características desejadas de algum objeto de interesse. A simulação de calcificações, por exemplo, sobreposta a imagens reais com o objetivo de avaliar programas de processamento de imagens, é conveniente por causa do conhecimento preciso dos sinais de interesse, Chan *et. al.* (1987), Puff *et. al.* (1994). Ela é tão útil que alguns trabalhos são dedicados exclusivamente a elaboração desta técnica.

4.4.1 – Simuladores de Microcalcificações

Para avaliar o programa de detecção, Chan *et. al.* (1987) simularam aglomerados de microcalcificações em mamogramas normais que inicialmente não continham microcalcificações detectáveis. As microcalcificações foram simuladas pelo método de Monte Carlo. Dessa forma a localização, o tamanho e o contraste dos sinais eram conhecidos e puderam ser usados para determinar o desempenho do processamento.

A probabilidade de distribuição do tamanho e do contraste das microcalcificações foi assumida como Gaussiana, sendo que a média e o desvio padrão eram valores dados pelo usuário. O programa escolheu aleatoriamente uma posição dentro da região de interesse para montar a microcalcificação. Em função do ponto escolhido foi determinado o máximo tamanho em x e y , o máximo contraste e uma forma aleatória para a microcalcificação. O contraste de cada pixel dentro da microcalcificação também foi escolhido aleatoriamente respeitando o contraste máximo do pixel central e decrescente em direção às bordas. Em seguida a microcalcificação foi superposta ao mamograma. O processo foi repetido até que o aglomerado estivesse completo. Os parâmetros foram ajustados de acordo com a experiência dos radiologistas e de acordo com a malignidade ou benignidade desejada.

Lefebvre *et. al.* (1994) dedicam um trabalho à simulação de aglomerados de microcalcificações para serem sobrepostos a mamogramas digitalizados. O método propõe, inicialmente, a formação de uma imagem binária onde estariam definidos os parâmetros que dizem respeito aos aglomerados tais como forma, tamanho, posição e número de microcalcificações assim como os parâmetros particulares de cada microcalcificação. Estas são formas, número de pixels e localização dentro do aglomerado. O centro do aglomerado é indicado pelo usuário sobre o mamograma. A distribuição da maioria dos outros parâmetros foi estabelecida pela análise estatística de aglomerados de microcalcificações reais obtidos de uma base de dados. Algumas distribuições não se originaram de análises estatísticas de mamogramas reais, nestes casos, foram assumidas leis estatísticas determinadas pela situação. Essas leis estatísticas são distribuições Gaussianas dependentes de variáveis específicas. No caso do tamanho das microcalcificações, por exemplo, a lei Gaussiana recebe como parâmetros o tamanho médio (m_a) e o desvio padrão do tamanho (σ_a), já no caso do

posicionamento das microcalcificações dentro do aglomerado a lei Gaussiana recebe como parâmetros as coordenadas do centro do aglomerado (x_c, y_c) e os desvios padrões em x e y (σ_x, σ_y). Após a montagem da imagem binária foi feita a atribuição dos níveis de cinza para cada pixel dentro de cada microcalcificação em função do valor do contraste da região ao redor.

a) Parâmetros do aglomerado

O centro do aglomerado é indicado pelo usuário no mamograma apresentado em monitor de computador e representado por x_g, y_g . O número de microcalcificações dentro do aglomerado é representado por n e a área (a_g) do aglomerado é definida como um retângulo de lados h_g e w_g . Outro parâmetro definido é a densidade de microcalcificações (d) dentro do aglomerado que é dada por:

$$d = n/a_g \quad (4.3)$$

Os valores dos lados do retângulo são dados por:

$$w_g = \sqrt{\frac{n}{d r_g}} \quad (4.4a)$$

$$h_g = \sqrt{\frac{n r_g}{d}} \quad (4.4b)$$

Onde: r_g é a razão h_g/w_g .

b) Parâmetros para criar microcalcificações na imagem binária

O tamanho é descrito principalmente pela área da microcalcificação (a_m) dada em número de pixels. Para manter a homogeneidade de tamanhos dentro do aglomerado é definido um valor médio (m_a) e um desvio padrão (σ_a). As áreas são distribuídas aleatoriamente dentro do aglomerado seguindo uma lei Gaussiana, tal que:

$$a_m = LG(m_a, \sigma_a), \quad (4.5)$$

onde: G é a função da lei Gaussiana.

Assim como os aglomerados, as microcalcificações são definidas dentro de um retângulo de lados h_m e w_m . Estes valores são obtidos através das seguintes equações:

$$w_m = \sqrt{\frac{a_m}{r_m \cdot r_a}} \quad (4.6a)$$

$$h_m = \sqrt{\frac{a_m \cdot r_m}{r_a}} \quad (4.6b)$$

Onde: r_m é a razão h_m/w_m ;
 $r_a = w_m \cdot h_m$ (área do retângulo onde está definida a microcalcificação)

A forma da microcalcificação dentro do retângulo é um parâmetro difícil de ser simulado, por isso os autores preferiram extrai-las aleatoriamente, de mamogramas reais da base de dados utilizada no trabalho.

O posicionamento de cada microcalcificação dentro do aglomerado (x_m, y_m) , também, seguiu a lei Gaussiana de distribuição para um dado desvio padrão (σ_x, σ_y) de x e y ao redor do centro do aglomerado escolhido manualmente pelo usuário, deste modo a posição central da microcalcificação é dada por:

$$x_m = LG(x_c, \sigma_x), \quad (4.7a)$$

$$y_m = LG(y_c, \sigma_y) \quad (4.7b)$$

c) Atribuição dos níveis de cinza para as microcalcificações binárias

A média final dos níveis de cada cinza da microcalcificação é obtida e os níveis de cinza são distribuídos entre os pixels de acordo com restrições específicas. Os níveis de cinza da região ao redor da microcalcificação são levados em consideração para caracterizar uma relação entre a densidade óptica desta e de sua vizinhança. Dessa maneira o contraste entre o objeto e sua vizinhança é dado por:

$$c = \frac{p_o - p_s}{p_o + p_s} \quad (4.8)$$

Onde: p_o é o valor médio dos níveis de cinza do objeto;
 p_s é o valor médio dos níveis de cinza ao redor do objeto.

O valor do contraste (c) é amostrado aleatoriamente e o valor p_s é calculado a partir da posição da microcalcificação no mamograma, assim o valor p_o fica definido.

O último passo é a distribuição dos níveis de cinza. Esta distribuição deve ser definida de modo que o objeto tenha uma aparência visual tão real quanto possível. Desse modo, três tipos de distribuição podem ser considerados: a) uniforme, como se a microcalcificação fosse uma placa; b) com bordas suavizadas sem alteração das vizinhanças, ou seja valor máximo no centro com decréscimo em direção às bordas; c) com borda suavizada com alteração das vizinhanças, ou seja, além do valor máximo no centro com decréscimo na bordas, ocorre também um ligeiro aumento nas vizinhanças próximas para que estas fiquem ajustadas a microcalcificação. A figura 4.5 mostra os formatos destas distribuições. Num estudo anterior os

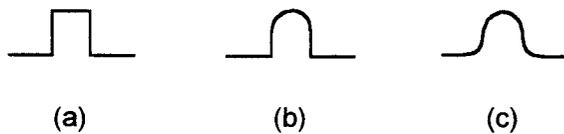


Figura 4.5 – Possíveis distribuições dos níveis de cinza na microcalcificação. a) uniforme, b) máximo no centro com decréscimo nas bordas sem modificação das vizinhanças c) máximo no centro com decréscimo nas bordas e modificação das vizinhanças, Lefebvre *et. al.* (1994).

Para manter a homogeneidade de contraste dentro do aglomerado são escolhidos aleatoriamente os valores médios m_c e o desvio padrão σ_c do contraste c_1 , entre a microcalcificação e a primeira vizinhança, para todo o aglomerado. O valor do contraste entre a microcalcificação e a segunda vizinhança (c_2) está relacionado com c_1 através da escolha aleatória da razão entre eles:

$$(r_{1,2} = c_2/c_1). \quad (4.9)$$

pesquisadores analisaram o decréscimo dos valores de níveis de cinza ao redor da microcalcificação e concluíram que somente os pixels que formam divisa com esta precisam ser modificados. A figura 4.6 mostra a modificação das duas primeiras vizinhanças que rodeiam cada microcalcificação.

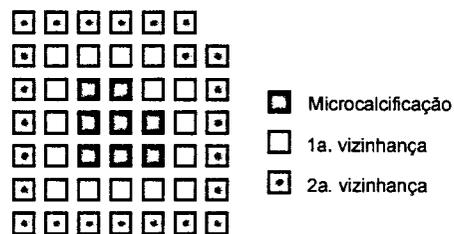


Figura 4.6 – Pixels que devem ser modificados na microcalcificação e nas suas vizinhanças, Lefebvre *et. al.* (1994).

A partir desta equação são calculados os valores médios dos níveis de cinza da primeira e da segunda vizinhança (p_1 e p_2) através das equações seguintes:

$$p_1 = p_0 \frac{1 - c_1}{1 + c_1} \quad (4.10a)$$

$$p_2 = p_0 \frac{1 - c_2}{1 + c_2} \quad (4.10b)$$

Para distribuir os níveis de cinza dentro da microcalcificação, ela é dividida em anéis concêntricos que dependem da sua forma e do seu tamanho. Cada anel rodeia o pixel central obedecendo à forma externa. O valor médio dos níveis de cinza de cada anel (m_j) depende de p_1 e p_2 e é incrementado sucessivamente das bordas para o centro conforme as equações 4.11a, 4.11b e 4.11c:

$$m_q = 3p_1 - 2p_2 + \alpha \quad (4.11a)$$

$$m_j = m_{j+1} + \alpha, \quad \text{para } j = 2 \dots q - 1 \quad (4.11b)$$

$$m_1 = m_2 + 2\alpha \quad (4.11c)$$

Onde: α a é diferença no valor médio dos níveis de cinza (m_j) entre dois anéis sucessivos.

Essa metodologia foi aplicada pelos autores para gerar aglomerados de calcificações em 81 fundos de imagem mamográficas reais criando, assim, uma nova base de dados. Dois radiologistas analisaram as imagens reais e as simuladas. O primeiro identificou 86% dos aglomerados reais e 79% dos aglomerados simulados e o segundo radiologista identificou 67% do aglomerados reais e 58% dos aglomerados simulados.

De acordo com os autores, o modelo não revela qualquer diferença significativa entre aglomerados simulados e reais. O modelo de simulação produz aglomerados com aparência realística e com características variadas e bem definidas. Dessa forma, o método pode ser usado para avaliar programas de processamento ou comparar diferentes algoritmos. Entretanto, ele deve ser avaliado com um grande número de mamogramas antes que seja adotado como padrão.

Lado *et. al.* (1997) apresentam uma metodologia semelhante a que foi descrita por Lefebvre *et. al.* (1994) e também utilizam uma base de dados para

coletar parâmetros. Os principais critérios adotados por eles para montar os aglomerados de microcalcificação são: a) o posicionamento dentro do mamograma é dado pelo usuário; b) o tamanho do aglomerado é definido por um retângulo cujas dimensões são obtidas de amostras aleatórias de aglomerados reais; c) a distribuição das microcalcificações dentro do aglomerado é aleatória; d) o tamanho de cada microcalcificação também é escolhido aleatoriamente do conjunto de microcalcificações reais, sendo que estas não são maiores do que 50 pixels. O valor médio dos níveis de cinza de cada microcalcificação é dado por:

$$gl_m = \alpha gl_5 \quad (4.12)$$

onde: gl_m é o valor médio dos níveis de cinza da microcalcificação;
 gl_5 é o valor médio dos níveis de cinza correspondente ao quinto anel da microcalcificação;
 α é determinado experimentalmente.

Considerando uma relação linear entre o valor médio dos níveis de cinza da microcalcificação e o valor médio dos níveis de cinza dos anéis concêntricos, pode-se calcular o valor médio dos níveis de cinza desses anéis pela seguinte expressão:

$$r_i = \alpha_i + \beta_i gl_m \quad (4.13)$$

Para melhorar a incorporação da microcalcificação ao mamograma foram alterados os níveis de cinza de 5 anéis vizinhos a cada microcalcificação.

Uma base de dados usada para extrair os parâmetros dos aglomerados foi modificada pela introdução de novos aglomerados simulados com o algoritmo. A base formada de 58 mamogramas com 74 aglomerados foi modificada para receber outros 74 simulados. Esta base modificada foi apresentada a três especialistas em mamografia que deveriam decidir quais aglomerados eram reais e quais eram simulados. O autor justifica estes resultados pelo fato que os radiologistas sabiam previamente que metade dos aglomerados era simulada. Os resultados seguintes foram obtidos: dos aglomerados simulados 47.74% foram classificados corretamente como simulado 44.14% foram classificados com reais e os 8.12% restantes foram dados como incertos. Dos aglomerados reais 45.94% foram classificados corretamente, 47.75% foram classificados como simulados e 6.31% como incertos.

4.4.2 – Simuladores de mama

Spyrou *et. al.* (1998) propuseram uma metodologia para gerar mamogramas simulados utilizando o método de Monte Carlo. A metodologia leva em conta a teoria da absorção dos raios X pela matéria e todos os efeitos possíveis para esta faixa de energia, a absorção fotoelétrica, o espalhamento “Compton” e o espalhamento coerente, assumindo as seguintes condições: a) ocorrendo espalhamento Compton é considerado que o fóton interage com um elétron do átomo, perde parte de sua energia e é desviado de sua trajetória inicial; b) ocorrendo espalhamento coerente o fóton interage com os elétrons do átomo sem perder energia, porém é desviado de sua trajetória inicial; c) ocorrendo absorção fotoelétrica há absorção total do fóton pela matéria. Também é levado em conta a possibilidade de fótons atravessarem o material sem nenhuma interação. Para deduzir as possíveis interações dos fótons com a matéria os autores utilizaram os trabalhos de Fewell; Shuping (1978) e Birch *et. al.* (1979) calculando o espectro de raios X para os vários tipos de materiais de ânodo, filtro e kVp. Quando um espectro é selecionado pelo usuário, uma função exponencial chamada *função densidade de probabilidade* (FDP) define a distribuição dos fótons através de uma amostragem aleatória. A FDP é definida como:

$$f(\rho) = \mu e^{-\mu\rho} \quad (4.14)$$

Onde: μ é o coeficiente de atenuação linear total para um determinado fóton;
 ρ é o fóton livre.

E a escolha aleatória do fóton é calculada como:

$$\rho = \frac{-\ln(1-R)}{\mu} \quad (4.15)$$

Onde: R é uma variável aleatória distribuída no intervalo de [0,1).

O tipo de interação é determinado por uma decisão do método de Monte Carlo que por sua vez é baseado no coeficiente de atenuação linear de cada um dos tipos de interação, lembrando que:

$$\mu_{total} = \tau + \mu_{co} + \mu_{inc} \quad (4.16)$$

Onde: μ_{total} é o coeficiente de atenuação linear total;

- τ é o coeficiente de atenuação linear para absorção fotoelétrica;
 μ_{co} é o coeficiente de atenuação linear para o espalhamento coerente;
 μ_{inc} é o coeficiente de atenuação linear para o espalhamento incoerente.

Para formar a imagem simulada Spyrou *et. al.* (1998) consideram um detector digital ideal que registra todos os fótons incidentes sobre ele. O simulador de mama é um semicírculo de lucite com 8 cm de diâmetro e 2 cm de espessura com duas cavidades semi-esféricas. As cavidades semi-esféricas possuem 1 cm de diâmetro, seus centros estão a 2 cm de distância e posicionados próximos do centro geométrico do semicírculo, conforme mostra a figura 4.7.

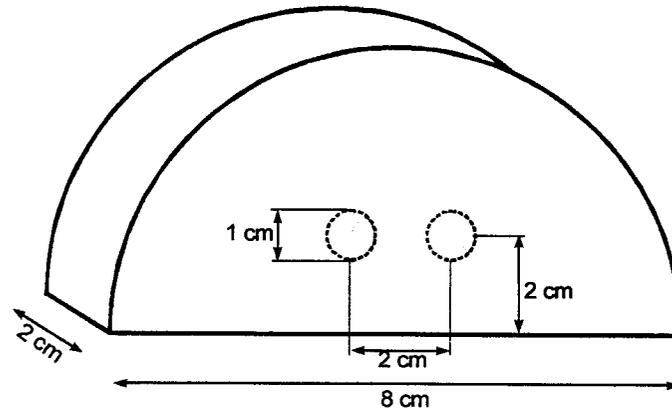


Figura 4.7 – Esquema do simulador utilizado por Spyrou *et. al.* (1998).

Considerando os coeficientes de atenuação linear do lucite e os fótons incidentes sobre o simulador foram calculados todos os fótons que o atravessaram e suas respectivas direções para formar a imagem no receptor ideal.

Para validar a simulação o mesmo simulador foi produzido com lucite e exposto aos raios X. Os mesmos parâmetros usados (kVp, mAs e tipo de ânodo) para formar a imagem sobre o filme foram usados no programa para formar a imagem da estrutura simulada virtualmente. O resultado é apresentado na forma de imagens, uma real e outra simulada. De acordo com os autores as duas são semelhantes, porém a imagem simulada tem menor qualidade de contraste que a imagem real. Isto é atribuído à influência da curva característica do detector usado na imagem real. Como também, os gráficos de níveis de cinza em função das posições imagens real e simulada mostraram boa coincidência.

Taylor *et. al.* (1998) propõem uma simulação muito mais elaborada para compor imagens de mama. Seu objetivo é reproduzir a anatomia mamária para o

tecido fibroso, que por sua vez é composto de lóbulos onde é formado o leite e de dutos que conduzem o leite até o mamilo. Anatomicamente os dutos formam uma árvore partindo do mamilo em direção ao tórax, sendo que no mamilo estão os dutos principais mais espessos que vão se ramificando em dutos cada vez menores. No final de cada duto há lóbulos produtores de leite. Um desenho simplificado de dutos e lóbulos pode ser visto na figura 4.8. Esta figura representa a região final de um duto.

A anatomia da mama contém outras estruturas do tipo fibroso que, também possuem estrutura tubular, como vasos sanguíneos, nervos e vasos linfáticos. Considerando que radiologicamente essas estruturas anatômicas possuem a mesma absorção aos raios X, todas podem ser consideradas como dutos. A diferença na absorção fica por conta do tecido adiposo que é menor que a do tecido fibroso.

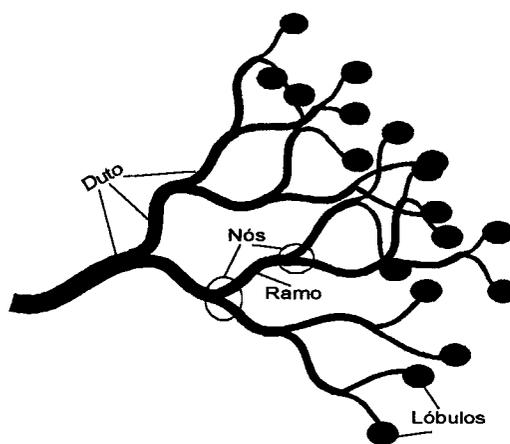


Figura 4.8 – Desenho esquemático de uma pequena região de dutos e lóbulos da mama.

Para produzir o crescimento da árvore de dutos a partir do mamilo foi usado um algoritmo recursivo, baseado numa teoria topológica desenvolvida para simular o crescimento dicotômico de algumas plantas. Esse algoritmo prevê que depois que um galho atinge um certo crescimento ele se divide em dois mais finos, como pode ser visualizado na figura 4.8. O algoritmo usa uma função $[Cresc(j, N, \theta_N)]$ que produz o crescimento de uma sub-árvore partindo de um nó (N), que se encontra no nível j de uma árvore em crescimento na direção θ_N . Uma sub-árvore é composta de dois ramos cujos tamanhos (L) são dados por:

$$L \propto \lambda(j)(1+r) \quad (4.17)$$

Onde: $\lambda(j)$ expressa o decaimento geométrico do comprimento em função do nível j ;
 r é uma variável aleatória no intervalo $[-r_{max}, +r_{max}]$.

Para gerar o caminho de um ramo com comprimento L entre o nó N no nível j e o nó N' no nível $(j+1)$ na direção θ_N , primeiro é feita uma ligação (l) em linha reta,

depois gera-se um terceiro ponto (M) localizado a uma distância d_M do ponto médio de l . O valor de d_M é escolhido como uma fração aleatória de L , tal que:

$$d_M = \omega L \quad (4.18)$$

Onde: ω é uma função uniforme aleatória pertencente ao intervalo $[-\omega_{max}, +\omega_{max}]$

Então o caminho entre os nós N e N' é formado por uma curva polinomial ajustada para os pontos (N, M, N'). O mesmo processo é repetido para crescer o segundo ramo da sub-árvore. Após o crescimento da sub-árvore a função *Cresc* é chamada novamente para crescer uma nova sub-árvore a partir dos nós N' gerados na iteração anterior. O processo de crescimento termina quando um número de níveis pré-definidos (J) é atingido. No final de cada ramo deste último nível é construído um lóbulo com formato esférico.

Para realizar o crescimento do sistema de dutos completo o mamilo é usado como nó inicial diversas vezes, no caso do exemplo apresentado no trabalho foram construídas quinze árvores de dutos a partir do nó inicial. A direção do primeiro ramo (θ_0) de cada árvore é uma escolha aleatória no intervalo de $[-20^\circ, +20^\circ]$ da linha que liga o mamilo ao tórax. As demais direções são escolhidas aleatoriamente no intervalo de $[-45^\circ, +45^\circ]$ a partir da direção anterior. O diâmetro dos dutos é constante num determinado ramo. A variação do diâmetro ocorre somente quando há mudança de nível através de uma função de decaimento dada pela equação 4.16.

$$d_j = 2^{-j/\Delta} d_0 \quad (4.19)$$

Onde: d_0 é o diâmetro do ramo inicial fornecido pelo usuário;
 Δ é o expoente de decaimento do diâmetro.

Após a construção do sistema de dutos os espaços vazios do volume da mama são preenchidos com tecido adiposo.

Como resultado podem ser geradas imagens bidimensionais para mamas comprimidas com espessuras H . Os níveis de cinza são obtidos pela diferença na proporção de tecido fibroso e adiposo na direção de uma linha perpendicular ao plano imagem, de maneira que, se ao longo dessa linha só houver tecido adiposo, o nível de cinza será zero.

A avaliação do algoritmo foi feita para uma pequena região do final do sistema de dutos onde aparecem os lóbulos, semelhante a da figura 4.8. Usando uma imagem de um corte histológico, dessa região, de uma mama real e uma imagem de uma região equivalente obtida com o algoritmo de crescimento de dutos, foi obtido o espectro de Fourier para ambas e este foi apresentado em gráfico. De acordo com o gráfico o espectro da imagem de mama real é um pouco mais irregular do que o da imagem da mama simulada, mas ambos seguem o mesmo padrão geral.

4.4.3 – Simuladores de vasos

A simulação computacional de vasos sanguíneos é mais antiga que a simulação de microcalcificações ou mama, o que mostra a necessidade desse tipo de ferramenta na avaliação da qualidade de imagem. Doi; Rossmann (1974) fizeram uma simulação simples de um vaso sanguíneo para prever o efeito da magnificação radiográfica na imagem desses vasos, considerando vários sistemas écran-filme. Nesse trabalho, a simulação não trazia como resultados as imagens desses vasos, em virtude das limitações computacionais da época. Por essa razão, o efeito do sistema écran-filme foi calculado sobre uma seção transversal do vaso cilíndrico e não sobre o vaso todo. A proposta foi prever qual seria o borramento impresso, ao longo de uma linha transversal ao vaso, para diferentes sistemas écran-filme, considerando o diâmetro do vaso. Para realizar estes cálculos, a seção transversal foi convolvida, primeiro com a função de espalhamento de linha do ponto focal obtida na direção correspondente e depois com a função de espalhamento de linha do sistema écran-filme. Dessa forma foi possível obter a densidade em função da distância. A figura 4.9 ilustra o tipo de resultado obtido com a simulação proposta.

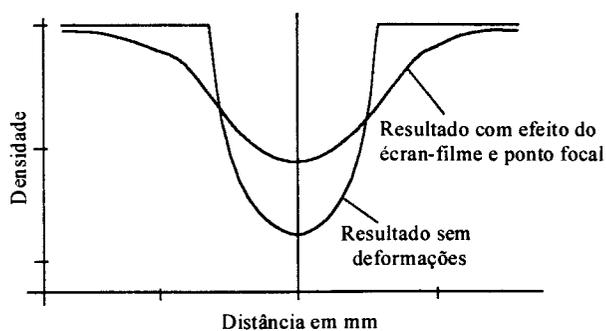


Figura 4.9 – Ilustração do resultado obtido com simulador de vasos de acordo com Doi; Rossmann (1974).

Num trabalho posterior Doi; Loo; Rossmann (1977) propuseram um trabalho sobre a validade da simulação computacional de vasos sanguíneos em imagens angiográficas. Neste trabalho eles usaram o mesmo modelo de simulação proposto anteriormente porém, com outra aplicação. Os resultados continuam sendo apresentados como ilustrado na figura 4.9. Neste trabalho porém, a validade da simulação é avaliada através de imagens reais obtidas com cilindros de polietileno, de 1.19 e 1.70 mm de diâmetro, preenchidos com contraste. A densidade óptica do filme foi medida ao longo de uma linha perpendicular ao comprimento do vaso de modo que pudesse ser sobreposta ao gráfico ilustrado na figura 4.9 para que fossem feitas as devidas comparações.

CAPÍTULO 5

Métodos e Processos

5.1 – Descrição e manuseio dos fantomas de mama

Este capítulo apresenta os métodos e processos desenvolvidos para: simular tanto as estruturas anatômicas quanto os parâmetros dos sistemas radiológicos responsáveis para formar as imagens; validar as simulações e desenvolver as aplicações.

Foi necessário, a fim de validar o modelo escolhido para a simulação computacional da mama, realizar dois fantomas de mama e um fantoma de microcalcificações. Eles permitiram o controle de algumas das variáveis envolvidas na pesquisa, de modo que os resultados puderam ser analisados adequadamente.

Os fantomas foram construídos com os próprios tecidos de mama. A espessura e a proporção entre os tecidos fibroso e adiposo são as variáveis conhecidas destes fantomas.

O fantoma de microcalcificações, que simula depósitos de cálcio na mama, foi construído com fragmentos de osso. A espessura e a posição de cada microcalcificação são conhecidas.

5.1.1 - Confeção do fantoma de tecidos

Este fantoma foi construído com três amostras de tecido de mama saudável obtidas por meio de mastoplastia, sendo pacientes de 25 anos, 48 anos e 65 anos. Dessa forma foi possível obter diferentes proporções entre os tecidos adiposo e fibroso para representar desde uma mama de uma pessoa jovem até uma mama de

uma pessoa idosa. Foram usadas amostras de tecido de mama saudável de modo a não haver interferências causadas por possíveis depósitos de cálcio.

Depois de coletadas, as amostras foram mantidas em formalina neutra tamponada por um período mínimo de 48 horas, para promover uma esterilização mínima. Após este período foi separada uma parte de cada amostra para a determinação da densidade média dos tecidos fibroso e adiposo, e estabelecer as proporções médias entre os mesmos, para as três amostras.

a) Obtenção das proporções entre os tecidos de cada amostra

Para obter a proporção entre os tecidos foi necessário medir a densidade média de cada tecido e a densidade média de cada amostra. Foram separados, através de cortes, os tecidos fibroso e adiposo. Os tecidos onde a separação não foi possível, por estarem imbricados, não foram utilizados. As densidades foram obtidas em laboratório pelo princípio de Arquimedes. A pesagem das amostras foi feita com uma balança de quatro casas decimais de precisão da marca/modelo Mettler AE 260. O líquido de densidade conhecida, necessário para a determinação da densidade das amostras foi água pura e a tabela de densidade em função da temperatura é dada por Morrison; Boyd (1973).

Foram determinadas as seguintes proporções entre os tecidos: para a amostra obtida da paciente de 65 anos, 44% de tecido fibroso e 56% de tecido adiposo; para a amostra da paciente de 48 anos, 48% de tecido fibroso e 52% de tecido adiposo; para amostra da paciente de 25 anos 53% de tecido fibroso e 47% de tecido adiposo.

b) Acondicionamento das amostras

Foram construídos dois recipientes de lucite para acondicionar as três amostras de tecido, cujas medidas externas são $86 \times 86 \times 50 \text{ mm}^3$ e $70 \times 70 \times 50 \text{ mm}^3$, os quais serão referenciados, de agora em diante, como “**fantoma 1**” e “**fantoma 2**” respectivamente. Os dois possuem paredes de 3.0 mm de espessura. O fantoma 1 foi dividido em duas partes para acondicionar duas das amostras, a primeira com proporções de tecidos fibroso/adiposo de 44/56 %, a segunda com as proporções de 48/52%, pois a quantidade destes tecidos era pequena. O fantoma 2 recebeu a amostra de 53/47%.

Para acondicionar as amostras foi colocado dentro de cada recipiente uma quantidade de formalina neutra correspondente a cerca de 30% do seu volume. As amostras foram depositadas dentro do recipiente e pressionadas para que ficassem o mais compactadas possível e o excesso de formalina saísse. A formalina ocupou os espaços onde não houve boa compactação, como nos cantos, de modo que permanecesse a menor quantidade de ar possível. Em seguida os recipientes foram cuidadosamente selados. Os fantasmas podem ser vistos nas figuras 5.1a e 5.1b.

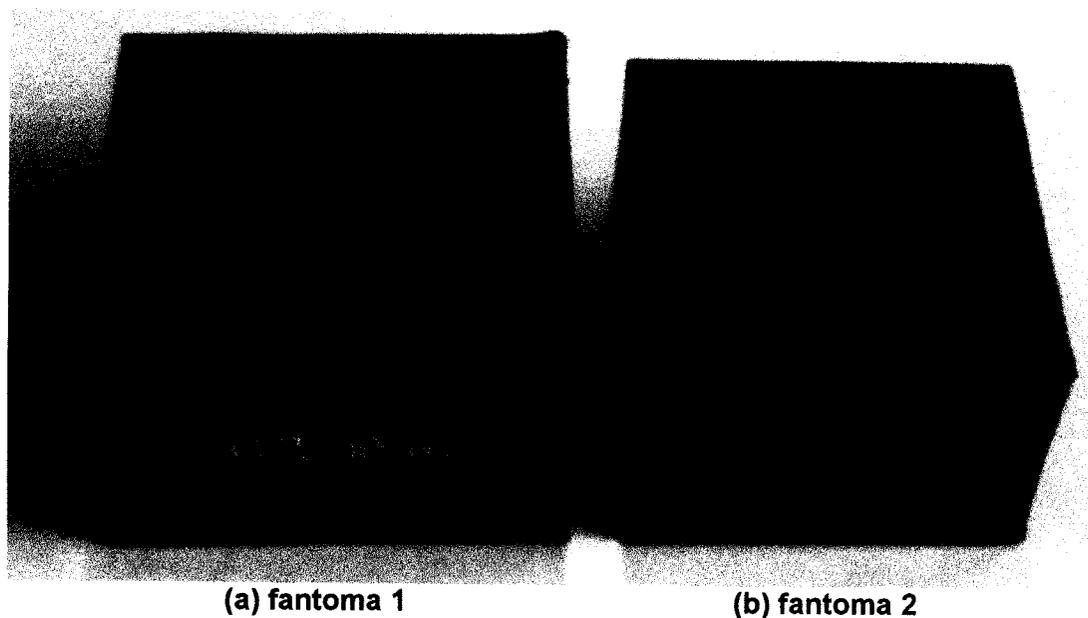


Figura 5.1 – (a) foto do fantoma 1 com duas amostras de tecido; (b) foto do fantoma 2 com a terceira amostra de tecido.

5.1.2 - Confeção do fantoma de microcalcificações

Este fantoma foi obtido através da fixação de fragmentos de osso cortical, de diferentes tamanhos, numa placa de lucite. Ele pode ser sobreposto aos fantasmas de tecidos para simular as microcalcificações que deveriam ser detectadas nas imagens produzidas nos testes.

a) Obtenção das microcalcificações

Para confeccionar as microcalcificações, um pedaço de osso cortical foi laminado através de sucessivos cortes, com espessuras variando de 0.1 a 1.0 mm. Depois essas lâminas foram fragmentadas, produzindo fragmentos que foram medidos e separados de acordo com a forma e o tamanho. As medidas das lâminas foram feitas com um micrômetro da marca Mytutoio com divisões de 0.01 mm. As medidas dos fragmentos foram feitas com um microscópio de projeção da marca KARL ZEISS JENA, modelo VORSCHALTGERAT HB O 200 e um retículo de 5mm com divisões de 50 μ m.

b) Construção do fantoma de microcalcificações

Este fantoma foi construído utilizando uma placa de lucite de 1,0 mm de espessura e dimensões laterais de 70x70 mm². Nesta placa foram feitos 96 furos em cada qual foi colocada uma microcalcificação fixada com cola de lucite. As irregularidades da cola foram lixadas para que a placa ficasse plana novamente. O resultado desse processo é uma placa de lucite de 1.0 mm de espessura com as microcalcificações imersas.

Nesta placa as 96 microcalcificações foram distribuídas em quatro grupos iguais sendo que cada grupo foi dividido em quatro subgrupos. Cada subgrupo ficou com 6 microcalcificações com a mesma espessura, porém com variações nas formas e dimensões laterais em consequência da fragmentação das placas de osso. De um subgrupo para o outro as microcalcificações variam de espessura sendo que no primeiro, elas tem 0.2mm, no segundo 0.3 mm, no terceiro 0.4 mm e no quarto 0.5 mm. Com variações de até 10% em virtude da precisão do retículo do microscópio (divisões de 0.05mm) e do micrômetro utilizados para medir a espessura das placas (divisões de 0.01mm).

As seis microcalcificações de cada subgrupo estão alinhadas em duas filas com três microcalcificações cada, conforme mostra a figura 5.2b.

Os grupos foram montados no centro das regiões de interesse dos fantasmas de tecidos, assim eles não ficam sobrepostos às bordas dos recipientes, nas imagens. A

figura 5.2a é uma foto do fantoma de microcalcificações junto com a peça que permite encaixa-lo ao fantoma de tecidos. A figura 5.4b é uma radiografia do fantoma de microcalcificações e binarizada para mostrar apenas as formas e as posições das microcalcificações dentro da placa.

A divisão deste fantoma em quatro grupos iguais de microcalcificações permite obter quatro regiões de interesse para cada fantoma de tecidos, ou seja, oito regiões de interesse no total.

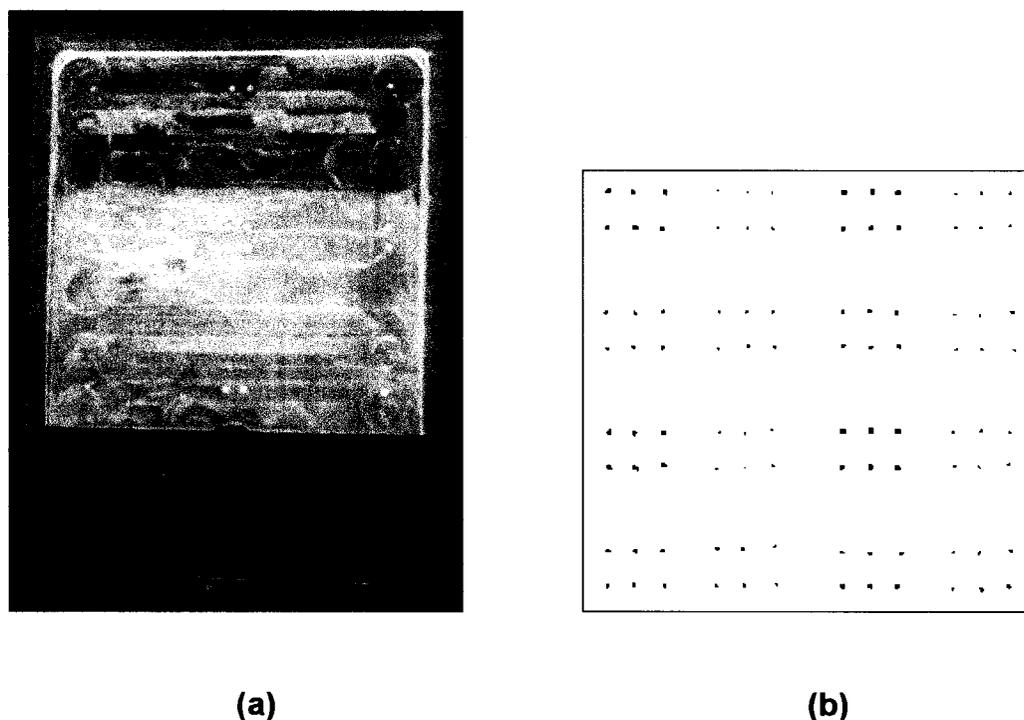


Figura 5.2 – fantoma de microcalcificação; (a) foto da placa, que contém as microcalcificações e da peça, que permite acoplamento aos fantasmas de tecidos; (b) imagem de raios X binarizada do fantoma de microcalcificações, para mostrar sua distribuição.

5.1.3 - Acoplamento e manuseio dos fantasmas

Para produzir as imagens do fundo, com ou sem microcalcificações, os fantasmas de tecidos são fixados sobre a mesa do aparelho de raios X com fita adesiva dupla-face. Em cima é fixada uma peça que permite a colocação e retirada do fantoma de microcalcificações sem que o simulador de fundo se movimente entre uma exposição e outra. Quando se deseja colocar as microcalcificações embaixo dos fantasmas de tecidos, fixa-se primeiro a peça de acoplamento e sobre esta se fixa o

fantoma de tecidos. A figura 5.3 mostra uma foto do acoplamento representando esta última situação.

Quando as imagens são feitas sem o fantoma de microcalcificações, é colocado no lugar deste, uma placa de lucite do mesmo formato e espessura, assim as imagens de fundo são produzidas com a mesma exposição aos raios X independentemente da presença das microcalcificações.



Figura 5.3 – Foto do acoplamento do fantoma de microcalcificações com o fantoma de tecidos.

A peça usada para fazer o acoplamento entre os fantomas possui marcadores de chumbo que delimitam regiões de $30 \times 30 \text{mm}^2$, contendo cada uma um grupo com 24 microcalcificações. A figura 5.4 mostra os pontos vermelhos que são as posições dos marcadores em relação as microcalcificações. O objetivo destes marcadores é delimitar as regiões de interesse que contenham as microcalcificações quando não for possível identifica-las adequadamente nas imagens. Por serem de chumbo eles sempre aparecerão, independentemente da visualização das microcalcificações.

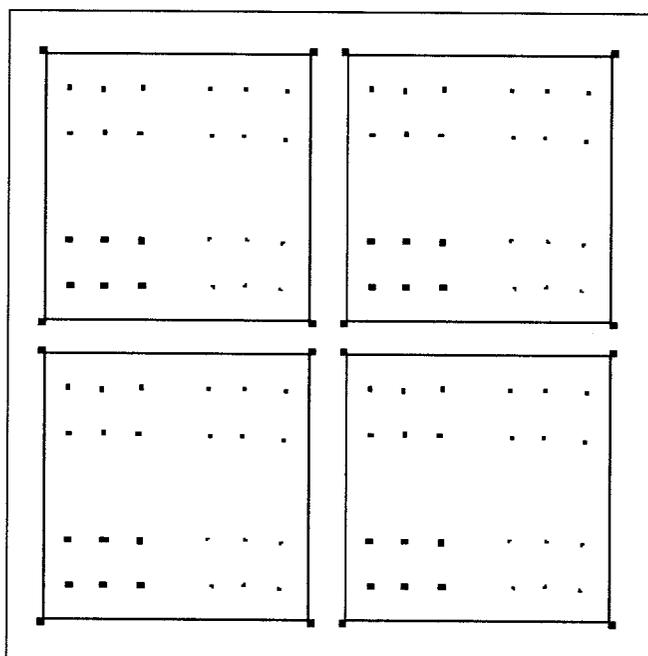


Figura 5.4 – Posicionamento dos marcadores de chumbo (pontos vermelhos) em relação aos grupos de microcalcificações. Os quadrados representam as regiões de interesse.

5.2 – Simuladores virtuais de mama

5.2.1 - Introdução

Neste trabalho foi adotado um modelo físico da mama, para poder simular, em computador, imagens nas mesmas condições em que elas são produzidas na rotina hospitalar. Este modelo considera a existência dos tecidos fibroso e adiposo e depósitos de cálcio, como sendo os constituintes básicos da mama.

Foram simuladas estruturas tridimensionais de uma região da mama e não da mama toda. Essas estruturas tridimensionais representam um volume da mama que, quando radiografado, gera imagens de $30 \times 30 \text{mm}^2$. Essas dimensões são equivalentes às regiões delimitadas pelos marcadores de chumbo contidos nos fantasmas de tecidos reais.

5.2.2 – Constituição da mama

A mama da mulher, segundo Dangelo; Fattini (1998), têm forma, geralmente, cônica, podendo haver muita variação dependendo da quantidade de tecido adiposo e do estado funcional. A arquitetura da mama é constituída de parênquima, estroma e pele. O parênquima é o tecido glandular, que é composto de 15 a 20 lobos primários, cujos ápices estão voltados para a superfície e as bases estão voltadas para parte profunda da mama. O estroma é o tecido conjuntivo que envolve cada lobo e o corpo mamário como um todo. Nele predomina o tecido adiposo que é sustentado por inúmeras trabéculas de tecido conjuntivo denso. A forma e o tamanho estão diretamente relacionados com a quantidade de estroma. A pele é um revestimento fino dotado de glândulas sebáceas e sudoríparas. Através da pele se nota por transparência veias superficiais. A figura 5.5 ilustra esta arquitetura.

5.2.3 – Modelo adotado para a simulação

Foi considerado um modelo físico da mama já comprimida no equipamento de raios X. pronta para ser radiografada. Esse modelo é composto de estruturas de sustentação, vasos sanguíneos, glândulas mamárias e dutos mamários, tratados genericamente como tecido fibroso e gorduras tratadas genericamente como tecido adiposo.

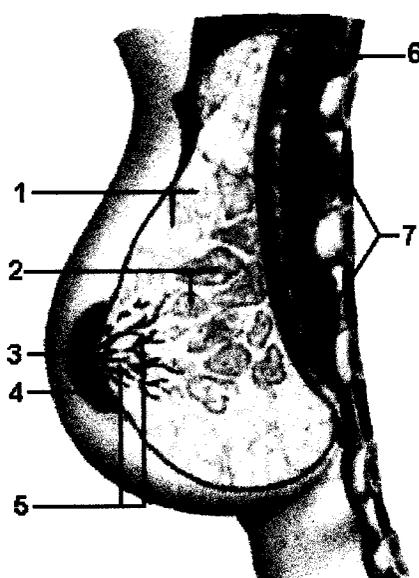


Figura 5.5 – Esboço das estruturas mamárias e sua distribuição dentro da mama: 1) tecido adiposo; 2) tecido glandular; 3) mamilo; 4) auréola; 5) canais galactóforos (dutos); 6) músculo peitoral; 7) músculos intercostais.
Fonte: Grande Enciclopédia Larousse Cultural v. 15, p. 3763.

Do ponto de vista estrutural os tecidos fibrosos podem ser divididos tanto em lóbulos que são representados por estruturas arredondadas quanto em vasos, dutos e estruturas de sustentação que são representados por estruturas alongadas. As estruturas de sustentação são tecidos fibrosos com formas alongadas ligadas entre si formando uma trama, principalmente nas proximidades da pele. O tecido adiposo preenche os espaços não ocupados pelos tecidos fibrosos, além de preencher uma camada relativamente uniforme sob a pele. A figura 5.5 mostra o esboço da mama com a predominância dos tecidos em cada região.

No algoritmo desenvolvido para este trabalho são usadas estruturas geométricas como modelos representativos das estruturas físicas. Elipsóides para representar as estruturas arredondadas (lóbulos) e curvas cilíndricas flexíveis para representar as estruturas alongadas (vasos, dutos, e fibras de sustentação).

Para os elipsóides são escolhidos aleatoriamente: o raio_a, o raio_b e o centro dentro da estrutura tridimensional. Para as curvas cilíndricas as escolhas aleatórias são: o diâmetro, o grau da curva e as posições inicial e final. Os limites desses parâmetros podem ser ajustados para que os tamanhos das estruturas sejam controlados. A quantidade final de estruturas é limitada pela percentagem do tecido fibroso em relação ao adiposo. Essa percentagem é um parâmetro de entrada fornecido pelo usuário, assim como a espessura da mama comprimida.

Os elementos geométricos são montados dentro da estrutura tridimensional em camadas binárias, onde os pontos com valor 1 (um) significam presença de tecido fibroso e os pontos com valor 0 (zero) devem ser preenchidos com tecido adiposo. A camada binária representa uma fatia de cada estrutura geométrica que está sendo montada no momento. A sobreposição das camadas forma a estrutura tridimensional que representa a mama simulada. Uma quantidade mínima de camadas deve ser utilizada na confecção do simulador, esse valor será discutido mais adiante, no item da formação da imagem simulada.

a) transformação da estrutura tridimensional em um mapa de espessuras

Para obter a imagem simulada dessa estrutura tridimensional foi necessário transformá-la em um mapa de espessuras. Este mapa é uma matriz com os valores das espessuras de cada tecido, para cada ponto do plano imagem. O mapa de espessuras pode ser melhor entendido se for considerado o caminho de um fóton de

raios X que incide perpendicularmente sobre um ponto da estrutura tridimensional e atravessa todas as camadas até atingir o sensor, conforme mostra a figura 5.6. A soma da quantidade de “1” (uns), que o fóton atravessou, representa a espessura de tecido fibroso para o fóton. A espessura de tecido adiposo, para o mesmo fóton, é a diferença entre a espessura de tecido fibroso e a espessura da mama. Estendendo este procedimento para todos os pontos de incidência do feixe de raios X, ao longo da área de compressão da mama, obtêm-se uma matriz com as espessuras dos tecidos para cada ponto do sensor, ou seja, é possível determinar o quanto de cada tecido o feixe de raios X percorreu até atingir um ponto do filme. Na figura 5.7 é apresentado um diagrama em blocos do algoritmo desenvolvido para montar os mapas de espessuras.

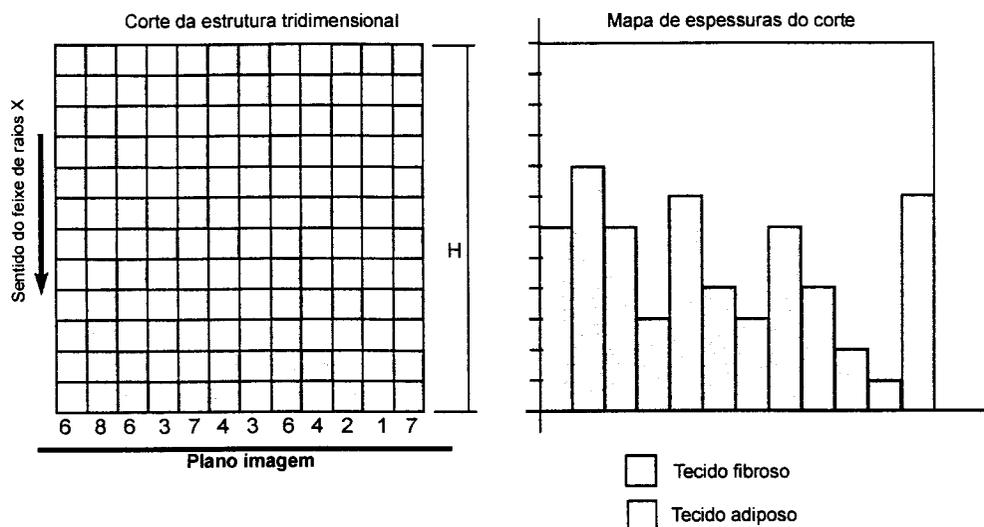


Figura 5.6 – A esquerda está um esquema de um corte da estrutura tridimensional da mama simulada contendo 12 camadas e a direita o respectivo mapa de espessuras.

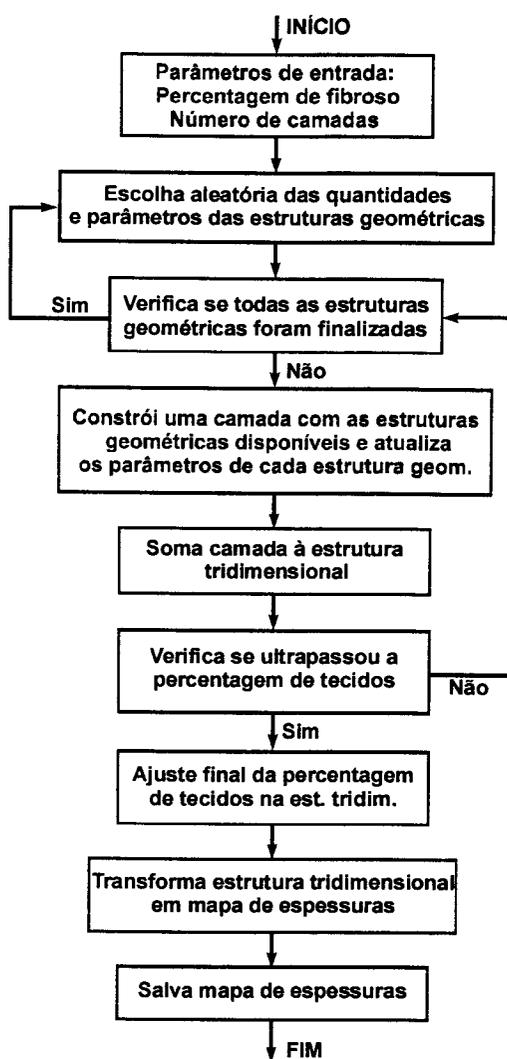


Figura 5.7 – Diagrama em blocos do algoritmo desenvolvido para montagem dos mapas de espessuras.

5.2.4 – Simulação de microcalcificações

O simulador virtual de microcalcificações é composto de 24 microcalcificações divididas em quatro subgrupos com seis microcalcificações cada um e distribuídas em duas filas. As microcalcificações de cada subgrupo foram simuladas com as mesmas espessuras que as do fantoma real (0.2, 0.3, 0.4 e 0.5 mm).

Elas foram construídas manualmente com um software de desenho gráfico. Este simulador também foi desenvolvido em camadas e convertido em mapas de espessuras.

5.3 – Parâmetros necessários à simulação das imagens radiológicas

A simulação das imagens, nas mesmas condições de exposição da rotina hospitalar, requer o conhecimento dos espectros de raios X e de todas as tensões que serão utilizadas. Além disso, para que sejam calculadas as interações dos raios X com os materiais envolvidos na formação da imagem é necessário o conhecimento dos seus coeficientes de atenuação lineares. Este tópico é dedicado a esclarecer como foram obtidos ou calculados todos estes dados para depois mostrar como foram montadas as imagens simuladas.

5.3.1 – Espectros de raios X

Tipicamente os mamógrafos fornecem espectros de baixa tensão (18 a 50kVp) para dois tipos de ânodos: molibdênio e ródio. No entanto, as investigações deste trabalho necessitam que toda a faixa de tensão usada para o diagnóstico seja analisada. Porém, tensões acima de 50 kVp só estão disponíveis para ânodos de tungstênio, em equipamentos convencionais. Por isso foram utilizados os espectros de baixa tensão para os dois tipos de ânodos já citados, enquanto que espectros de alta tensão foram considerados somente para ânodo de tungstênio. Os espectros de tensão foram obtidos para intervalos de 1 em 1 kV dentro da faixa de 18 a 50 kVp e os espectros de alta tensão pico em intervalos de 5 em 5 kV dentro da faixa de 30 a 140 kVp.

5.3.1.1 – Obtenção dos espectros de baixa tensão para ânodos de ródio e molibdênio (faixa mamográfica)

Os espectros de baixa tensão, usados nesta pesquisa foram obtidos do levantamento de espectros reais realizado por Boone *et. al.* (1997), que usou tubo com ânodo de molibdênio da marca “Eureka”, modelo/número “Mam Rad 100 Insert 71HR” e tubo com ânodo de ródio da marca “General Electric Co.”, modelo “Statorix M52”. O levantamento dos espectros foi realizado com um detector de germânio de alta pureza acoplado a um analisador multicanal que foi ajustado para diferenciar energias de 100 eV. As medidas, de cada espectro, foram realizadas em intervalos de 500 eV, sendo que o início da leitura, para ânodo de molibdênio, foi em

500 eV até a kV final. Para o ânodo de ródio as medidas, também foram feitas em intervalos de 500 eV, mas, com início em 200 eV até a kV final. Essa diferença, nos pontos de início de leitura, é para que as linhas de emissão característica dos ânodos de molibdênio e de ródio sejam medidas nos pontos onde de fato elas ocorrem.

Os espectros foram medidos, para os dois ânodos, em intervalos de dois kVp para as tensões de 18 a 42 kVp. Todos os espectros, de cada ânodo, tiveram suas medidas normalizadas para que correspondessem a um valor constante de corrente \times tempo (mAs), porém este valor constante não foi fornecido pelos autores.

Os autores submeteram suas medidas a uma técnica de interpolação polinomial para que valores intermediários de espectros pudessem ser obtidos. Essa técnica de interpolação foi convertida em um programa escrito em linguagem C e disponibilizado na Internet³ através do “site” da “Medical Physics”. No “site” encontra-se uma versão compilada do programa que gera espectros de 5 em 5 kV no intervalo de 20 a 40 kVp e os arquivos fontes com as tabelas usadas na interpolação. As tabelas estão disponíveis para gerar espectros de 18 a 42 kVp.

Para obter os espectros em intervalos de um kVp na faixa de 18 a 42 kVp, conforme usado neste trabalho, o programa fonte foi modificado com este objetivo e compilado novamente.

Os oito espectros restantes (43 a 50 kVp), que não foram fornecidos pelos autores, foram estimados com base no espectros obtidos através do programa. Essa estimativa foi realizada em dois passos.

O primeiro usou uma técnica de interpolação polinomial, semelhante àquela utilizada por Boone *et. al.* (1997). A descrição de um exemplo permitirá entender o procedimento utilizado neste primeiro passo: para estimar a quantidade de fótons na energia de 10 keV do espectro de 43 kVp, foram interpolados todos os valores de quantidade de fótons para a energia de 10 keV dos espectros 18 a 42 kVp. Essa interpolação permitiu encontrar o polinômio que se ajustasse melhor a estes pontos. Através desse polinômio foi estimada a quantidade de fótons para a energia de 10 keV do espectro de 43 kVp. O mesmo polinômio permitiu estimar a quantidade de fótons para a energia de 10 keV dos espectros de 44 a 50 kVp. Este procedimento foi repetido para todas as energias de 1 keV até 28 keV. A partir desta energia não havia

³ “Site” da “Medical Physics”: <http://www.aip.org/epaps/epaps.html>

mais pontos suficientes para fazer uma boa interpolação, então foi utilizado um outro procedimento, descrito no segundo passo.

O segundo passo foi a extrapolação dos espectros parciais obtidos no primeiro, de modo que fosse possível encontrar a quantidade de fótons das energias que vão de 28 keV até a tensão de cada espectro. Para dar andamento a este passo, deve-se observar os espectros mostrados nas figuras 5.8a e 5.8b, onde se pode perceber que, a partir da energia de 20.5 keV a quantidade de fótons decai aproximadamente de forma linear até a tensão, ponto em que a quantidade é próxima de 0 (zero). Considerando que alguns eV acima da tensão de pico este valor é realmente 0 (zero), pode-se encontrar uma curva que se ajusta aos pontos já estimados (de 20.5 a 28 keV) e que tem esse ponto de zero conhecido. Dessa forma foi possível fazer a extrapolação dos espectros parciais.

Estes procedimentos foram realizados com o auxílio do programa gerador de gráficos *Origin* versão 5.0. No processo de interpolação foram escolhidos os polinômios que apresentaram o menor erro em relação aos pontos utilizados. O erro de cada polinômio escolhido, em relação a qualquer ponto do espectro, nunca ultrapassou $\pm 1\%$.

O resultado destes procedimentos pode ser visto na figura 5.8b, onde estão apresentados os espectros reais, para ânodo de molibdênio, de 36 a 42 kVp e os espectros estimados, para o mesmo ânodo, de 44 a 50 kVp. Na figura 5.9a são mostrados os espectros reais de 18 a 34 kVp.

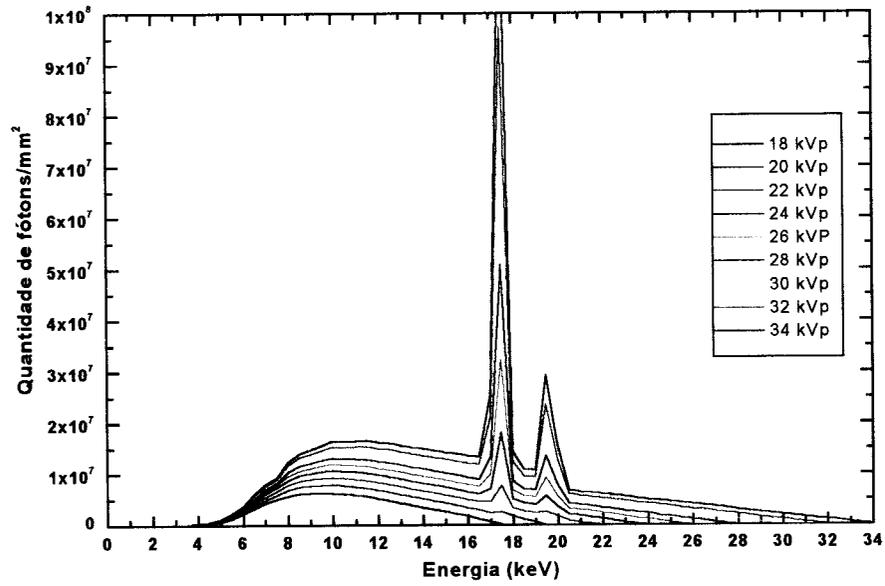


Figura 5.8a – Espectros de 18 a 34 kVp emitidos por ânodo de molibdênio que foram gerados como o programa desenvolvido por Boone *et. al.* (1997).

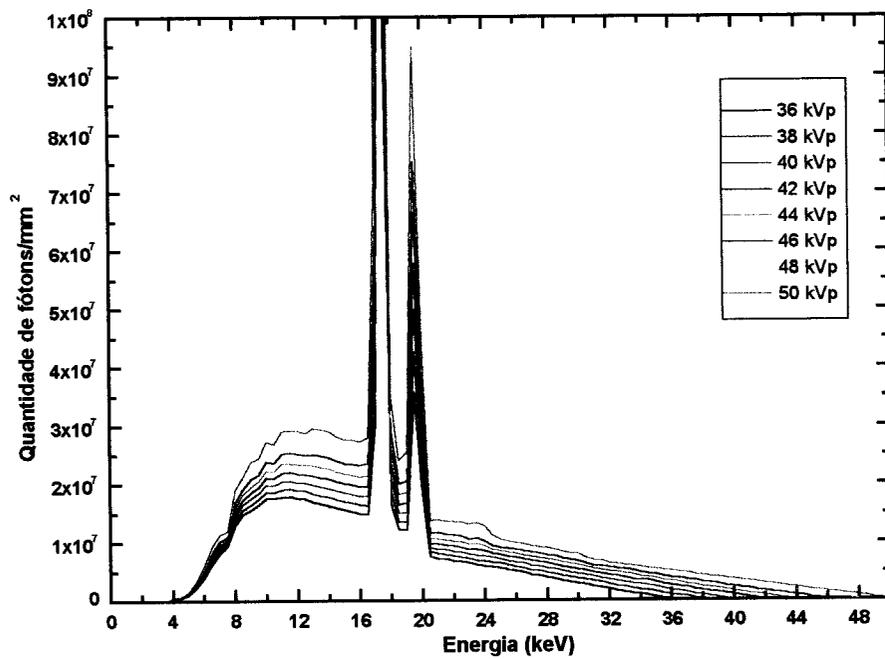


Figura 5.8b – Espectros de 36 a 50 kVp emitidos por ânodo de molibdênio que foram gerados como o programa desenvolvido por Boone *et. al.* (1997). Os picos das linhas características foram cortados neste gráfico para melhorar a visualização. O valor máximo de quantidade de fótons ocorre para o espectro de 50 kVp e é 4.2×10^8 .

5.3.1.2 – Obtenção dos espectros de alta tensão para ânodo de tungstênio

Os espectros de alta energia foram medidos por Boone; Seibert (1997). Eles usaram um tubo com ânodo de tungstênio da marca “Toshiba – Rotanode”, modelo “DRX-5735”. O procedimento de leitura dos espectros foi realizado de maneira semelhante ao descrito anteriormente, para os ânodos de ródio e molibdênio. Porém, desta vez foram especificadas, a distância do detector de germânio ao ânodo (1000 mm) e a corrente do tubo (10 mA).

Foram feitas leituras para 16 valores diferentes, de tensão, no intervalo de 50 a 124 kVp. A leitura da quantidade de fótons, para cada espectro, foi feita em intervalos de 1000 eV.

Todos os espectros tiveram suas medidas normalizadas para que correspondessem a um valor constante de corrente \times tempo de 10 mAs.

Os dados lidos passaram por uma rotina de interpolação para que fossem obtidos os espectros de valores intermediários. Esta rotina foi convertida em um programa, escrito em linguagem C, da mesma forma que ocorreu para os espectros de baixa energia. Os arquivos fontes do programa, juntamente com as tabelas dos coeficientes polinomiais que foram usadas na interpolação, eram disponibilizados na Internet pelo “site” da “Medical Physics”.

O programa fonte estava ajustado para fornecer um espectro de cada vez, conforme o valor de tensão escolhido pelo usuário. Não foi necessário fazer qualquer modificação no programa para gerar os espectros desejados. Os espectros gerados podem ser visualizados nas figuras 5.9a e 5.9b.

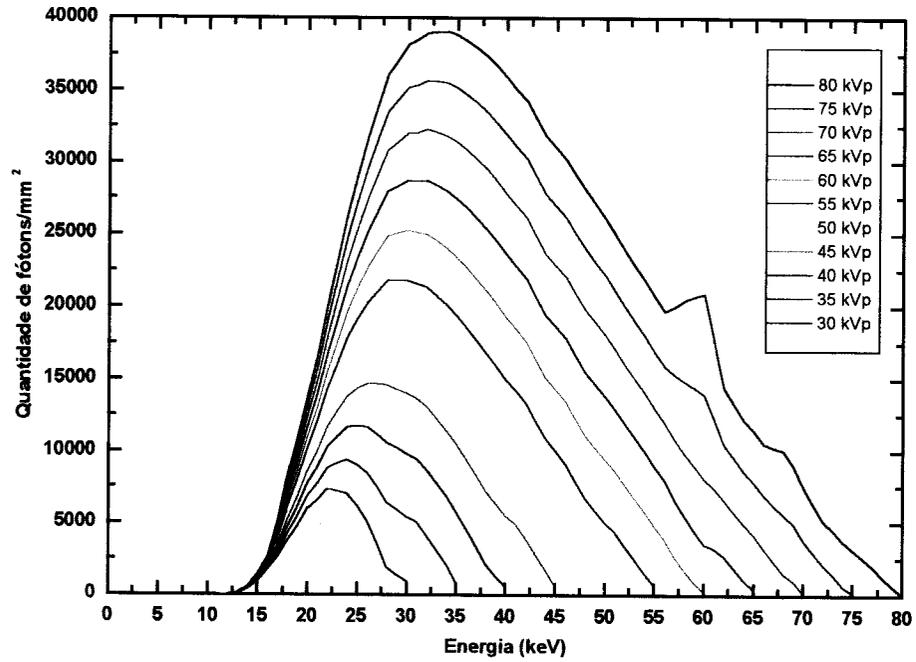


Figura 5.9a - Espectros de 30 a 80 kVp emitidos ânodo de tungstênio que foram gerados com o programa desenvolvido por Boone; Seibert (1997).

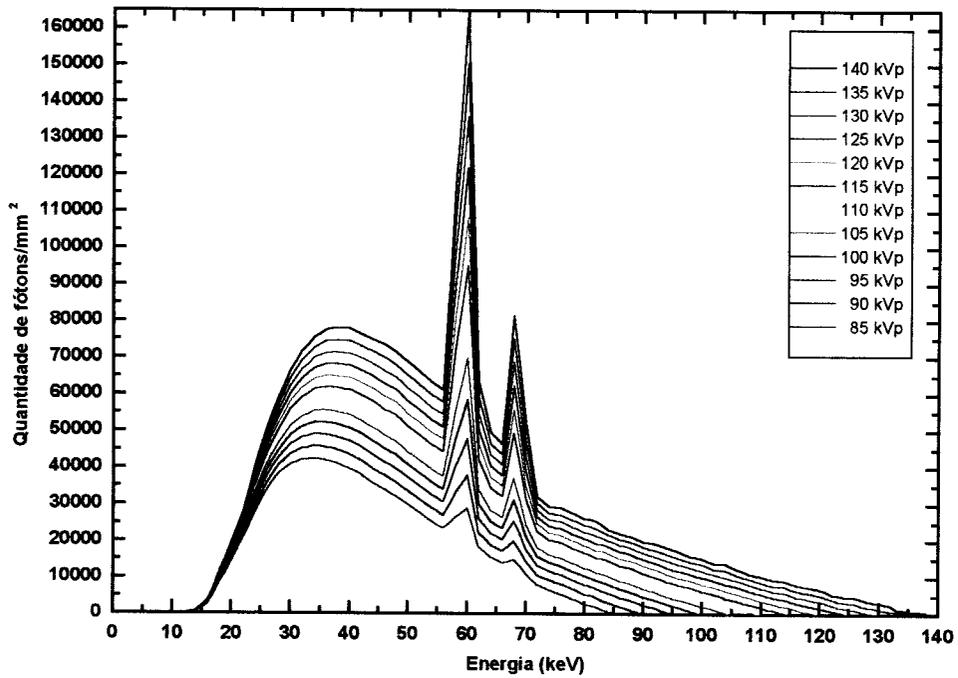


Figura 5.9b – Espectros de 85 a 140 kVp emitidos por ânodo de tungstênio que foram gerados como o programa desenvolvido por Boone; Seibert (1997).

5.3.2 – Coeficientes de atenuação linear total (μ) dos materiais envolvidos

Para gerar as imagens simuladas é essencial que todos os tecidos e materiais envolvidos nos cálculos estejam bem caracterizados em termos de atenuação de radiação. Diversas publicações trazem os coeficientes dos materiais, mas apenas para algumas energias do espectro. Isso dificulta a obtenção destes para o espectro como um todo. Uma das opções seria fazer a interpolação entre os valores dados, entretanto, para que este método não gere erros significativos nos valores intermediários dos coeficientes, é necessário encontrar o melhor ajuste para cada um dos materiais utilizados. Como não há uma fonte única que forneça os coeficientes de todos os materiais, as diferenças na precisão e técnica das medidas poderiam ser fontes de discrepâncias entre os coeficientes de um material e outro. Por essas razões, optou-se por outra alternativa que faz com que eles venham de uma única referência. Os coeficientes dos materiais foram determinados pela percentagem em massa de cada elemento químico que o constitui.

Este tópico é dedicado a apresentar as formas com que foram obtidos os coeficientes de todos os materiais utilizados neste trabalho.

5.3.2.1 – Coeficientes mássicos de atenuação dos elementos químicos puros

Boone; Chavez (1996) tiveram acesso a um conjunto de dados compilados pela “University of California Radiation Laboratory” documento (UCRL-50400, Vol. 6, Part A and B, Rev. 4, 1989) onde estão tabelados os valores dos coeficientes dos elementos químicos puros. Esses dados foram tratados, pelos autores, de modo que ficassem facilmente utilizáveis por físicos em medicina. Foram eliminados os coeficientes para energias muito altas e para energias muito baixas e foram preservados os coeficientes na faixa de 1 keV a 50 MeV dos elementos químicos com números atômicos de 1 a 100. Para minimizar o volume de dados, os valores dos coeficientes de atenuação foram convertidos em polinômios de interpolação. Esses polinômios foram tabelados e em seguida foi confeccionado um programa que pudesse ler essas tabelas e gerar os coeficientes de atenuação para qualquer faixa de energia entre 1 keV e 50 MeV. Essas tabelas trazem ainda todas as linhas

características das camadas L e K dos elementos que as possuem. O programa fonte, escrito em linguagem C, juntamente com as tabelas foram obtidas na Internet através do “site” da “Medical Physics”.

5.3.2.2 – Coeficientes de atenuação de massa (μ/ρ) e densidade (ρ) dos tecidos e materiais

a) Tecidos fibroso, adiposo, carcinoma e músculo:

Esses tecidos não apresentam coeficientes de atenuação de massa constantes na mesma energia, normalmente as publicações trazem medidas para vários pacientes com valores máximos, mínimos e médios. Vários pesquisadores publicaram trabalhos que trazem os coeficientes ou as percentagens em massas de cada elemento químico dos tecidos, mas dificilmente esses valores coincidem, Al-Bahri; Spyrou (1996), Farquharson *et. al.* (1995), Hubbell (1982), Johns; Yaffe (1987), Millar (1975). Nos caso do tecido fibroso e do carcinoma nenhum desses autores apresentam a percentagem em massa dos elementos químicos que os constituem, então foi estimada uma composição a partir da composição do músculo, que é um tecido fibroso e foi fornecida por Millar (1975). As percentagens dos elementos foram ajustadas para que os valores coincidisse com os valores médios do tecido fibroso e do carcinoma apresentados por Johns; Yaffe (1987). Os dados apresentados por estes autores foram escolhidos para este trabalho por três motivos: a) eles mediram os coeficientes de atenuação de um número maior de amostras (14 pacientes); b) eles trazem o valor da densidade para as mesmas amostras, o que é importante para determinação do μ ; c) ele fizeram as medidas até 110 keV, o que permite um melhor ajuste dos valores calculados e atendem às necessidades do trabalho para fazer as simulações de imagens usando alta tensão.

Para montar a composição do tecido adiposo foi usada a fórmula química do glicerídeo fornecida por Morrison; Boyd (1973) e as proporções dos elementos também, foram ajustadas para que os valores dos coeficientes coincidisse com os valores fornecidos por Johns; Yaffe (1987).

As densidades dos tecidos foram determinadas em laboratórios e comparadas aos valores fornecidos por Johns; Yaffe (1987). Este procedimento assegurou que as simulações não ficassem distantes da realidade. Os valores obtidos no laboratório

estavam próximos dos valores médios e entre os valores máximo e mínimo, dados pelos autores.

Neste trabalho, também foi necessário obter os coeficientes de atenuação de massa do músculo, então foi usada a composição apresentada por Millar (1975) e as proporções dos elementos foram ajustadas para que os coeficientes coincidisse com os valores dados por Hubbell (1982).

b) Microcalcificações e Osso:

Vários trabalhos apresentam as fórmulas químicas das microcalcificações como sendo: oxalato de cálcio $[\text{CaC}_2\text{CO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}]$ e hidroxiapatita $[\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}]$, conhecido como osso mineral, Castronovo; Bellahcene (1998), Frouge *et. al* (1993), Johns *et. al.* (1985), Nesbitt *et. al.* (1995), Tornos *et. al.* (1990).

Inicialmente a fórmula química da hidroxiapatita foi usada para calcular os coeficientes de atenuação das microcalcificações. Porém, nenhum dos trabalhos mencionados traz a densidade das microcalcificações para que fosse possível calcular os valores corretos de μ . Usar a densidade do osso com a fórmula química da hidroxiapatita produz valores discrepantes, maiores que os coeficientes do próprio osso. No entanto, autores como Johns; Yaffe (1985) usam osso como simulador de microcalcificação e nos fantasmas comerciais, de controle de qualidade em mamografia, usa-se óxido de alumínio. Ambos são considerados equivalentes as microcalcificações em termos de atenuação. Então se optou por utilizar os coeficientes do osso, cujas percentagens em massa dos elementos químicos são dadas por Millar (1975). As percentagens foram ajustadas para que os valores dos coeficientes coincidisse com os valores fornecidos por Hubbell (1982).

Outro motivo que levou à utilização dos coeficientes do osso é que ele foi utilizado na montagem do fantoma de microcalcificações descrito no item 5.2.3.

c) Lucite

Os coeficientes do lucite (polimetil metacrilato) foram obtidos a partir de sua fórmula química $((\text{C}_5\text{H}_8\text{O}_2)_n)$ dada por Byng *et. al.* (1998). A densidade foi medida, em laboratório, como sendo 1.178 g/cm^3 .

d) Filtros

Neste trabalho os filtros foram considerados como sendo formados por elementos químicos puros, então seus coeficientes foram obtidos diretamente do programa desenvolvido por Boone; Chavez (1996). As densidades utilizadas foram aquelas encontradas em tabelas periódicas.

e) Contraste radiológico intravenoso

Para obter os coeficientes desse produto, que é a base de iodo, foi utilizada a fórmula química de seus componentes, Diatrizoato de meglumina ($C_{18}H_{26}I_3N_3O_9$) e Diatrizoato de sódio ($C_{11}H_8I_3N_2NaO_4$) fabricado por Darrow Laboratórios S/A, cujas fórmulas podem ser encontradas em The Merck Index (1996).

A densidade do produto é muito difícil de ser determinada, pois ele está sendo diluído no decorrer do exame. Dessa forma, a densidade depende de sua concentração no líquido contido nos vasos renais no momento em que a imagem radiológica é processada. Para efeitos de simulação a densidade foi estimada como sendo a da água ($1,0 \text{ g/cm}^3$).

f) Emulsão fotográfica

Os coeficientes de atenuação linear do filme usados para coletar as imagens no hospital, não puderam ser obtidos, pois a formulação química e a densidade da emulsão não são fornecidas pelo fabricante. Para realizar esta pesquisa foi utilizada uma fórmula genérica de emulsão fotográfica, dada por Curry *et. al.* (1990). As proporções dos componentes foram ajustadas para que os valores dos coeficientes ficassem próximos daqueles tabelados por Hubbell (1982). O comportamento desse filme genérico foi ajustado ao do filme utilizado na prática. O método de ajuste será descrito mais adiante, no item 5.4.3.

5.4 – Formação das imagens simuladas

5.4.1 – Imagens simuladas de mama

A imagem simulada é o resultado da interação dos raios X com os materiais que estão no seu caminho, até o último que é o filme. O procedimento para obter as imagens é baseado no cálculo dessa interação. Portanto, serão feitas algumas considerações sobre os fantasmas ou materiais utilizados e a descrição de suas funções na formação da imagem simulada.

a) considerações sobre o mapa de espessuras

Para montar a imagem é necessário primeiro, determinar a quantidade de camadas que o mapa de espessuras deve representar. Essa quantidade é limitada inferiormente pelo número de níveis de cinza que será utilizado. Por exemplo, se a mama comprimida tem 50 mm de espessura e seu mapa foi construído com 50 camadas, cada camada corresponde a 1mm. Porém, se a imagem está sendo calculada com resolução de contraste de 256 níveis de cinza, a quantificação acima jamais poderá utilizar essa resolução, pois só existem 50 valores possíveis de espessuras o que implica no máximo em 50 níveis de cinza. Então o número mínimo de camadas da estrutura tridimensional é o número de níveis de cinza para que a quantificação seja equivalente.

b) Materiais e condições para formação da imagem simulada de mama

Para formar a imagem simulada são considerados os tecidos fibroso e adiposo, as microcalcificações (quando escolhidas), os filtros (quando escolhidos) e a emulsão do filme. Os coeficientes de atenuação linear total são lidos de arquivos de dados, associados ao software que calcula a imagem simulada. As espessuras têm três origens, as constantes, as presentes em arquivos e as fornecidas pelo usuário. São constantes as espessuras da emulsão do filme (0,010mm) e da estrutura que contém as microcalcificações simuladas (1.0mm). São dadas pelo usuário, as espessuras dos filtros. Os arquivos lidos durante a execução do software contêm os mapas de espessuras dos tecidos e das microcalcificações.

As imagens, também dependem da kVp, da corrente do tubo, do tempo e do tipo de ânodo, que formam o espectro de raios X. Os espectros estão disponíveis em arquivos de dados, para os três tipos de ânodos e kVps já mencionadas anteriormente e cabe ao usuário fazer a escolha.

c) Cálculo da imagem simulada

Após a leitura de todos os dados, o programa processa a equação 5.1 que dá a intensidade de raios X em função dos materiais que atravessa. A intensidade é calculada para cada energia do espectro e para cada ponto do mapa de espessuras.

$$I_i = NF_i e^{-\sum_{j=material} \mu_{j,i} x_j} \quad i=0...kVp \quad (5.1)$$

Onde: I_i = número de fótons de cada energia do espectro que chega num ponto do plano imagem antes do filme;
 NF_i = número de fótons para cada energia do espectro primário;
 $\mu_{j,i}$ = coeficiente de atenuação linear total de cada material envolvido;
 x_j = espessura, em centímetros, de cada material;

Os índices: j representa cada material envolvido: tecidos, microcalcificações e filtros;
 i representa a energia em keV do espectro.

Esta equação é genérica, podendo incluir todos os materiais necessários e gera um espectro filtrado pelos materiais componentes. O espectro resultante é calculado para cada ponto do mapa de espessuras. Esse novo espectro, obtido ponto-a-ponto, é aplicado como espectro incidente sobre o filme, também, ponto-a-ponto. A diferença entre a quantidade de fótons incidentes e a que atravessou o filme é a quantidade de fótons absorvidos pelo filme. Estes fótons são aqueles que produzem os níveis de cinza de cada ponto da imagem.

A figura 5.10 é um diagrama em bloco do programa que produz as imagens simuladas a partir de um mapa de espessuras. O programa gera a imagem independentemente do resultado final, mas informa se ela está dentro da faixa dinâmica do filme, se está saturada ou se está subexposta.

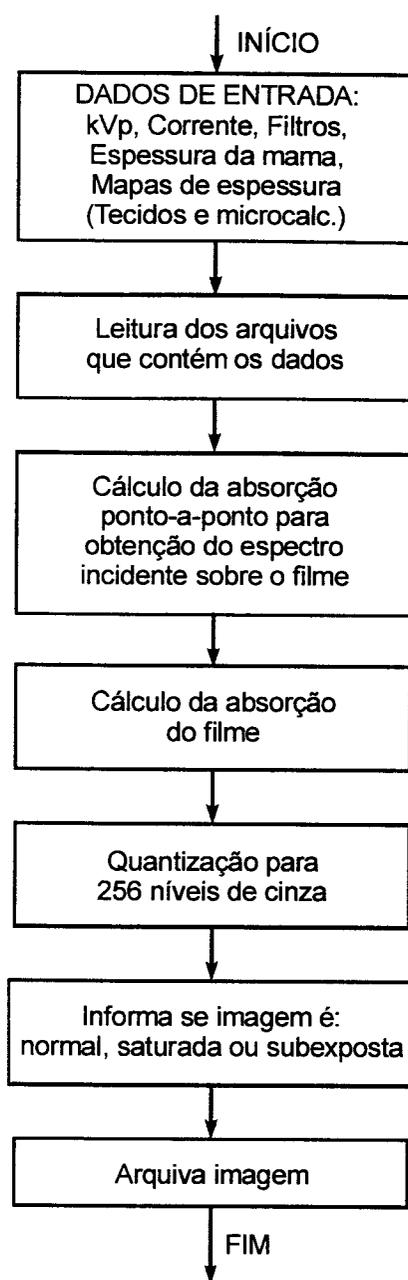


Figura 5.10 – Diagrama em blocos do programa de simulação de imagens

5.4.2 – Ajuste da curva característica do filme genérico à do filme utilizado na prática

Quando foram produzidas as imagens reais nos equipamentos de raios X foi colocado junto com os fantomas uma escada de lucite. Este material foi escolhido por apresentar atenuação parecida à dos fantomas e por isso produz níveis de cinza equivalentes. Após a digitalização do filme, os níveis de cinza dos degraus da escada foram lidos. Esses níveis de cinza, a espessura dos degraus de lucite, os coeficientes

de atenuação linear do lucite e do filme genérico, a kVp e a corrente do tubo são dados de entrada de um programa que faz o ajuste da curva característica do filme genérico à do filme utilizado. Usando estes dados, o programa procura as quantidades de fótons necessárias para gerar, no filme genérico, os mesmos níveis de cinza do filme real, para a mesma escada de lucite. Por isso, sempre que um filme diferente for utilizado esse ajuste se faz necessário.

O procedimento foi realizado para várias imagens e resultou num valor médio de 600 fótons, ou seja, a cada 600 fótons absorvidos pelo filme genérico, numa área de $0.1 \times 0.1 \text{ mm}^2$, um nível de cinza será formado. Foi considerada uma resolução de contraste de 256 níveis de cinza.

Cabe dizer que a quantidade de fótons encontrada não é necessariamente a mesma que o filme real usa para formar seus níveis de cinza. Na verdade a quantidade de fótons, resultante dos cálculos, força o filme simulado a assumir um comportamento aproximado ao do filme real. Esse mecanismo de ajuste tem como grande vantagem tornar as imagens simuladas independentes do filme utilizado na prática, desde que o ajuste seja feito para cada filme.

5.5 – Métricas de validação do modelo de simulação

Foram adotadas três métricas para validar o modelo de simulação. A primeira é uma métrica quantitativa baseada na extração de atributos globais das imagens simuladas e reais. Os atributos globais são a média e a variância dos níveis de cinza.

A segunda é uma métrica qualitativa e consiste na comparação visual entre imagens reais e imagens simuladas.

A última métrica, que também é quantitativa, utiliza o processamento de imagens para detectar microcalcificações. Ele compara o desempenho de um programa específico para detecção de microcalcificações quando aplicado às imagens simuladas e as imagens reais.

A extração dos atributos globais e o programa de detecção de microcalcificações, que foram necessários à aplicação das métricas, estão descritos a seguir.

5.5.1 – Descrição da extração dos atributos globais das imagens

a) Média dos níveis de cinza

A média dos níveis de cinza (\overline{NC}) de uma imagem é obtida pela soma dos valores dos níveis de cinza de cada pixel e divisão do resultado desta soma pela quantidade total de pixel, conforme a equação 5.2.

$$\overline{NC} = \frac{\sum NC}{NP} \quad (5.2)$$

Onde: NC = nível de cinza de cada pixel da imagem;
NP = número total de pixel da imagem

b) Variância dos níveis de cinza

A variância (σ^2) é dada pelo quadrado do desvio padrão dos níveis de cinza em relação ao valor médio, conforme a equação 5.3.

$$\sigma^2 = \frac{\sum (NC - \overline{NC})^2}{NP} \quad (5.3)$$

5.5.2 – Programa utilizado na detecção de microcalcificações

Para avaliar se as imagens simuladas têm um comportamento, no processamento, parecido com o das mamografias foi utilizada uma modificação da técnica de detecção apresentada por Chan *et. al.* (1987) e Chan *et. al.* (1988) e descrita no capítulo 3. Essa técnica foi implementada como parte de um trabalho de Mestrado por Ferrari *et. al.* (1998). Da implementação original foi suprimido o critério que decide se o sinal detectado faz parte de um agrupamento de microcalcificações, se o mesmo é uma microcalcificação isolada ou se é ruído. Nesta tese esse critério não se faz necessário porque é perfeitamente possível distinguir no processamento o que é ruído e o que é microcalcificação, já que a posição de cada microcalcificação é conhecida.

Outra modificação na implementação feita por Ferrari *et. al.* (1998) é o ajuste de sensibilidade de detecção baseado no desvio padrão da região ao redor do sinal de interesse. Essa alteração modifica o threshold local que decide o que é sinal e o que é

fundo e permite detectar sinais até o limite da presença de ruídos. O aumento da sensibilidade implica em detectar também sinais mais fracos, o que aumenta a detecção de ruídos. A diminuição da sensibilidade implica na possibilidade de não detecção de sinais verdadeiros.

O valor da sensibilidade foi ajustado de acordo com o processamento realizado, por Ferrari *et. al.* (1998), em imagens reais de uma base de dados onde todos as localizações das regiões de interesse são conhecidas previamente. O diagrama em blocos que esquematiza o programa de detecção está na figura 5.11.

5.6 – Obtenção de um banco de imagens de regiões de interesse a partir de um banco de mamografias - RMIAS

Para poder comparar as imagens simuladas foram usadas mamografias reais. Elas vieram de um banco de imagens disponível na Internet e denominado de MIAS⁴. As imagens contidas no MIAS são mamografias inteiras obtidas em exames de rotina, com uso de filme radiográfico digitalizado.

Desse banco foram selecionadas 258 imagens que não apresentavam sinais claros de lesões, das quais foram recortadas 258 regiões de interesse de 300x300 pixels. Estas imagens formam o banco de regiões do MIAS (RMIAS). Esses recortes foram feitos na região central da mama, próxima ao tórax. As imagens selecionadas são de duas vistas da mama, crânio-caudal e médio-lateral. Quando as regiões de interesse foram recortadas das imagens em vista médio-lateral tomou-se o cuidado de excluir o músculo peitoral.

⁴ Mammographic Image Analysis Society (MIAS) – <http://skye.icr.ac.uk/miasdb/miasdb.html>
Department of Physics of Royal Marsden Hospital. Fulham Road, London – UK.

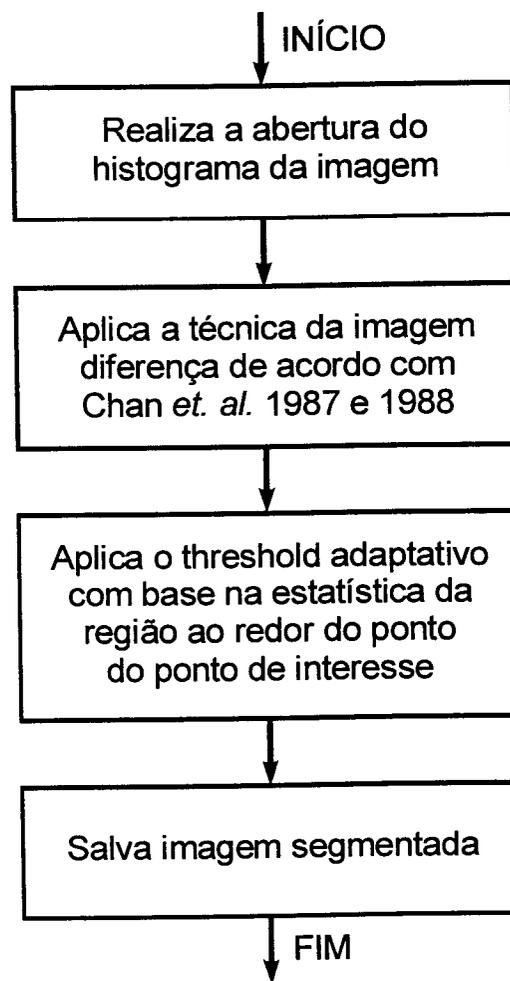


Figura 5.11 – Diagrama em blocos do programa de detecção de microcalcificações implementado por Ferrari *et. al.* (1998).

5.7 – Usando a simulação de imagens na melhoria da detecção de microcalcificações por processamento.

5.7.1 – Introdução

Na aquisição da imagem, a suavização do borramento de fundo é contrária ao aumento de contraste. Enquanto pode-se suavizar o borramento entre os tecidos moles através do aumento da kVp o contraste global pode ser aumentado com a diminuição da kVp. No entanto, nenhum dos pesquisadores, que usam técnicas de processamento, apresentou um estudo do compromisso entre a suavização do fundo e o contraste. O que se pretende com o procedimento a seguir é determinar o menor

borramento de fundo e manter um contraste mínimo entre as microcalcificações e o fundo de modo que possa haver um melhor desempenho dos algoritmos de detecção.

5.7.2 – Quantificação do borramento de fundo e do contraste

5.7.2.1 – Modelo simplificado de tecidos de mama para medida do borramento e do contraste

Para poder medir o contraste e o borramento de fundo foi desenvolvido um modelo simplificado da mama com espessura constante (H), quando comprimida. Este modelo é composto de um bloco com tecidos onde a parte fibrosa é separada da adiposa. A separação é feita na forma de uma escada de maneira que de um lado a espessura de tecido fibroso é de $0.1H$ e a espessura de tecido adiposo é de $0.9H$, enquanto que na outra extremidade a espessura de tecido fibroso é de $0.9H$ e a espessura de tecido adiposo é de $0.1H$. A espessura de tecido fibroso cresce em passos de $0.1H$ enquanto a espessura de tecido adiposo decresce no mesmo passo. Esta forma representa as possíveis proporções entre os tecidos moles de todas as mamas saudáveis comprimidas com a espessura H .

Se parte do tecido fibroso for substituído por tecido lesado (nódulo e microcalcificações), pode-se obter a mesma escada de tecidos representando as mesmas mamas, mas com uma lesão determinada. As representações desses modelos podem ser vistas nas figuras 5.12a para a mama saudável e 5.12b para a mama lesada com um nódulo de $0,1 H$ e microcalcificação de $0,01 H$

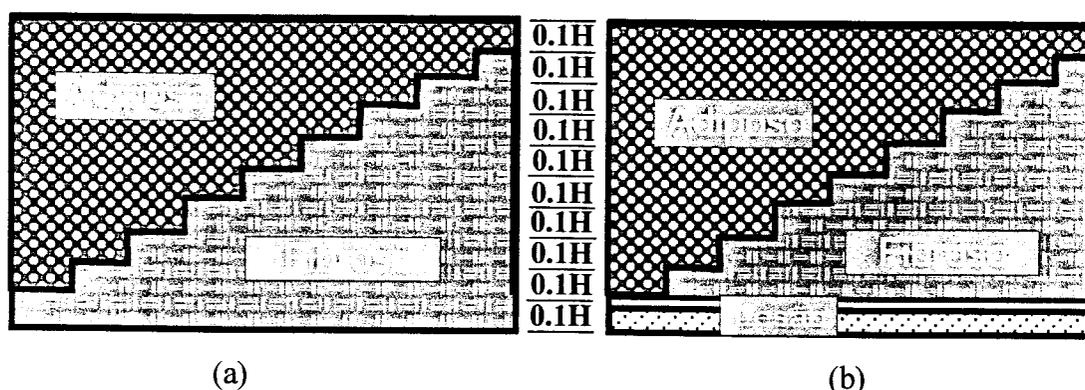


Figura 5.12 – Representação do modelo de mama utilizado para medida de contraste e suavização. A figura (a) representa a escada de tecidos saudáveis com espessura H e a figura (b) representa a escada de tecidos com a lesão de $0.1H$, sendo que a calcificação tem $0.01H$.

5.7.2.2 – Obtenção dos níveis de cinza para as escadas de tecidos

Produzindo uma imagem, por raios X, das escadas de tecidos se obtém duas escalas de níveis de cinza. Pode ser feito um gráfico, onde o eixo horizontal indica as proporções entre os tecidos e o eixo vertical os níveis de cinza. Se forem marcados no mesmo gráfico os pontos relativos às duas escalas (saudável e lesada) podem-se fazer comparações do contraste entre elas e da suavização, conforme mostra a figura 5.13.

A interpolação dos pontos relativos a cada escala é próxima de uma reta, portanto serão utilizadas retas para fazer as comparações. A inclinação é uma medida da suavização do fundo, sendo que a reta mais inclinada representa um fundo mais borrado e a reta mais horizontal representa um fundo mais uniforme. A distância entre elas, dada em níveis de cinza, é o contraste entre as escalas saudável e lesada. A melhor imagem para o processamento é aquela que apresenta a menor inclinação possível e mantém, entretanto, um contraste suficiente para a detecção. Estes fatores podem ser alterados pela variação da kVp e pela introdução de filtros que modifiquem o espectro de energia.

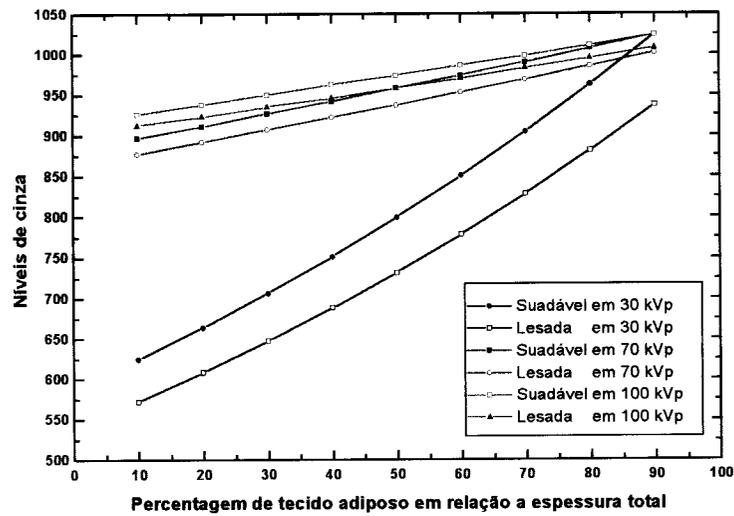


Figura 5.13 – Exemplos de curvas de contraste para as escalas de tecidos saudável e lesado.

5.7.2.3 – Cálculo dos níveis de cinza das escadas de tecidos.

Para cada passo de espessura de tecido calculou-se a atenuação que o espectro escolhido sofreu ao atravessar o material. Os cálculos foram feitos para as duas escadas de tecido de acordo com as equações 5.4a e 5.4b:

Saudável

$$I_{Ds} = \sum_{j=0}^{kVp} NF_j e^{(\mu_{g_j} xg) + (\mu_{a_j} xa)} \quad (5.4a)$$

Lesada

$$I_{Dl} = \sum_{j=0}^{kVp} NF_j e^{(\mu_{g_j} xg) + (\mu_{a_j} xa) + (\mu_{c_j} xc) + (\mu_{l_j} xl)} \quad (5.4b)$$

Onde: I_{Ds} e I_{Dl} são as intensidades (soma de todos os fótons) totais para cada passo das escalas de tecido saudável e lesada respectivamente;

NF_j é o número de fótons para cada intervalo de energia do espectro;

- μ é o coeficiente de atenuação linear total para os tecidos (g=fibroso; a=adiposo; c=calcificação; l=lesão). O índice j representa o intervalo de energia ao qual o coeficiente corresponde;
- x é a espessura de cada tecido (g=fibroso; a=adiposo; c=calcificação; l=lesão) para a espessura escolhida.

Calculando as intensidades, de acordo com a equação 5.4a, para todas as posições das duas escadas de tecidos pode-se obter os níveis de cinza pela normalização dos valores das I_{Ds} em relação a uma escala de cinza, conforme mostra a equação 5.5.

$$NC = \frac{I_{D\max} - I_{D\min}}{NC_{\max}} I_{Dsl} \quad (5.5)$$

- Onde:** $I_{D\max}$ e $I_{D\min}$ são as intensidades máxima e mínima obtidas para as duas escalas;
 NC_{\max} é o nível de cinza máximo da escala de níveis de cinza;
 I_{Dsl} é a intensidade para a qual é calculado o nível de cinza.

5.7.2.4 – Cálculo da inclinação das retas e do contraste entre elas

a) Cálculo da inclinação Ψ

Para realizar a comparação entre a mama saudável e a lesada pode-se calcular a inclinação tomando como referência à reta obtida para a escada de tecidos saudáveis. Portanto Ψ , que é a inclinação, é calculado de acordo com a equação 5.6.

$$\Psi = \frac{\Delta NC}{\Delta P} \quad (5.6)$$

Onde: ΔNC é a diferença entre dois níveis de cinza quaisquer sobre a reta;

ΔP é a diferença entre as percentagens de tecidos para os níveis de cinza correspondentes ao ΔNC .

b) Cálculo do contraste

A distância entre as retas representa o contraste entre a região da mama onde existe a lesão e a região vizinha onde a lesão não está presente.

A definição de “distância entre retas”, usada aqui, não é a definição matemática, mesmo porque ela não se aplica, pois as retas não são necessariamente paralelas. A distância é a diferença média em níveis de cinza entre uma reta e outra.

5.8 – Simulação de objetos esféricos e objetos longos

Neste item serão apresentados os métodos utilizados para simular os objetos de interesse radiológico que foram usados neste trabalho. Essa implementação já foi desenvolvida num trabalho de mestrado [Oliveira (1995)] e pode ser estendida para qualquer objeto para o qual se deseja calcular a deformação geométrica.

5.8.1 – Simulação dos objetos esféricos

A simulação das esferas é tratada tridimensionalmente, ou seja, é levado em conta a deformação da projeção do objeto sobre um plano. Inicialmente o cálculo da deformação da imagem da esfera é feito considerando uma fonte ideal. Assim, a projeção sobre o plano imagem, de uma esfera, colocada no centro do campo de radiação será um círculo de raio = Mr , onde M é a magnificação e r é o raio do objeto. No entanto, se a esfera não estiver no centro do campo, sua projeção no plano imagem será uma elipse. As duas situações geométricas estão ilustradas na figura 5.14. O semi-eixo a da elipse tem valor Mr e o semi-eixo b tem valor $(Mr)/\cos(\beta)$. Além disso, o semi-eixo b da elipse está orientado radialmente com relação à origem que é o centro do campo. Após calcular estes parâmetros, o objeto pode ser desenhado no plano imagem, como mostram as projeções no centro e fora do centro da figura 5.14.

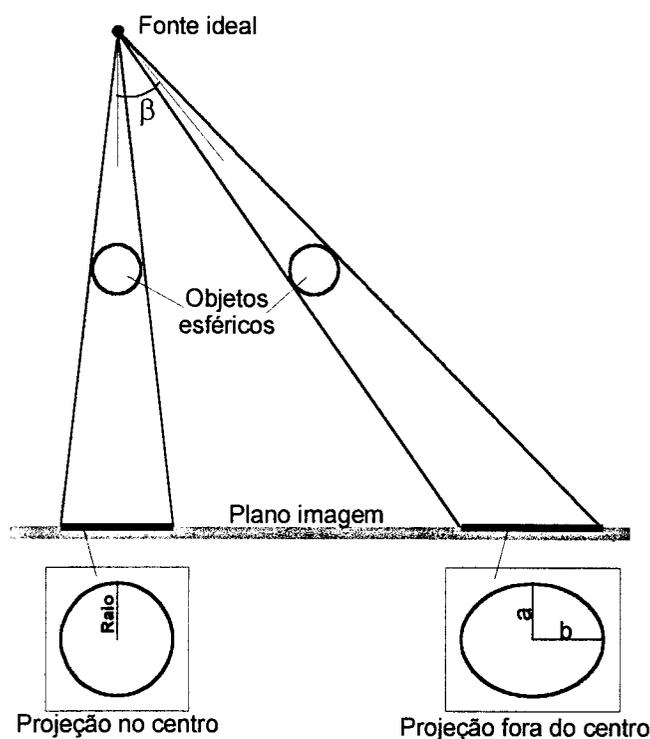


Figura 5.14 – Projeção de uma esfera no centro do plano imagem e fora do centro.

5.8.2 – Simulação de objetos longos

Neste trabalho são considerados vasos ou dutos de qualquer diâmetro que também são tratados tridimensionalmente. Da mesma forma que as esferas o cálculo da projeção dos vasos é feito considerando-se uma fonte ideal. Assim, a projeção de um corte transversal do vaso, sobre o plano imagem, passando pelo centro do campo de radiação será uma reta de comprimento Md , onde M é a magnificação e d é o diâmetro do vaso. No entanto, se o vaso não estiver no centro do campo, a projeção do corte no plano imagem será uma reta maior que aquela formada no centro. Esta situação geométrica está ilustrada na figura 5.15.

A projeção do vaso no ponto B da figura 5.16 tem comprimento $(Md)/\cos(\beta)$, sendo que sua direção aponta sempre para o centro do campo.

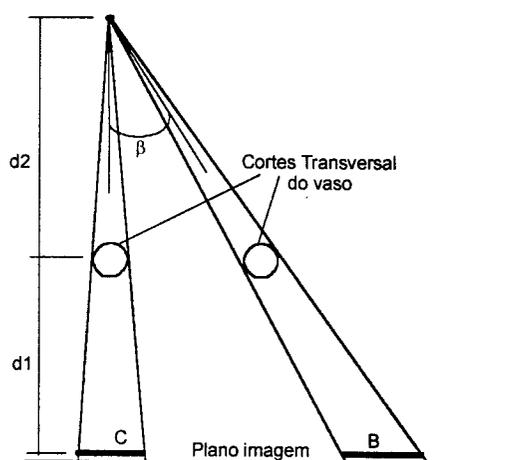


Figura 5.15 – Projeção do corte transversal do vaso no centro do campo e numa posição qualquer ao longo do eixo cátodo-ânodo.

5.8.2.1 – Implementação de vasos renais

Para simular os vasos renais foi usado o programa comercial de desenho geométrico “Corel Draw”, que permite especificar exatamente a espessura dos traços utilizados na figura. Após a confecção do desenho no formato desejado, ele foi convertido num “bitmap”, de modo que pudesse ser lido pelo programa de simulação da deformação geométrica que está descrito no item 5.11.

5.8.3 – Desenhos dos objetos simulados sobre o plano imagem

Para fazer a convolução do objeto simulado com a fonte simulada, conforme será descrito no item 5.10, os objetos foram desenhados numa matriz objeto, denominada MO. Nessa matriz os pontos referentes ao objeto receberam valores “zero” e os pontos referentes aos espaços transparentes aos raios X receberam valores “um”.

5.9 – Simulação geométrica de uma fonte de raios X

A fonte (FEP) para qualquer posição do campo pode ser obtida das equações 2.5 e 2.8 do capítulo 2. Estas equações fornecem as dimensões do ponto focal considerando que ele tem a forma de um paralelogramo regular em qualquer posição do plano imagem onde a imagem do objeto deve ser calculada. A disposição geométrica para o

cálculo da FEP simulada é dada na figura 5.16a e dois exemplos de sua forma, uma no centro do campo e outra numa posição arbitrária, são mostrados na figura 5.16b.

Sabendo a forma e as dimensões da FEP é possível desenhá-la numa matriz retangular $m \times n$ como está representado na figura 5.16b. Essa matriz será chamada de matriz fonte (MF). Para efeito de cálculos a intensidade da fonte será considerada uniforme. Dessa maneira, a matriz foi desenhada com valores binários, 1 na área que compreende a FEP (pontos cinza da figura 5.16b) e 0 para os demais pontos da matriz.

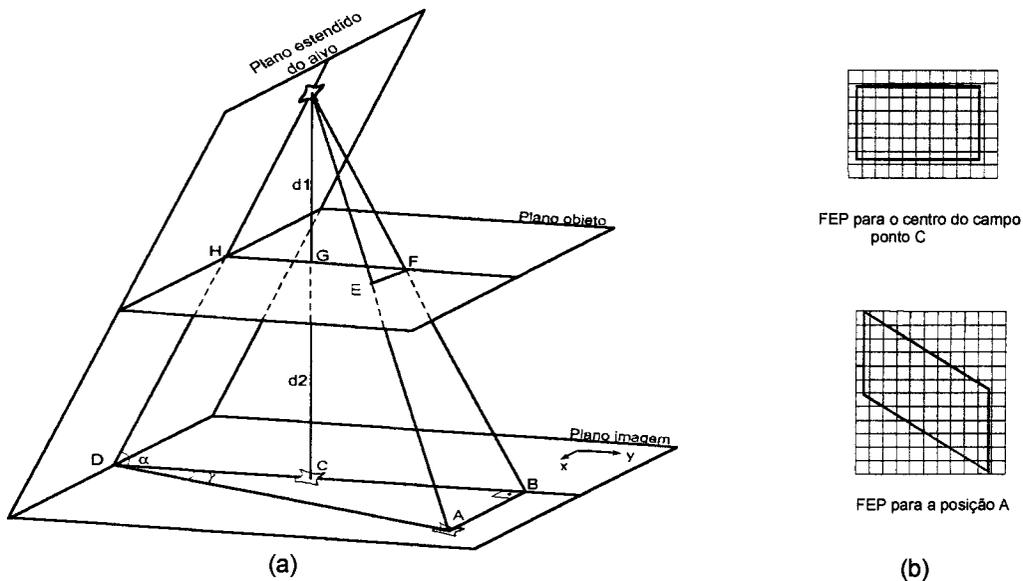


Figura 5.16 – (a) Disposição geométrica da FEP no campo de radiação; b) forma da FEP para o centro do campo e para a posição A.

5:10 – Cálculo da imagem da deformação geométrica

Calculadas as duas matrizes, resta agora obter a imagem resultante da deformação geométrica. Esta imagem não leva em conta a atenuação aos raios X, que será realizada numa outra operação. Por isso, neste estágio o objeto é considerado totalmente radiopaco, ou seja, o ponto do plano imagem em que a fonte estiver totalmente oculta pelo objeto não receberá nenhuma radiação.

Cada ponto do plano imagem está sujeito a uma influência específica da fonte de raios X. Essa influência é calculada através da convolução da FEP simulada (MF) com a projeção do objeto no plano imagem (MO). Esta convolução é feita para todos os pontos do plano imagem.

Para entender como essa imagem é formada, considere um dado ponto no plano imagem, seu valor em tonalidade de cinza será proporcional à parcela da área da fonte que o está irradiando. Se existir um objeto no caminho que cubra metade da área da fonte, o ponto no plano imagem terá metade do valor de cinza que um ponto que "vê" toda a área da fonte. Dessa maneira, para saber qual o valor do tom de cinza que um ponto possui, basta saber qual a área que o objeto cobre da fonte, quando ela é observada daquele ponto. A figura 5.17 exemplifica essa operação para duas regiões do plano imagem, uma no centro e outra fora do centro.

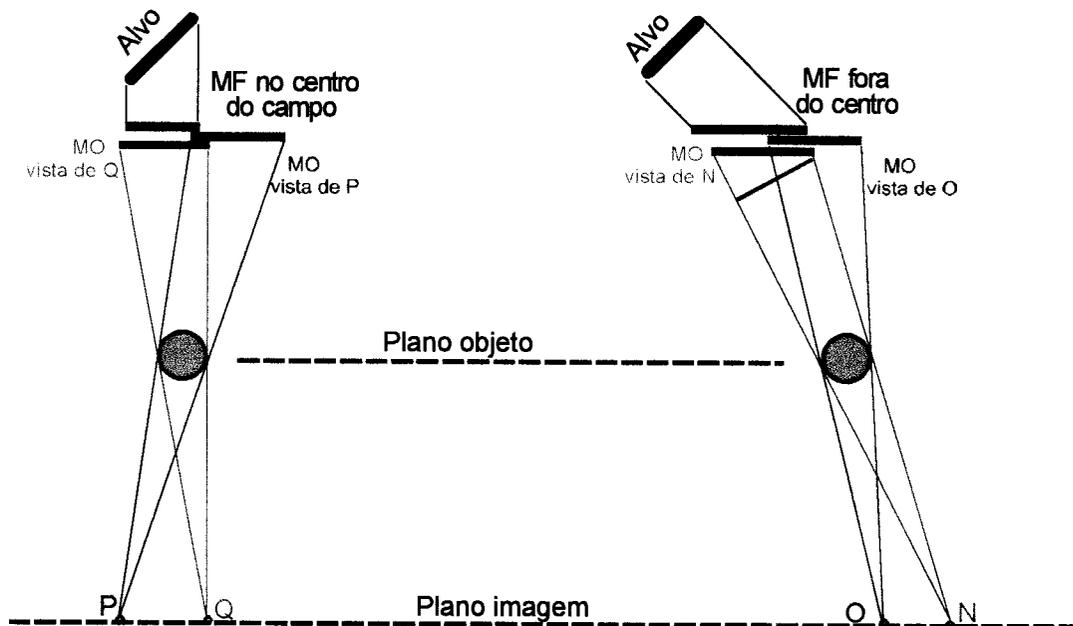


Figura 5.17 – Exemplo de convolução da MF com a MO para quatro pontos do plano imagem.

Para saber que parcela da área da fonte está irradiando determinado ponto do plano imagem basta considera-lo como uma fonte ideal, como mostram as linhas que partem de um ponto do plano imagem em direção ao objeto (figura 5.17). Dessa forma ocorre uma projeção da MO sobre a MF e então é possível saber que área da MF não foi coberta pela MO.

De acordo com a figura 5.17 o ponto Q do plano imagem quando projeta o objeto (MO) sobre a fonte (MF) faz com que a MO cubra totalmente a MF, por isso sua tonalidade de cinza será 0 (zero). No caso, do ponto P a MO não cobre totalmente a MF e, portanto a tonalidade de cinza de P será um valor intermediário. Assim, para obter a imagem completa basta percorrer todos os pontos do plano imagem e calcular o valor do tom de cinza para cada um. Os pontos N e O são os

equivalentes dos pontos Q e P numa região fora do centro do campo de radiação, pois fora do centro a MO (de cor magenta) sofre uma rotação que depende da posição no plano imagem.

5.11 – Cálculo da imagem final dos vasos a partir da imagem da deformação geométrica

A convolução da MF com a MO produz uma imagem em tons de cinza. Esses tons de cinza são convertidos em espessuras em relação à espessura máxima do objeto, ou seja, o maior tom de cinza da escala (255) é equivalente à espessura máxima do objeto e o tom de cinza 0 corresponde a espessura zero do objeto (região de transparência aos raios X). Esse procedimento transforma a imagem da deformação geométrica num mapa de espessuras do objeto.

A partir dessa transformação o objeto não precisa ser considerado como radiopaco, pois o mapa de espessuras obtido aqui é igual ao mapa de espessuras dos fantasmas simulados de mama. Para obter a imagem final é usado o mesmo algoritmo descrito no 5.5 cujo diagrama em blocos está na figura 5.18.

5.11.1 – Simulação das imagens dos vasos renais

De acordo com Gardner e Osburn (1971) ou Burkitt *et. al.* (1993) o rim é um órgão par em forma de feijão situado de cada lado da coluna lombar e músculos psoas, na parte alta da parede abdominal. Cada rim é envolvido por uma camada adiposa espessa que serve de almofada para absorver pequenos impactos. A abertura do hilo é prolongada por uma abertura profunda (seio renal) que é ocupado pelas ramificações de vasos, vias urinárias e gordura. A figura 5.19 ilustra sua anatomia interna no que se refere ao sistema coletor de urina. Associados ao sistema coletor existem os vasos que são as ramificações da artéria renal e por onde é injetado o contraste na arteriografia renal.

Considerando que os vasos renais são preenchidos com o contraste, os mapas de espessura descritos no item 5.11 representam a atenuação do contraste em cada ponto do vaso. A imagem final é o resultado da aplicação do espectro de raios X

sobre uma estrutura homogênea com 20 cm de espessura e com o mapa de espessuras do contraste incorporado. A estrutura é composta de 10 cm de tecido adiposo, 5 cm de tecido fibroso e 5 cm da espessura do rim. Para calcular estas imagens foram usados os coeficientes mássicos de atenuação descritos nos itens 5.3.2.1 e 5.3.2.2.

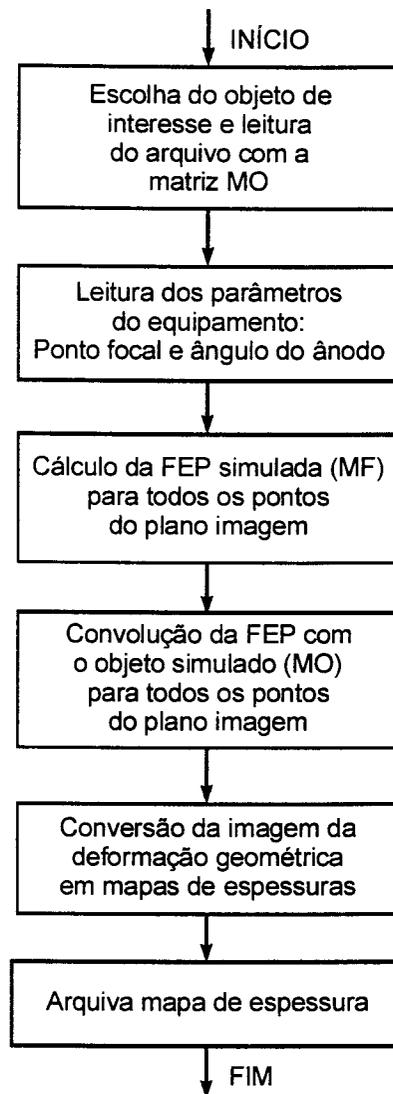


Figura 5.18 – Diagrama em blocos do algoritmo que calcula a deformação geométrica na imagem de um objeto.

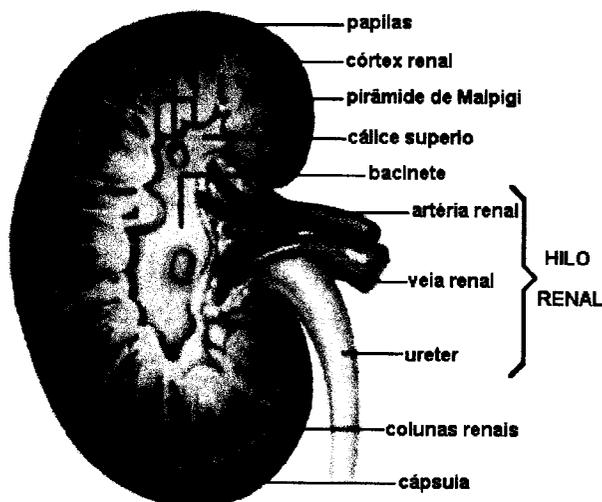


Figura 5.19 – Estruturas internas do Rim
Fonte: Grande Enciclopédia Larousse Cultural v. 21, p. 5058.

5.12 – Construção dos fantasmas de objetos esféricos e objetos longos

Para validar estas simulações foram construídos três dos fantasmas, uma matriz de esferas, uma matriz de anéis e uma matriz de fios retos.

a) Matriz de esferas

Esta matriz foi construída com esferas de tungstênio de 0,70mm de diâmetro com tolerância de 1 μ m (são esferas de canetas esferográficas doadas pela Faber Castell S/A).

As esferas foram incrustadas numa placa de acrílico com 3mm de espessura. Elas foram dispostas radialmente com raios variando de 5 em 5mm. Em cada raio, ao longo de uma circunferência qualquer da matriz, as esferas foram mantidas numa distância aproximada de 3 a 6mm. Assim, elas ficaram quase que uniformemente distribuídas na matriz. O desenho dessa matriz pode ser visto na figura 5.20.

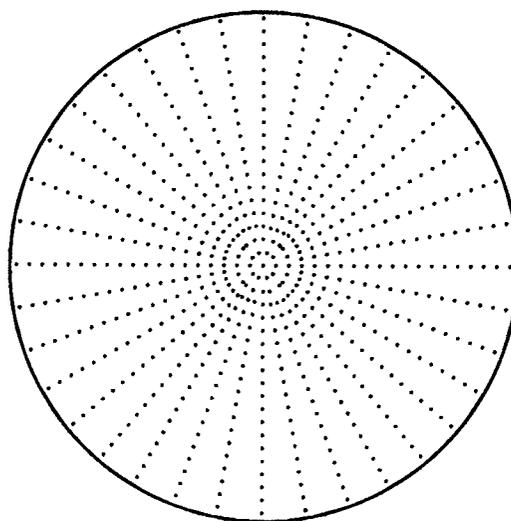


Figura 5.20 – Simulação de uma matriz de esferas radiopacas.

b) Matriz de anéis e de fios retos

Esta matriz foi construída com fios de cobre de 0,68 mm de diâmetro. Eles foram colados numa placa de acrílico com espaçamento entre cada anel de 3mm. A forma dessa matriz é a mesma apresentada na figura 5.21.

A matriz de fios também foi construída com fios de cobre colados radialmente a partir do centro do campo de radiação seguindo o desenho apresentado na figura 5.22.

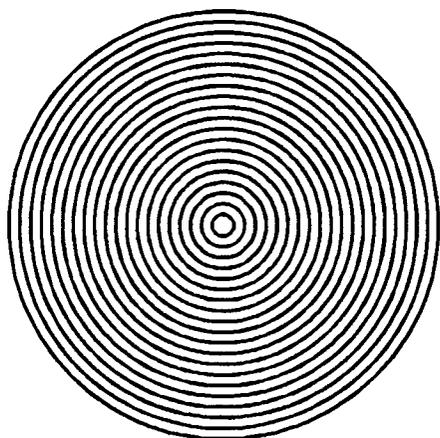


Figura 5.21 – Matriz de anéis simulados.

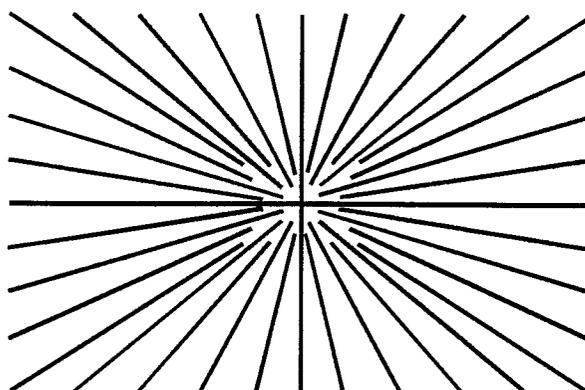


Figura 5.22 – Matriz de fios retos

5.13 – Construção da Matriz de Orifícios para medida do ponto focal

A matriz de orifícios foi construída numa placa de chumbo de 0,70mm de espessura e com 140mm de diâmetro. Sobre a placa de chumbo foram feitos 100 orifícios, dispostos radialmente, conforme o esquema da figura 5.23a. As posições dos orifícios foram escolhidas e marcadas com caneta para retro-projetor sobre a placa de chumbo. A placa de chumbo foi fixada sobre uma placa de vidro bem plana e os furos foram feitos manualmente com uma broca, desenvolvida para este fim. A base de vidro serviu de suporte para o chumbo, que é muito flexível, e também de

anteparo para a broca, assim, a broca não penetraria mais do que o necessário no material, mantendo o diâmetro dos orifícios aproximadamente constante em 0.11 mm.

Como o feixe de raios-X abre-se na forma de um cone, os orifícios não foram perfurados perpendiculares à superfície da placa de chumbo, mas com inclinações específicas baseadas na estimativa de inclinação dos raios X e levando em conta que a matriz estava situada a aproximadamente 200mm do ponto focal. Dessa maneira, os raios-X podem atravessar cada um dos orifícios sem nenhuma obstrução extra naquela posição e sem causar efeitos indesejados, como redução da intensidade, por exemplo. Um esquema da orientação dos furos em função da direção do feixe de radiação é apresentado na figura 5.23b.

Depois de feitos todos os orifícios, a placa de chumbo foi retirada cuidadosamente da base de vidro para não sofrer torções que causariam alterações. Os diâmetros dos orifícios foram verificados numa lupa com aumento de quarenta vezes. Alguns ficaram com diâmetros menores, e foram cuidadosamente ajustados até atingir o diâmetro dos demais (0.11mm). A seguir, para obter boa rigidez mecânica e facilidade de manuseio a placa de chumbo foi prensada entre uma placa de alumínio (com 2mm de espessura) e uma placa de acrílico (com 3mm de espessura) com furos de diâmetros iguais 2mm nas mesmas posições dos orifícios feitos no chumbo, para que não houvesse interferência na passagem dos raios X, conforme a figura 5.23c.

O chumbo oxida-se com muita facilidade e por isso a superfície torna-se rugosa. Se a oxidação ocorrer dentro do orifício o diâmetro do mesmo será alterado. Por essa razão, depois de montada no suporte de alumínio e acrílico, a placa de chumbo com os orifícios foi pintada com verniz de circuito impresso. O verniz evita a oxidação do chumbo por um período relativamente longo (mais de um ano) e ao mesmo tempo é transparente aos raios-X.

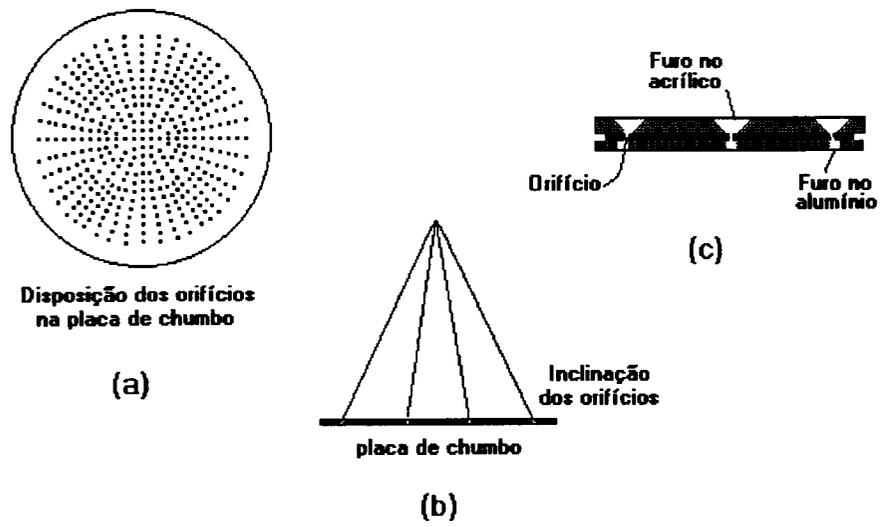


Figura 5.23 – Esquema de construção da matriz de orifícios que foi usada na formação das imagens do ponto focal.

CAPÍTULO 6

Resultados e Discussões

Parte I – Simulação das imagens de mama

6.1 – Introdução

Este capítulo de resultados está organizado da seguinte maneira. Primeiro foram desenvolvidos as simulações computacionais das estruturas anatômicas da mama (tecidos e microcalcificações) e foram simuladas as imagens radiológicas. Foram aplicadas três métricas para validar o modelo e foi apresentada uma aplicação. A pesquisa foi desenvolvida de acordo com os seguintes itens.

- a) Desenvolvimento do simulador virtual de estruturas anatômicas da mama e de microcalcificações e construção dos fantomas utilizados para validar o modelo;
- b) Obtenção de quatro bancos de imagens:
 - O BIP que é um banco composto por **imagens reais dos fantomas** obtidas com um mamógrafo;
 - O BISP que é um banco de **imagens simuladas** obtidas, a partir do simulador virtual, utilizando as mesmas características dos fantomas;
 - O BGIS é um banco composto de 1500 **imagens simuladas**, obtidas com o simulador virtual, com quaisquer composições e proporções de tecidos de mama e com qualquer condição de exposição aos raios X dentro da faixa mamográfica;
 - O RMIAS é um banco de imagens recortadas de **mamografias reais** utilizado para validar o modelo da simulação.

c) Validação da simulação. Esta etapa foi inicialmente realizada comparando as imagens reais e simuladas dos fantasmas porque estas têm características bem conhecidas. A seguir as imagens foram comparadas com mamografias de um banco de imagens. As métricas utilizadas foram as comparações: dos atributos globais, da aparência visual e do desempenho de um algoritmo de processamento. Estes procedimentos foram realizados da seguinte maneira:

- c1) Comparação dos atributos globais (variância e média dos níveis de cinza) de 32 imagens simuladas dos fantasmas (BISP) com as 32 reais imagens dos fantasmas (BIP);
- c2) Comparação dos atributos globais (variância e média dos níveis de cinza) das imagens simuladas de mamas (BGIS) com regiões de mamografias reais (RMIAS);
- c3) Comparação visual das imagens simuladas dos fantasmas (BISP) com as imagens dos fantasmas (BIP);
- c4) Comparação visual das imagens simuladas das mamas (BGIS) com as mamografias (RMIAS);
- c5) Comparação do desempenho de um algoritmo de detecção de microcalcificações aplicado sobre todos os bancos de imagens.

d) Aplicação da simulação de tecidos e imagens de mama

Para mostrar a importância da simulação de estruturas de mama e microcalcificações foi desenvolvido um programa que permite escolher a melhor técnica de aquisição de imagens para suavizar o fundo dos mamogramas e facilitar a detecção computadorizada das microcalcificações. Esta aplicação seguiu o seguinte procedimento:

- d1) Determinação da diferença de contraste entre mama com e sem microcalcificação e determinação do borramento de fundo causado pelos diversos tecidos da mama.
- d2) Determinação das melhores condições de exposição, em função das diferenças de contraste e do borramento, para maximizar a detecção de microcalcificações.

6.2 – Simulação das estruturas anatômicas de mamas - obtenção dos mapas de espessura

6.2.1 – Mapas de espessuras de tecidos

Para simular as diversas estruturas anatômicas foi utilizado o programa de montagem de mapas de espessura, descrito no item 5.3.2. Foram produzidos cerca de 500 mapas de espessuras variando as proporções médias entre os tecidos adiposo e fibroso. A variação ocorreu na faixa de 40% de fibroso para 60% de adiposo até 60% de fibroso para 40% de adiposo, em passos de 5%. Os 500 mapas simulados formam: *o banco genérico de mapas de espessura*.

Na figura 6.1 é apresentado um mapa de espessuras com proporção média de 55% de tecido fibroso e 45% de adiposo. Neste mapa foram usadas de 40 a 80 estruturas geométricas pequenas, com o raio dos elipsóides variando de 5 a 35 pontos. As cores do mapa representam as diferentes espessuras dos tecidos seguindo a representação convencional, com o vermelho numa extremidade e o azul na outra. O azul significa maior espessura de tecido adiposo, enquanto que o vermelho representa maior espessura de tecido fibroso.

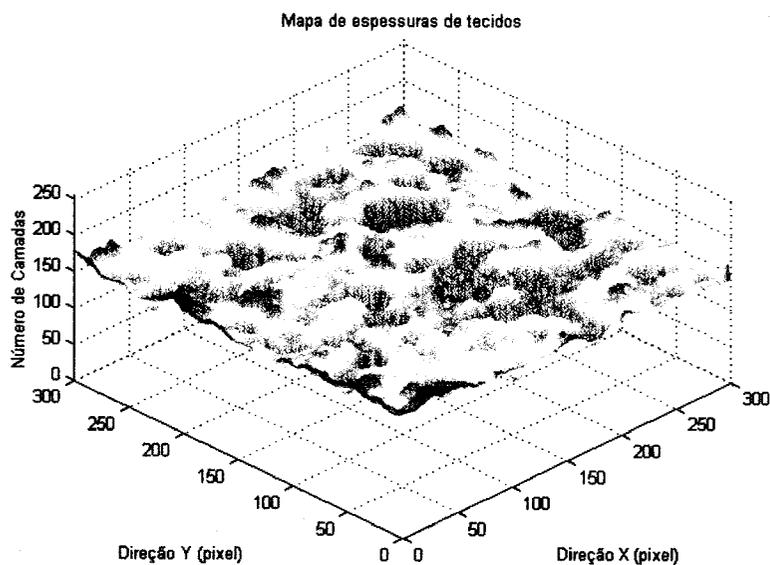


Figura 6.1 – Mapa de espessura produzido com 55% de tecido fibroso e 45% de adiposo. Distribuição dos tecidos com estruturas geométricas pequenas.

A figura 6.2 é um mapa produzido com as mesmas proporções médias entre os tecidos que o anterior, porém neste caso a distribuição dos tecidos dentro do mapa foi realizada com um número pequeno de estruturas geométricas grandes (de 10 a no máximo 40) e raio de 35 a 70 pontos.

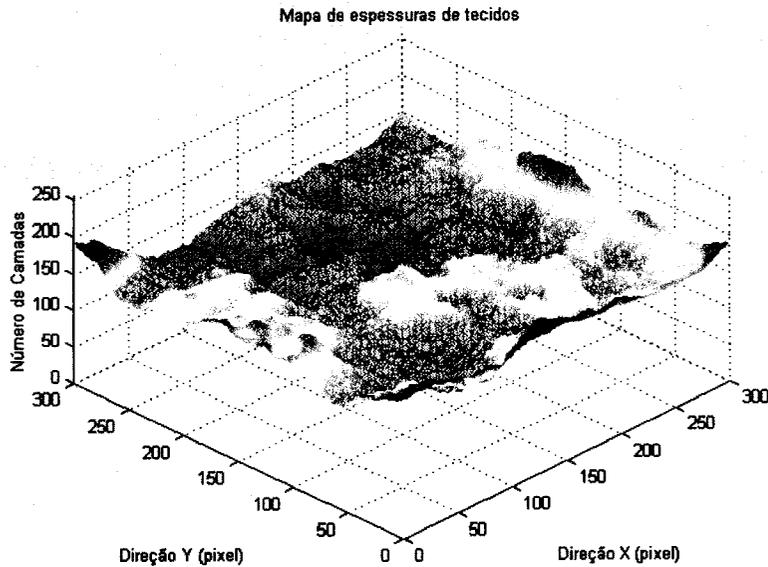


Figura 6.2 – Mapa de espessura produzido com 55% de tecido fibroso e 45% de adiposo. Distribuição dos tecidos com estruturas geométricas grandes.

A diferença entre os dois mapas está na distribuição dos tecidos, sendo mais uniforme na figura 6.1 que na figura 6.2. A uniformidade pode ser modificada pela variação na quantidade e no tamanho das estruturas geométricas usadas na confecção dos mapas. Entretanto, em todos os mapas é mantida uma quantidade mínima de estruturas pequenas (cerca de 40%) para garantir a textura de alta frequência dos tecidos.

Na figura 6.3 é apresentado outro mapa de espessura com a distribuição dos tecidos feita com estruturas pequenas e com as proporções entre os tecidos diferentes dos anteriores. Neste caso foi usada a proporção de 45% de tecido fibroso e 55% de tecido adiposo.

Comparando com o mapa da figura 6.1 que tem espessuras predominantemente em torno de 150 camadas (eixo vertical) pode-se observar que na figura 6.3 as espessuras estão predominantemente abaixo de 150 camadas.

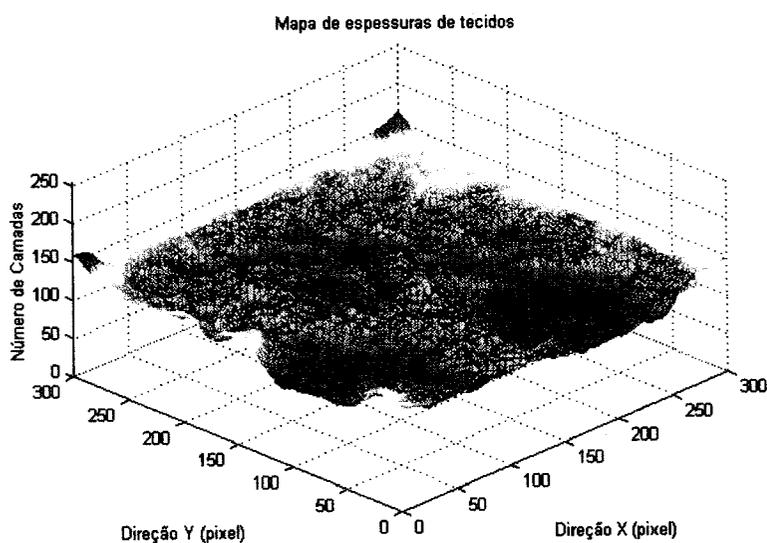


Figura 6.3 – Mapa de espessura produzido com 45% de tecido fibroso e 55% de adiposo. Distribuição estruturas geométricas pequenas.

6.2.2 – Mapa de espessuras de microcalcificações

A figura 6.4 é um exemplo de mapa de espessuras das microcalcificações simuladas que tem formas e espessuras diferentes, de modo que imitam as microcalcificações reais. As diferenças nas formas podem ser observadas pelas variações das cores de uma microcalcificação para outra. As variações das espessuras podem ser vistas pelas diferenças de amplitude dos picos.

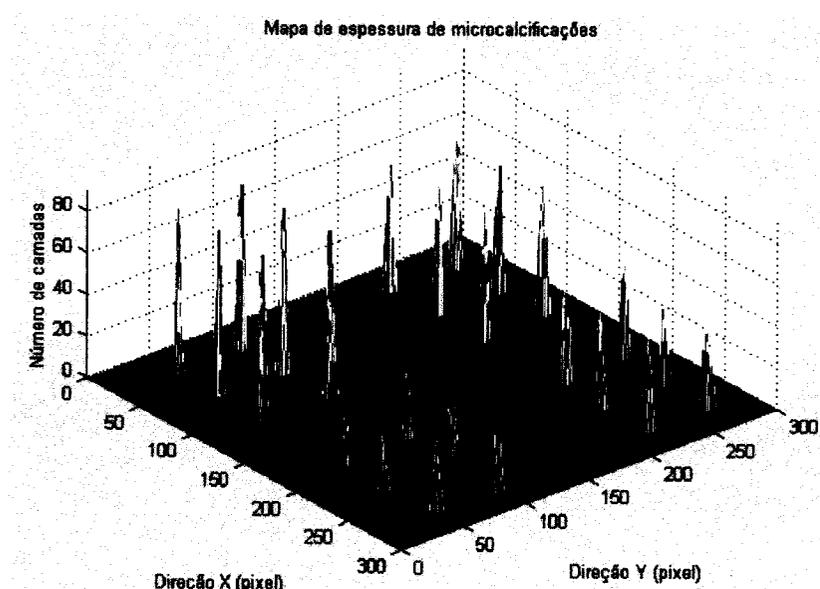


Figura 6.4 – Mapa de espessura de microcalcificações produzido com base nas microcalcificações do fantoma.

6.2.3 – Simulação dos mapas de espessura com as proporções dos fantomas 1 e 2

Um outro banco de mapas de espessuras foi montado com base nos fantomas 1 e 2 com as proporções de tecidos: 44% de fibroso com 56% de adiposo, 48% de fibroso com 52% de adiposo e 53% de fibroso com 47% de adiposo. Dado que o modelo proposto é baseado na distribuição aleatória dos tecidos, dentro da mama, foram montados 100 mapas de espessuras para cada uma das três proporções, formando assim *o banco de mapas dos fantomas* com 300 mapas de espessuras.

6.3 – Simulação das mamografias

6.3.1 – Obtenção das imagens simuladas

Os mapas de espessuras funcionam como se fossem tecidos de mama a serem radiografados e o programa de simulação de imagens permite entrar com os dados relativos à exposição, kVp, mAs, filtros e ajuste do filme. Para exemplificar, foram obtidas imagens do mapa de espessuras mostrado no item anterior, na figura 6.2, com quatro condições diferentes de exposição para ânodo de molibdênio. Na figura 6.5a ele foi “radiografado” em 27 kVp com exposição suficiente para produzir um escurecimento médio, ou seja, sem saturação e sem subexposição (210 mAs). As figuras 6.5b e 6.5c mostram a imagem saturada (280 mAs) e a imagem subexposta (100 mAs) respectivamente. A figura 6.5d é a imagem do mapa produzida em 49 kVp com exposição para produzir escurecimento médio. Em todas as imagens foi usado filtro de 30 μm de molibdênio.

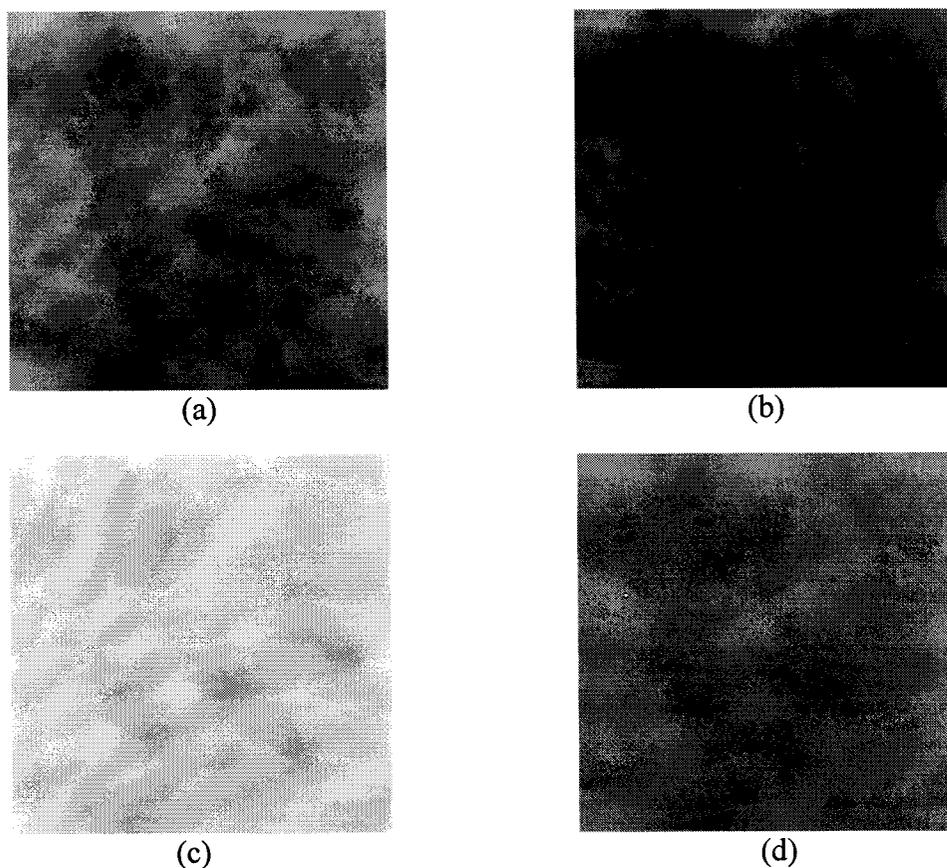


Figura 6.5 – Imagens simuladas do mesmo mapa de espessuras com diferentes condições de exposição. a) em 27 kVp, com escurecimento médio; b) em 27 kVp, saturada; c) em 27 kVp, subexposta; d) em 49 kVp com escurecimento médio. Todas com filtro de 30 μm de molibdênio

Na produção de uma mamografia simulada podem ser escolhidos, pelo usuário, as espessuras da mama e os parâmetros de exposição (inclusive além do que é possível na prática). O único parâmetro que tem limitações é a kVp que depende dos espectros obtidos, conforme a descrição do item 5.4.1, no entanto, se forem usadas rotinas de simulação de espectros como aquelas empregadas por Birch & Marshall (1979) este parâmetro também torna-se livre.

As imagens das figuras 6.6a e 6.6b foram simuladas respectivamente com os mapas das figuras 6.1 e 6.3 e com o fantoma de microcalcificações. Estes mapas foram usados porque possuem proporções diferentes entre os tecidos. Neste caso, a simulação foi realizada para uma condição normal da rotina hospitalar, com ânodo de ródio em 27 kVp. O objetivo destes exemplos é mostrar que a diferença na proporção dos tecidos influencia na visualização das microcalcificações.

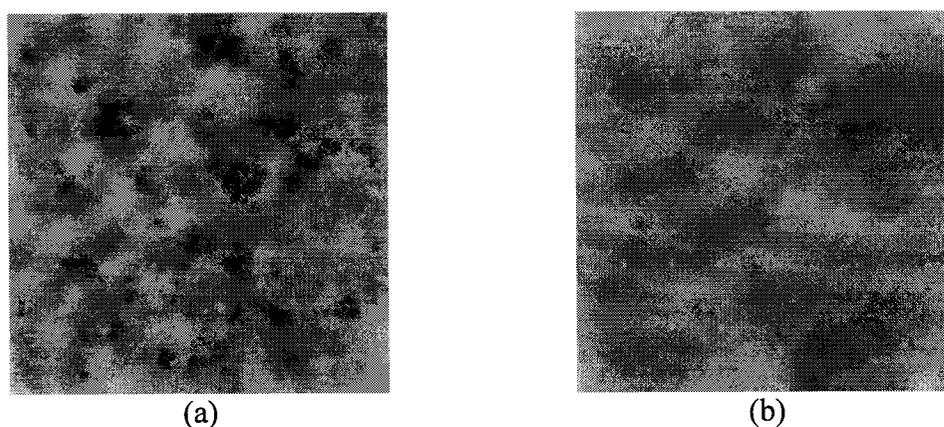


Figura 6.6 – Simulação de duas imagens com mapas que possuem diferentes proporções entre os tecidos. Em ambas foi usado ânodo de ródio em 27 kVp. a) 55% fibroso e 45% adiposo; b) 45 %fibroso e 55% adiposo.

O mapa usado na simulação da imagem 6.6b possui maior proporção de gordura, o que representa uma mama na faixa etária indicada para realização de mamografia. Observe que as microcalcificações são mais visíveis nesta imagem do que na imagem da figura 6.6a, onde foi usado um mapa com maior proporção de tecidos fibrosos. As proporções deste último mapa representam uma mama mais jovem que a anterior e por isso com maior dificuldade de visualização dos objetos de interesse.

A imagem da figura 6.6b ficou mais uniforme, pois tecidos adiposos estão em maior proporção e são menos absorventes o que produz menor contraste.

Os resultados apresentados até aqui são apenas algumas das possibilidades de simulações. A princípio pode-se simular tudo o que é e não é possível na prática, com a vantagem de poder repetir as exposições, para o mesmo objeto, toda vez que for necessário.

6.3.2 – Formação de um banco genérico de imagens simuladas (BGIS)

Utilizando o *banco genérico de mapas de espessura* foram simuladas 1500 imagens de tecidos de mama. A simulação dessas imagens foi feita com as técnicas de exposição utilizadas na rotina hospitalar para realização de mamografias, sendo que foram usadas tensões de pico de 25 kVp a 33 kVp em intervalos de 2 kV, com os ânodos de molibdênio e ródio. Foram utilizados valores de corrente \times tempo entre 80 e 230 mAs para manter o valor médio dos níveis de cinza entre 100 e 220, que são os valores encontrados no banco de imagens RMIAS, utilizado para comparação dos resultados. A espessura dos mapas foi mantida na faixa de 45 a 65 mm, com variações de 5mm.

Como os bancos de mamografias reais não fornecem indicações a respeito das espessuras das mamas, das proporções entre os tecidos e das condições de exposição, as imagens foram simuladas com variações na técnica de exposição, variações nas proporções entre os tecidos e na espessura da mama. As condições de exposição foram simuladas de acordo com as características de cada mapa. Mapas que representam mamas jovens, isto é, que possuem maior percentagem de tecido fibroso, foram radiografados com tensão de pico de 29 kVp até 33 kVp e os mapas que representam mamas idosas, isto é, que possuem menor percentagem de tecidos fibrosos, foram radiografados com tensões de pico de 25 kVp até 29 kVp. Os espectros de ânodo de ródio foram utilizados para radiografar mapas espessos, de 60 a 65 mm, enquanto que os espectros de ânodo de molibdênio foram utilizados para radiografar mamas menores, de 45 a 55mm.

6.3.3 – Banco de imagens simuladas dos fantomas (BISP)

Para obter o banco de imagens simuladas dos fantomas (BISP) os 300 mapas de espessuras do *banco de mapas dos fantomas*, descritos no item 6.2.2, foram “radiografados” com as mesmas condições de exposição que as utilizadas para radiografar os fantomas 1 e 2. Foram usados os ânodos de molibdênio e ródio, filtros de molibdênio e ródio, tensões de pico de 27 kVp com 210 mAs e 49 kVp com 8 mAs. Essas combinações possibilitaram obter quatro imagens por mapa, o que representa um BISP com 1200 imagens.

As imagens simuladas dos fantomas não precisaram ser recortadas em regiões de interesse de 300x300 pixels, pois já possuem esse tamanho. A título de exemplo a figura 6.14, no item 6.6, mostra quatro imagens simuladas do fantoma que foram obtidas com tensão de pico de 27 kVp e ânodo de molibdênio.

6.4 – Aquisição das imagens mamográficas

6.4.1 – Obtenção do banco de imagens dos fantomas (BIP)

No intuito de dispor de um banco de imagens com parâmetros conhecidos, os fantomas 1 e 2 de tecidos descritos no item 5.2, foram radiografados com o mamógrafo GE Senhography DMR com as técnicas de exposição utilizadas na rotina hospitalar, sendo 27 kVp e 180 mAs, ânodos de molibdênio (Mo) e ródio (Rh) e filtros de 30 μm de Mo ou 20 μm de Rh. Eles também foram radiografados, com os mesmos filtros e ânodos, usando tensão de 49 kVp e 7.1 mAs. As imagens foram produzidas com e sem as microcalcificações. Esse procedimento resultou em oito imagens para cada fantoma que foram catalogadas e digitalizadas com um UMAX Mirage II, utilizando 254 pontos por polegada e 8 bits de resolução de contraste.

A figura 6.7a é a imagem do fantoma 1, radiografado em 27 kVp com o ânodo e filtro de molibdênio. A figura 6.7b é a imagem do fantoma 2 nas mesmas condições. Duas particularidades podem ser vistas na figura 6.7a: a primeira é uma divisão de cor cinza, que aparece horizontalmente no meio do fantoma 1. Essa divisão é uma placa de lucite colocada dentro do recipiente para dividir os tecidos de 48 e 65 anos. A região superior corresponde ao tecido de 48 anos. A segunda

particularidade é a presença de um quadrado claro, do lado direito da parte superior do fantoma que corresponde a uma região de 300x300 pontos. Cada região recebeu um nome que a identifica facilmente, conforme mostra a tabela 6.1.

Na tabela 6.1 as regiões são numeradas de R1 a R8, sendo que de 1 a 4 são as regiões do fantoma 1 e de 5 a 8 são as regiões do fantoma 2. A identificação dos fantasmas é feita na segunda coluna por P1 ou P2. As letras **a**, **b**, **c** e **d** das quatro últimas colunas identificam a condição de exposição de cada imagem, sendo **a** e **b** as imagens feitas com ânodo de molibdênio e **c** e **d** as imagens feitas com ânodo de ródio. Além disso, as imagens **a** e **c** foram feitas com tensão de pico de 27 kVp e as imagens **b** e **d** foram feitas com tensão de pico de 49 kVp.

Tabela 6.1 – Formato dos nomes das imagens dos fantasmas que serão usados nos próximos itens.

Região	Fantoma	Ânodo			
		Molibdênio		Ródio	
		27 kVp	49 kVp	27 kVp	49 kVp
R1	P1	a	b	c	d
R2	P1	a	b	c	d
R3	P1	a	b	c	d
R4	P1	a	b	c	d
R5	P2	a	b	c	d
R6	P2	a	b	c	d
R7	P2	a	b	c	d
R8	P2	a	b	c	d

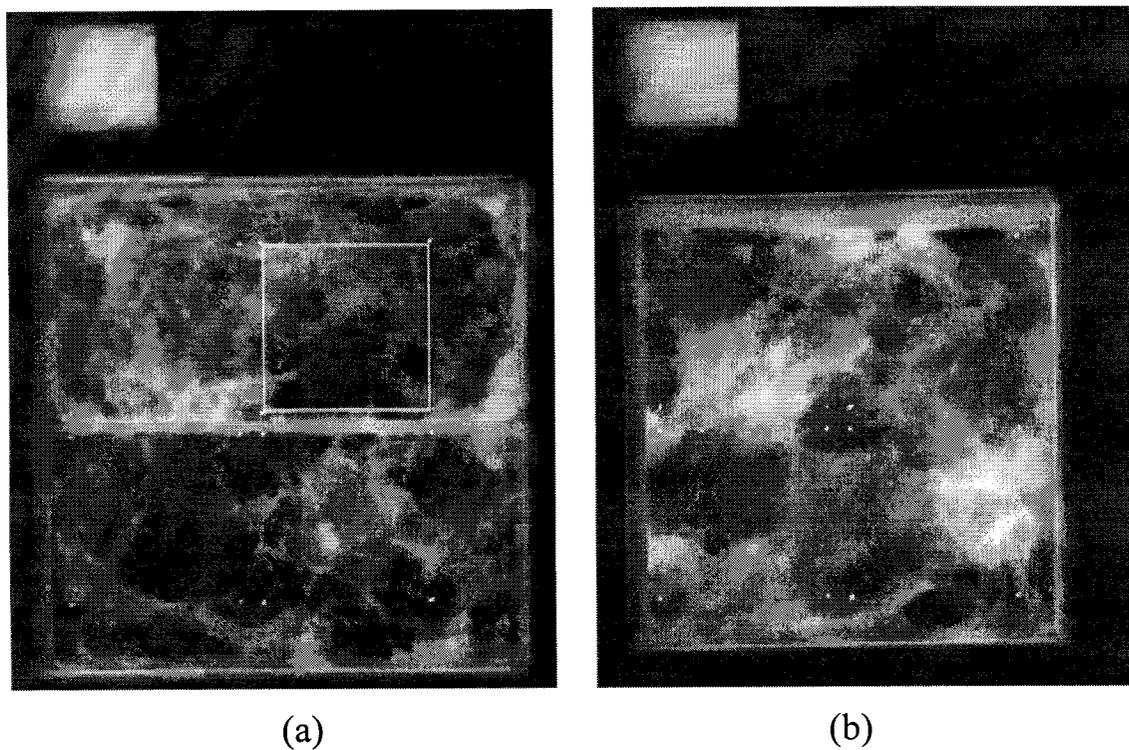


Figura 6.7 – Imagens dos fantasmas de tecido feitas em mamógrafo e usando tensão de 27 kVp, com ânodo e filtro de molibdênio.

As fotos das figuras 6.8a e 6.8b são as imagens digitalizadas dos fantasmas 1 e 2 que foram radiografados em 49 kVp com ânodo e filtro de molibdênio. Nas imagens podem ser vistos a escada de lucite e os marcadores de chumbo delimitando as regiões.

Pode-se perceber que estas imagens apresentam menos contraste entre os tecidos do que aquelas da figura 6.7, ou seja, o borramento de fundo está mais suavizado.

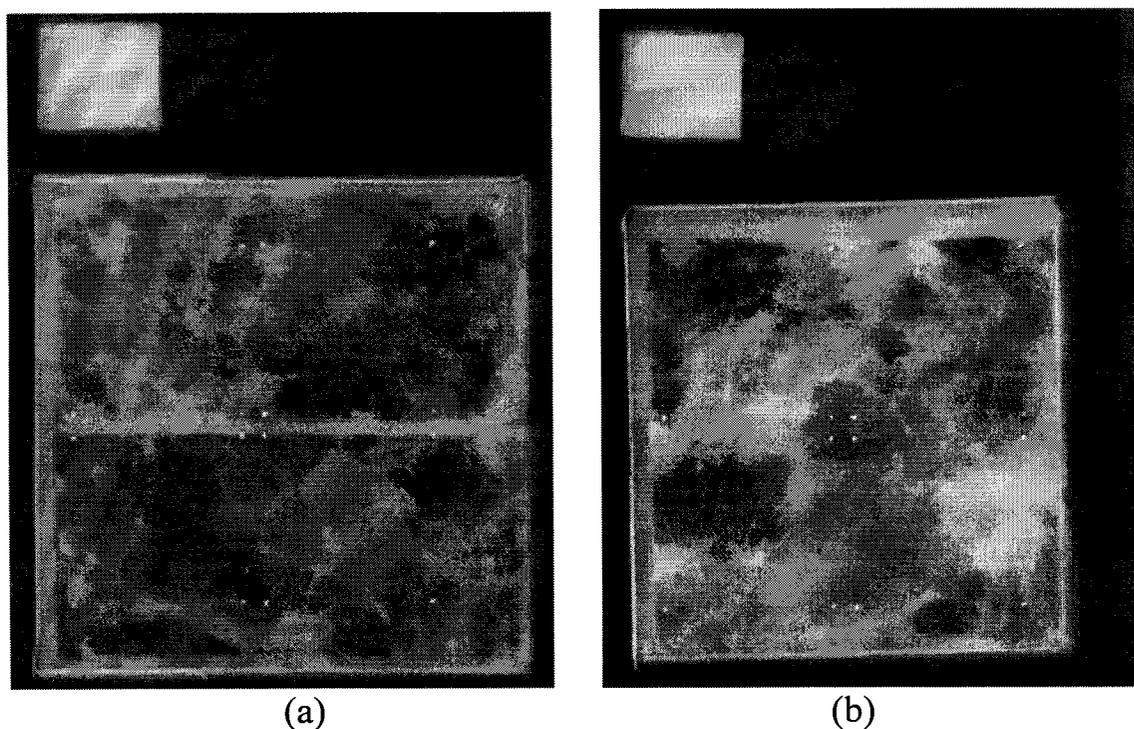


Figura 6.8 – Imagens dos fantasmas de tecido feitas em mamógrafo e usando tensão de 49 kVp, com ânodo e filtro de molibdênio.

As duas imagens produzidas com ânodos de ródio não foram mostradas aqui por serem visualmente iguais e não contribuem para ilustrar melhor os resultados.

Das oito imagens foram recortadas quatro regiões de cada uma, totalizando 32 imagens, com 300x300 pixels contendo as microcalcificações. Estas 32 imagens formam o banco de imagens dos fantasmas (BIP).

Os médicos especializados em exames mamográficos do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto que observaram as imagens dos fantasmas consideraram que elas poderiam ser tomadas como parte de imagens de mama.

Este banco de imagens tem a vantagem de ser construído com características controladas. O conhecimento das proporções entre os tecidos e de suas densidades a espessura correta da mama, a localização precisa das microcalcificações e de todas as condições de exposição permitem que as imagens sejam bem caracterizadas para se produzir uma simulação mais adequada.

6.4.2 – Banco de imagens de regiões de interesse (RMIA)

Para poder comparar as imagens simuladas foram usadas mamografias reais. Elas vieram de um banco de imagens disponível na Internet e denominado de MIA. As imagens contidas no MIA são mamografias inteiras obtidas em exames de rotina, com uso de filme radiográfico digitalizado, das quais foram recortadas 258 regiões de interesse formando o banco como descrito 5.6.

6.5 – Comparação dos atributos globais das imagens simuladas e reais

6.5.1 – Comparação dos atributos das imagens simuladas dos fantomas (BSIP) com os atributos das imagens reais dos fantomas (BIP)

A primeira métrica quantitativa, usada na validação do modelo de simulação, permite a comparação dos atributos globais (média e variância dos níveis de cinza) das 32 imagens dos fantomas 1 e 2 do BIP com as 1200 imagens simuladas do BSIP. Para promover essa comparação foram selecionadas as imagens do BSIP que possuíam os valores desses atributos com erro dentro da faixa de $\pm 5\%$ em relação às imagens dos fantomas. As imagens simuladas foram produzidas com as mesmas condições que as imagens dos fantomas, ou seja, mesma proporção entre os tecidos, mesma espessura, mesma kVp e mAs, entretanto como elas tem a distribuição aleatória, entre os tecidos, surgiram várias imagens cujos atributos estavam nesta faixa de valores. Os pares de imagens reais/simuladas foram selecionados por comparação visual.

Após a escolha dos pares de imagens, os valores dos atributos com os respectivos erros foram colocados na tabela 6.2. Essa tabela está ordenada em ordem crescente pelos valores das variâncias das imagens dos fantomas (4ª coluna). A primeira coluna representa a ordem numérica das imagens que será usada para referencia-las nos gráficos das figuras 6.9 e 6.10. A segunda coluna contém os nomes das imagens dos fantomas de modo que indicam sua procedência, conforme exposto na tabela 6.1. Na terceira e quarta colunas são apresentados os valores das médias

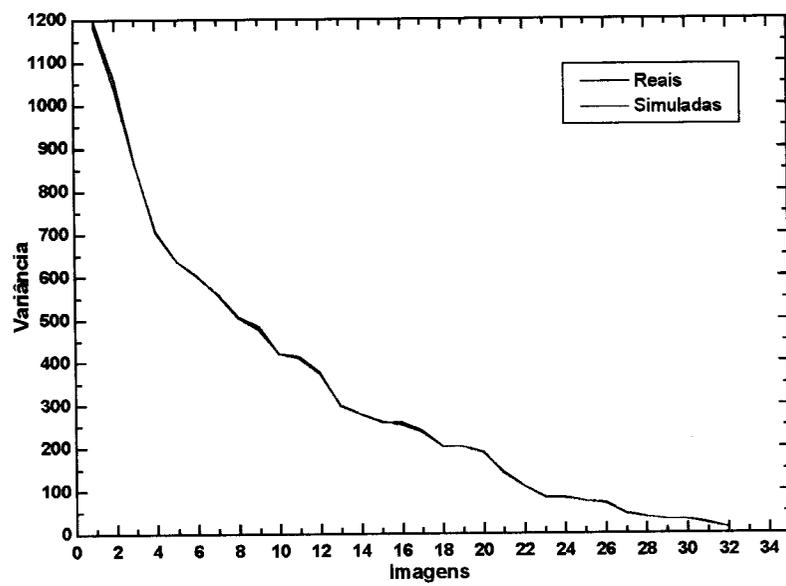
dos níveis de cinza e das variâncias das imagens dos fantasmas, respectivamente. A quinta coluna representa os nomes das imagens simuladas, que foram selecionadas do BISP, de acordo com os critérios expostos no item anterior. A sexta e sétima colunas são as médias e as variâncias das imagens simuladas. As colunas 8 e 9 contêm as diferenças percentuais para cada atributo (média e variância) de cada par de imagens real/simulada, sendo que cada linha da tabela representa um par.

As imagens simuladas da tabela 6.2 receberam nomes com a mesma regra das imagens dos fantasmas, onde as iniciais **IS** (Imagem Simulada) são seguidas de um número que varia de **1** a **8** para indicar o mapa de espessura. A seguir uma letra minúscula (**a**, **b**, **c** ou **d**) indicando a técnica de exposição, conforme a tabela 6.1.

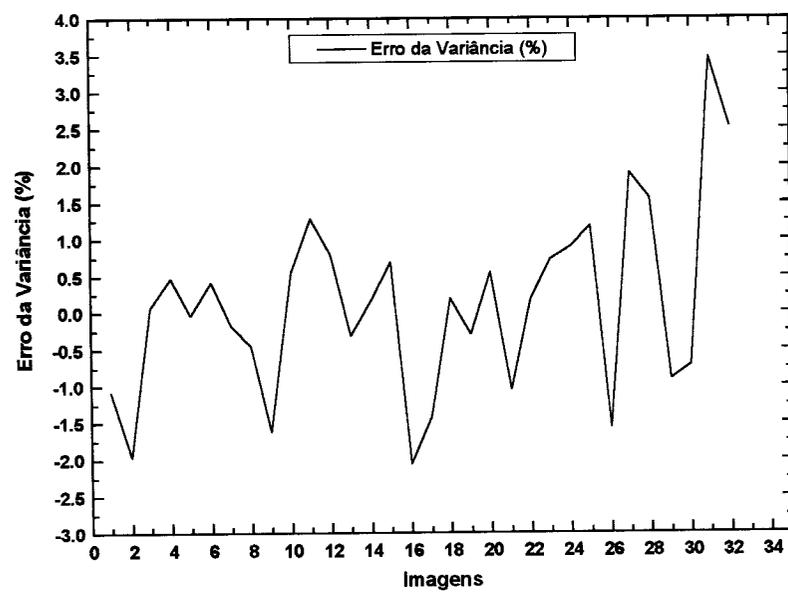
Tabela 6.2 – Atributos globais para as imagens dos fantasmas e para as imagens simuladas. As duas últimas colunas do lado direito da tabela apresentam o erro da média e da variância para cada par de imagens real/simulada.

IG*	Imagens Reais			Imagens Simuladas			Erro em (%)	
	Imagem	Média	Variância	Imagem	Média	Variância	Média	Variância
1	R8S2a	90.21	1196.47	IS8a	90.07	1183.42	-0.16	-1.09
2	R5S2a	78.30	1058.20	IS5a	79.97	1037.40	2.13	-1.97
3	R8S2c	78.94	861.42	IS8c	78.50	862.02	-0.56	0.07
4	R5S2c	70.70	703.31	IS5c	72.74	706.65	2.89	0.47
5	R1S1c	77.69	636.05	IS1c	77.52	635.77	-0.22	-0.04
6	R4S1c	76.86	601.72	IS4c	76.81	604.26	-0.07	0.42
7	R2S1c	77.43	560.74	IS2c	78.13	559.71	0.90	-0.18
8	R6S2a	69.16	506.25	IS6a	68.26	503.91	-1.30	-0.46
9	R7S2a	69.11	484.44	IS7a	68.32	476.52	-1.14	-1.63
10	R8S2b	88.28	419.43	IS8b	86.97	421.73	-1.48	0.55
11	R5S2b	79.10	408.44	IS5b	79.42	413.65	0.40	1.28
12	R1S1a	72.67	373.65	IS1a	72.47	376.60	-0.28	0.79
13	R6S2c	62.14	298.25	IS6c	62.67	297.29	0.85	-0.32
14	R7S2c	61.49	276.89	IS7c	61.41	277.32	-0.13	0.16
15	R4S1a	69.60	259.53	IS4a	70.84	261.31	1.78	0.69
16	R3S1c	73.33	258.25	IS3c	73.12	252.94	-0.29	-2.06
17	R7S2b	75.60	239.63	IS7b	74.25	236.22	-1.79	-1.42
18	R6S2b	75.58	203.63	IS6b	74.24	204.02	-1.77	0.19
19	R2S1a	61.56	201.92	IS2a	62.57	201.32	1.64	-0.30
20	R8S2d	62.15	188.24	IS8d	62.12	189.27	-0.05	0.55
21	R5S2d	57.58	142.32	IS5d	58.66	140.81	1.88	-1.06
22	R1S1d	73.10	109.20	IS1d	73.19	109.41	0.12	0.19
23	R4S1d	69.42	84.27	IS4d	68.65	84.88	-1.11	0.72
24	R2S1d	65.73	82.45	IS2d	66.75	83.18	1.55	0.89
25	R7S2d	54.50	74.13	IS7d	55.28	75.00	1.43	1.17
26	R6S2d	54.82	70.06	IS6d	54.05	68.96	-1.40	-1.57
27	R3S1a	47.87	45.56	IS3a	49.00	46.42	2.36	1.89
28	R3S1d	55.69	37.33	IS3d	56.29	37.91	1.08	1.55
29	R4S1b	60.57	31.80	IS4b	60.82	31.51	0.41	-0.91
30	R1S1b	59.56	30.69	IS1b	58.95	30.47	-1.02	-0.72
31	R2S1b	57.12	22.56	IS2b	56.28	23.34	-1.47	3.46
32	R3S1b	50.93	11.49	IS3b	51.07	11.78	0.27	2.52

* IG = Imagem no Gráfico que representa a o eixo horizontal nos gráficos das figuras 6.9 e 6.10.



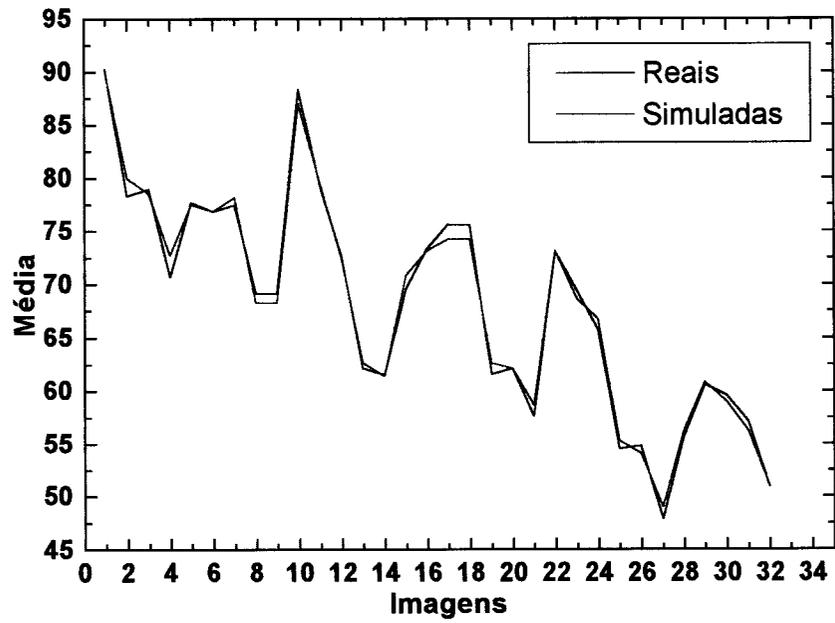
(a)



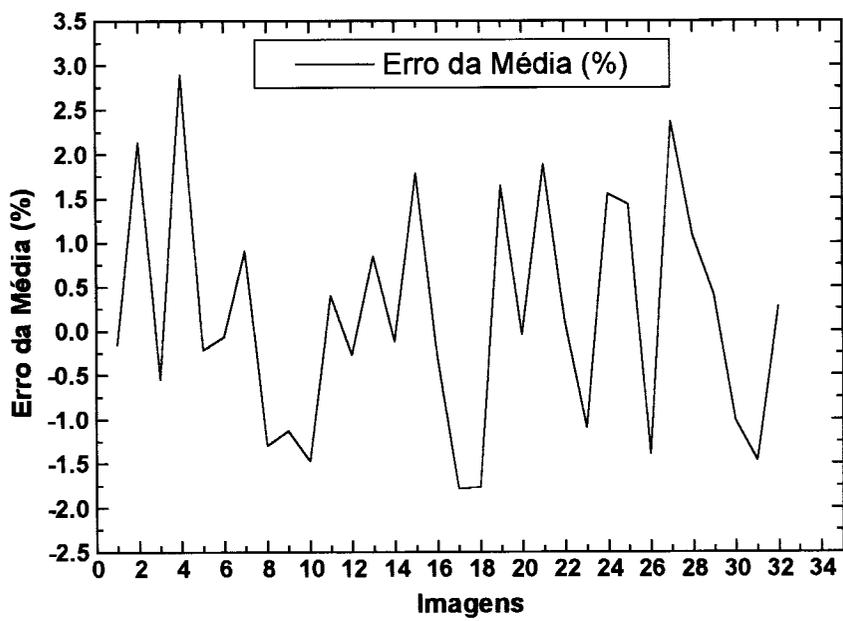
(b)

Figura 6.9 – (a) representação do comportamento da variância nas imagens reais e simuladas; (b) comportamento do erro da variância na comparação de cada par de imagens real/simulada.

Para facilitar a visualização do comportamento destes atributos foi construído um gráfico da variância (Figura 6.9a) e outro da média (figura 6.10a). Eles mostram a coerência do comportamento dos atributos entre as imagens reais e simuladas. Essa coerência pode ser melhor visualizada pelos gráficos das figuras 6.9b e 6.10b que trazem os respectivos gráficos dos erros para cada atributo. Pode-se observar nos gráficos 6.10a e 6.10b que o erro para média, também, está dentro da faixa de $\pm 5\%$. Para a variância a faixa de erro de 5% está dentro do ajuste possível para aparelhos de raios X. Erros menores podem ser obtidos pelo programa de simulação, porém isto requer ajustes finos de corrente que os equipamentos de raios X não possuem.



(a)



(b)

Figura 6.10 – (a) representação do comportamento da média nas imagens reais e simuladas; (b) comportamento do erro da média na comparação de cada par de imagens real/simulada.

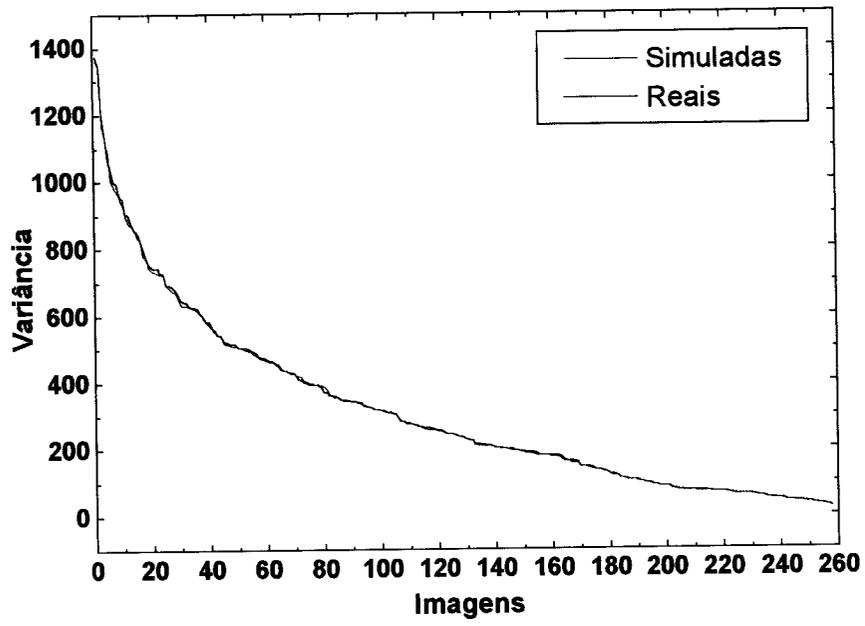
6.5.2 – Comparação dos atributos das imagens simuladas de mama (BGIS) com os atributos das mamografias reais (RMIAS)

Para dar prosseguimento à métrica de comparação dos atributos globais todas as imagens, tanto as 258 reais (RMIAS) quanto às 1500 simuladas (BGIS) foram submetidas ao programa de extração de atributos globais (média e variância). Em seguida, todas as imagens foram ordenadas em ordem crescente pelo valor da variância dos níveis de cinza e foram escolhidas as 258 imagens do BGIS que possuíam os valores de variância mais próximos dos valores das 258 imagens do RMIAS.

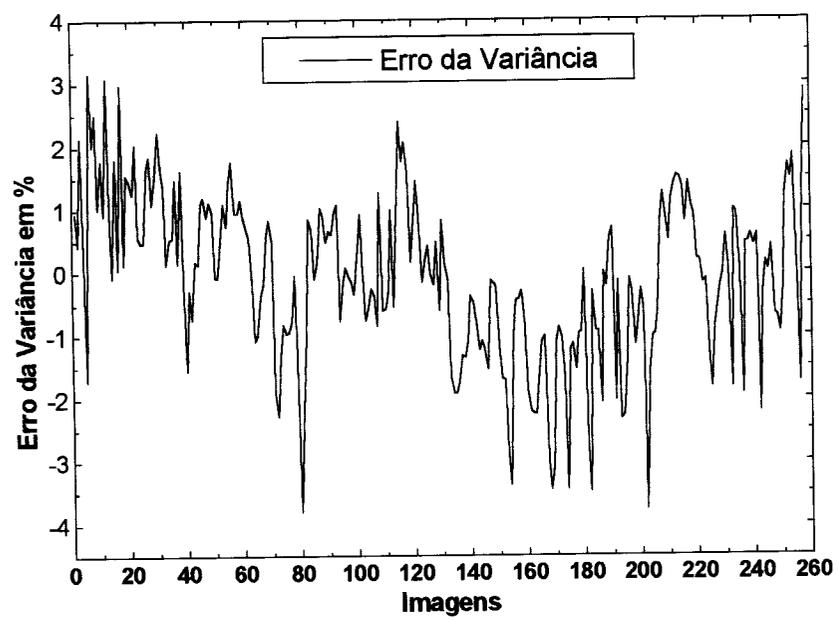
Entretanto, como as imagens do RMIAS não são acompanhadas do registro das proporções entre os tecidos, da espessura, das kVp e mAs, não foi possível achar uma boa concordância entre os valores dos atributos para todas as imagens. Por isso várias imagens foram simuladas novamente com pequenas variações das kVp e mAs originais até que os valores da variância e da média ficassem numa faixa de erro menor que 5%.

Nos gráficos das figuras 6.11a e 6.12a pode-se notar que as 258 imagens do banco de imagens simuladas (BGIS) e do banco de mamografias reais (RMIAS) possuem comportamentos muito próximos no que se refere à variância e à média.

Os valores de variância estão compreendidos entre aproximadamente 20 e 1400, entretanto, mesmo numa faixa tão grande, foi possível manter o erro dentro de uma faixa constante de $\pm 5\%$, conforme pode ser visto no gráfico de erro da figura 6.11b. Essa mesma constatação pode ser estendida para as simulações das imagens dos fantasmas mostradas nos gráficos das figuras 6.9.

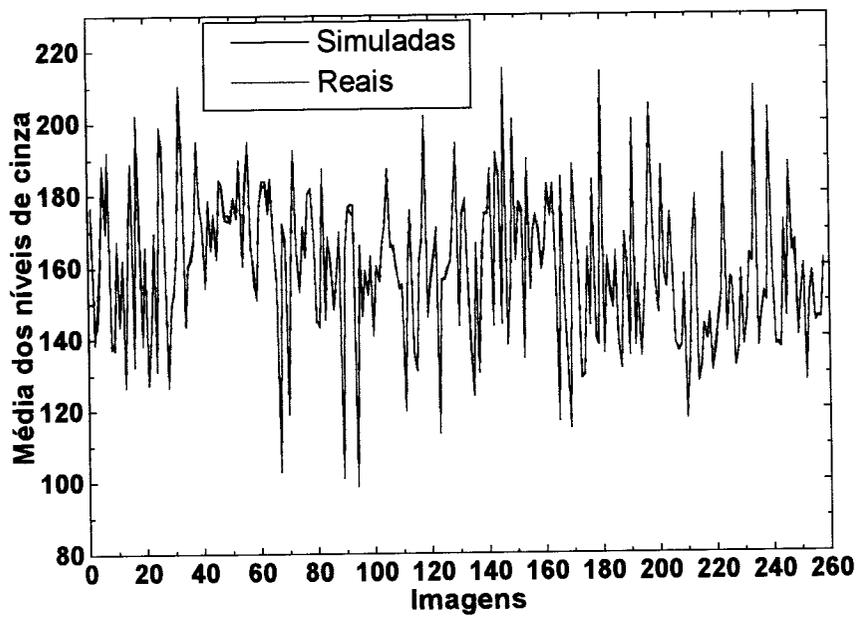


(a)

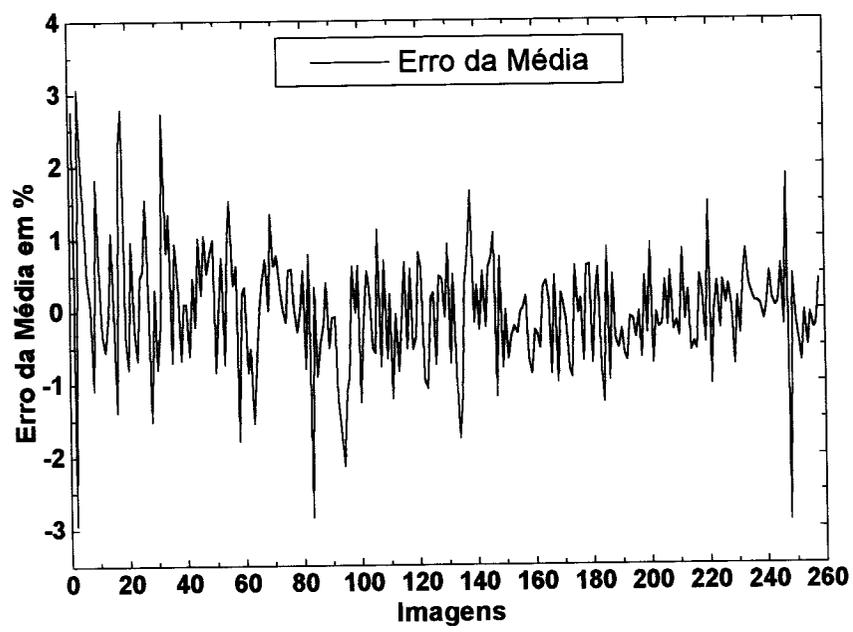


(b)

Figura 6.11 – (a) Gráfico da variância para os banco de imagens simuladas e reais, (b) Gráfico de erro da variância.



(a)



(b)

Figura 6.12 – (a) Gráfico da média dos níveis de cinza para os banco de imagens simuladas e reais, (b) Gráfico de erro da média dos níveis de cinza.

As médias dos níveis de cinza, que estão nas figuras 6.10a e 6.12a, também comprovam o comportamento semelhante das imagens simuladas em relação às imagens reais. As figuras 6.10b e 6.12b mostram que o erro nunca é superior a ± 4 %.

6.5.3 – Discussão sobre a extração de atributos das imagens dos fantomas (BIP) e das imagens simuladas dos fantomas (BISP)

Os atributos globais das imagens podem ser controlados, na exposição, principalmente por três fatores: a) as condições de exposição: kVp, corrente do tubo e tempo; b) a curva característica do receptor de imagem (filme), que varia com a emulsão do filme e a revelação; c) a digitalização do filme.

Para uma mesma kVp a média dos níveis de cinza depende basicamente da corrente \times tempo (mAs) que o radiologista aplica no momento do exame, enquanto que a variância depende principalmente da kVp e da distribuição dos tecidos no interior da mama.

Foram adotados na simulação das imagens dos fantomas as mesmas kVps utilizadas para adquirir as imagens reais, assim a influência desse parâmetro nos atributos das imagens simuladas foi a mesma que nas imagens reais.

A absorção da emulsão do filme utilizado para obter as imagens reais não pode ser simulada corretamente, pois sua composição química não estava disponível. Em substituição foi utilizada uma emulsão genérica dada por Curry *et. al.* 1990 que certamente não possui as mesmas características que a emulsão do filme. No entanto, o comportamento do conjunto filme-écran foi avaliado através da escada de lucite colocada junto com os fantomas de tecido. Essa imagem permitiu encontrar o número de fótons necessário para formar um nível de cinza. Foi utilizado, durante toda a simulação, o valor médio de 650 fótons por nível de cinza para uma área de $0.1 \times 0.1 \text{ mm}^2$. Esse valor sofreu variações da ordem de 15% de uma simulação para outra, para ajustar emulsão/écran real. Além disso, o mesmo filme tem comportamentos diferentes quando a kVp é alterada gerando por isso diferentes níveis de cinza para uma mesma dose, essa aproximação produziu conseqüências que são discutidas mais adiante.

Os possíveis efeitos da digitalização não foram considerados no processo de simulação, pois o digitalizador foi ajustado no modo automático e todos os filmes foram digitalizados de uma só vez, por isso os possíveis erros causados pela digitalização foram considerados constantes e oriundos do processo de formação da imagem. Além disso, como o digitalizador é comercializado para digitalizar filmes radiográficos, os possíveis erros podem ser considerados pequenos.

Dado que todos os fatores discutidos até agora são fixos, foi possível apenas realizar mudanças nas correntes do tubo e nos tempos de exposição para ajustar os atributos das imagens simuladas aos atributos das imagens reais.

A variação do mAs muda tanto a variância quanto à média dos níveis de cinza da imagem. Então a opção foi pelo ajuste da variância que é um fator importante no processamento de imagens. De maneira geral, as imagens simuladas necessitaram de um mAs cerca de 10 a 15% maior, em relação às imagens reais, para produzir um valor equivalente de variância, indicando que a emulsão simulada é menos contrastante que a emulsão/écran real. O fato de a imagem simulada ficar com o valor médio dos níveis de cinza maior que o da imagem real indica que a emulsão simulada é menos sensível que a real. Este é um resultado esperado, pois as emulsões mais recentes (Min R e MAMO Braph), lançadas pela Kodak na segunda metade da década de 80, são produzidas com tecnologia química que permite obter maior sensibilidade e maior contraste, enquanto que a emulsão usada na simulação vem de uma fórmula padrão já conhecida a várias décadas.

Apesar dos atributos das imagens poderem ser ajustados, ainda existem erros nos valores tabelados. O processo de simulação permite que sejam feitos ajustes que as vezes são tão pequenos que não seria possível obtê-los num equipamento real. Assim foi adotado, na simulação, o valor que está dentro de um ajuste possível na prática.

O erro na média dá-se pelo fato de somar um valor inteiro aos níveis de cinza, pois, neste caso, não é possível somar valores decimais.

6.5.4 – Discussão sobre a extração de atributos das mamografias reais do RMIAS e das imagens simuladas do BGIS

Em função da liberdade na escolha dos parâmetros para esta simulação foi relativamente fácil ajustar o banco de imagens simuladas ao banco de mamografias reais. No entanto, essa é uma liberdade subjetiva, ou seja, como os parâmetros das mamografias reais (kVp, corrente, tempo, espessura da mama e proporções entre os tecidos) não são conhecidos as imagens simuladas não podem ser ajustadas segundo estes parâmetros. Na verdade o ajuste se dá por uma combinação que acaba produzindo uma coincidência nos valores dos atributos. Por outro lado, essa liberdade permite que sejam simuladas imagens com características bastante variadas, tanto com relação à variância quanto como relação à média dos níveis de cinza. A variância das mamografias reais atinge uma faixa ampla (de ~20 a ~1350) e a simulação acompanha essa faixa sem dificuldades. A média pode ser facilmente ajustada para qualquer valor variando a corrente ou o tempo.

6.6 – Comparação visual entre as imagens reais e as imagens simuladas

6.6.1 – Comparação visual entre as imagens simuladas do fantoma (BISP) com as imagens reais do fantomas (BIP)

A validação do modelo de simulação também foi feita pela comparação visual das 32 imagens simuladas escolhidas do BISP com as 32 imagens dos fantomas. Entre as imagens que tinham atributos parecidos foram escolhidas aquelas que possuíam aspectos semelhantes quanto à distribuição das regiões claras e escuras, não sendo necessário que elas se encontrassem nas mesmas coordenadas espaciais. Na seleção, também, foi levado em conta a textura das imagens. Por se tratar de uma escolha subjetiva este procedimento foi realizado com a ajuda de dois pesquisadores, especializados no processamento de imagens mamográficas. Desse modo as 32 imagens escolhidas não ficaram sujeitas a uma única avaliação. Das 32 imagens, consideradas semelhantes pelos pesquisadores, estão apresentados 8 exemplos para ilustrar a comparação visual.

As fotos (a), (b) e (c) da figura 6.13 ilustram três imagens do BIP que mostram regiões de interesse recortadas das imagens dos fantasmas de tecido. R1S1a, R2S1a, R6S2a e R4S1-sc radiografadas em 27 kVp com ânodo e filtro (30 μ m) de molibdênio.

Como estas imagens estão ampliadas, em relação às da figura 6.7, pode-se observar que as fotos (a), (b) e (c) possuem microcalcificações. Para ilustrar as imagens produzidas sem a presença do fantoma de microcalcificações é mostrada a foto (d) que foi recortada da imagem do fantoma 1, por isso seu nome recebeu o sufixo *sc*. A correspondente imagem simulada da figura 6.14d também recebeu o sufixo *sc* porque foi simulada sem a presença do mapa de microcalcificações.

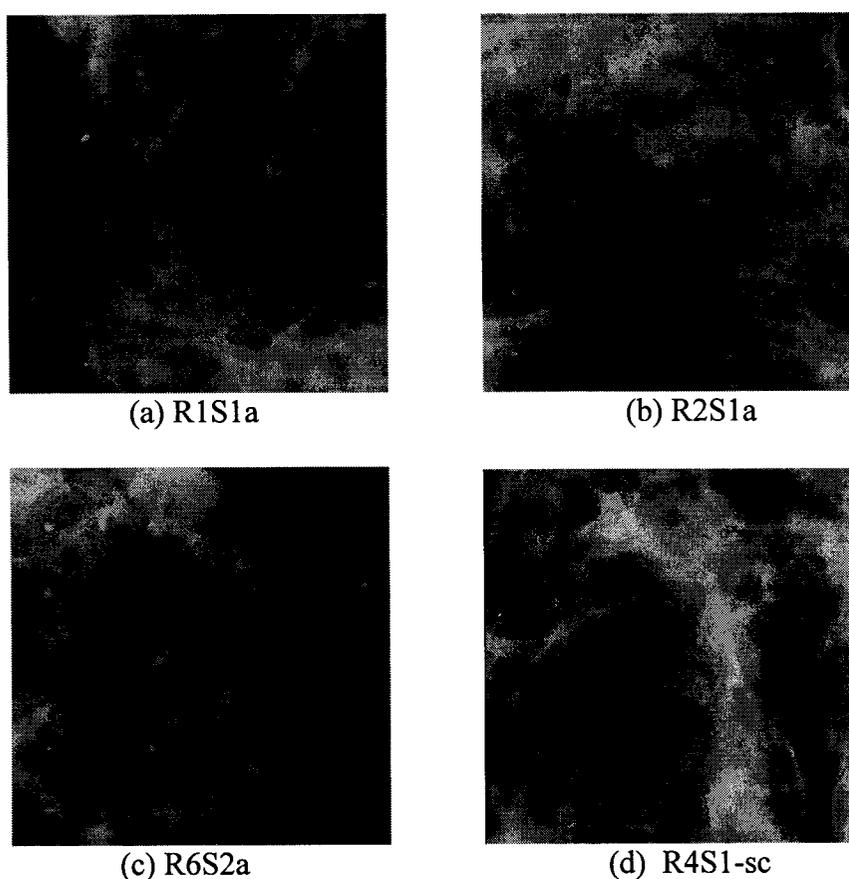


Figura 6.13 – Imagens de regiões de interesse extraídas das imagens dos fantasmas 1 e 2 que foram radiografadas em 27 kVp.

As fotos (a), (b), (c) e (d) da figura 6.14 são quatro imagens simuladas com características visuais semelhantes às das imagens reais.

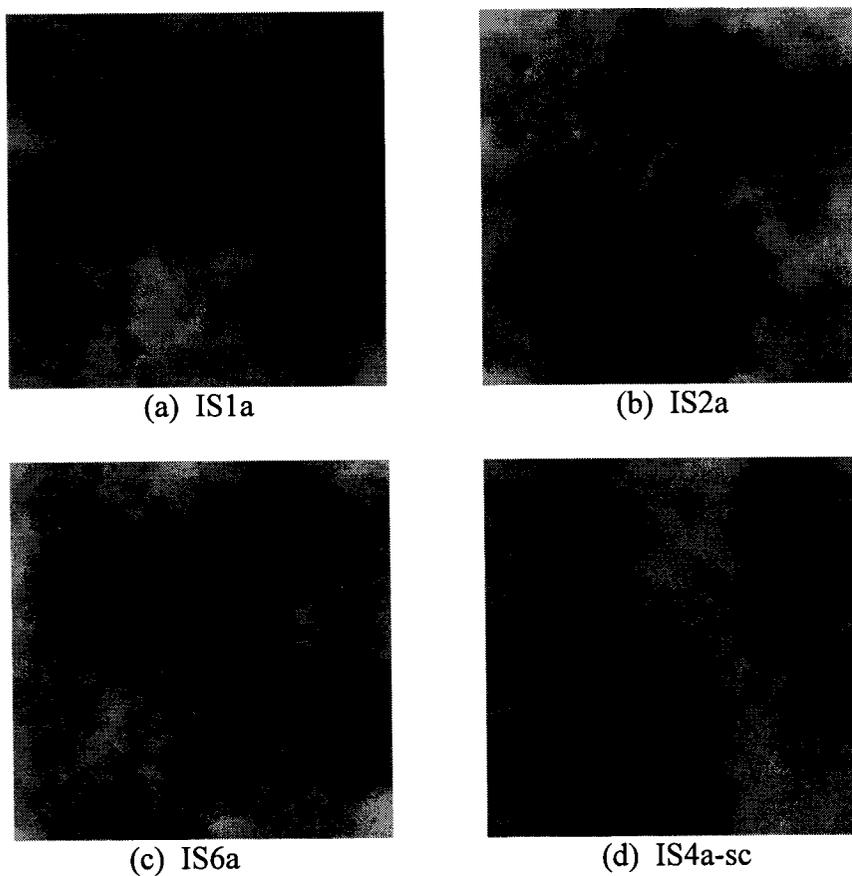


Figura 6.14 – Imagens de regiões de interesse simuladas apresentando semelhança visual com as imagens da figura 6.13.

A comparação visual também foi feita para as imagens produzidas em 49 kVp e mesma filtragem. Para isso foram usadas imagens das mesmas regiões de interesse apresentadas nas figuras 6.13 e 6.14. As fotos da figura 6.15 são as imagens dos fantasmas e as da figura 6.6 são as simuladas.

Comparando as imagens feitas em 27 e 49 kVp pode-se verificar o efeito do aumento da kVp sobre a suavização do contraste dos tecidos. As imagens reais e simuladas apresentam a mesma diminuição de contraste entre os tecidos da mama quando a tensão de pico passou de 27 kVp para 49 kVp. Além de semelhanças entre as imagens da 6.13 e 6.14 este efeito é outra característica que valida a simulação, pois a suavização ocorre de forma bastante semelhante entre as imagens reais e simuladas da figuras 6.15 e 6.16.

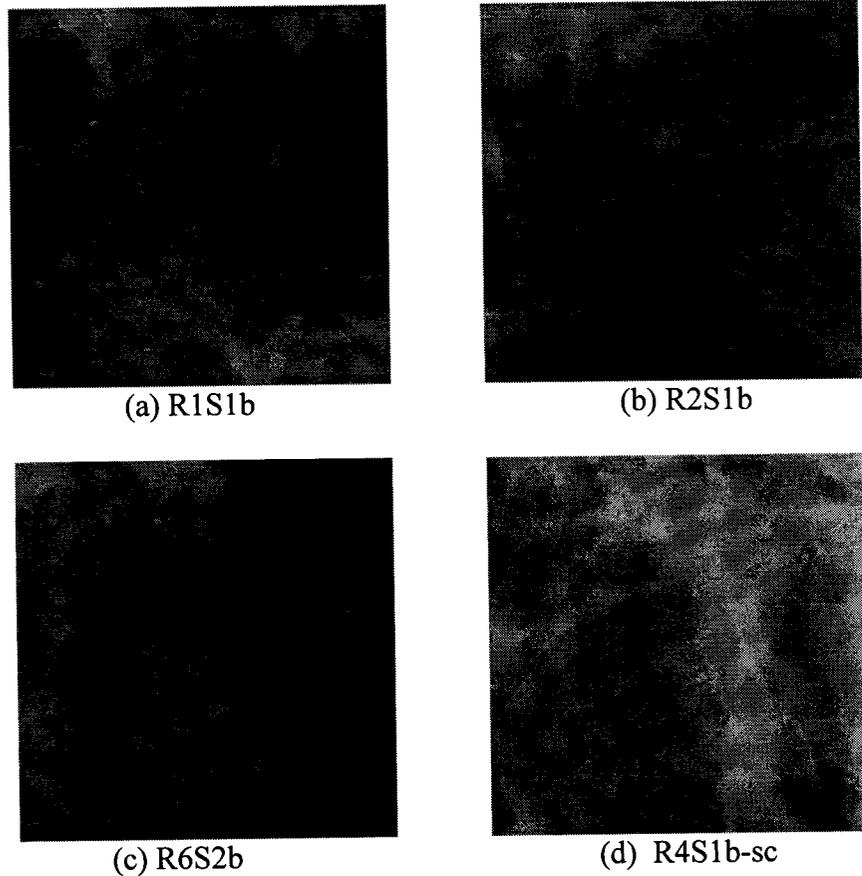


Figura 6.15 – Regiões de interesse dos fantasmas radiografadas com tensão de 49 kVp para ânodo e filtro de molibdênio. Notar que estas são as mesmas regiões de interesse apresentadas na figura 6.13.

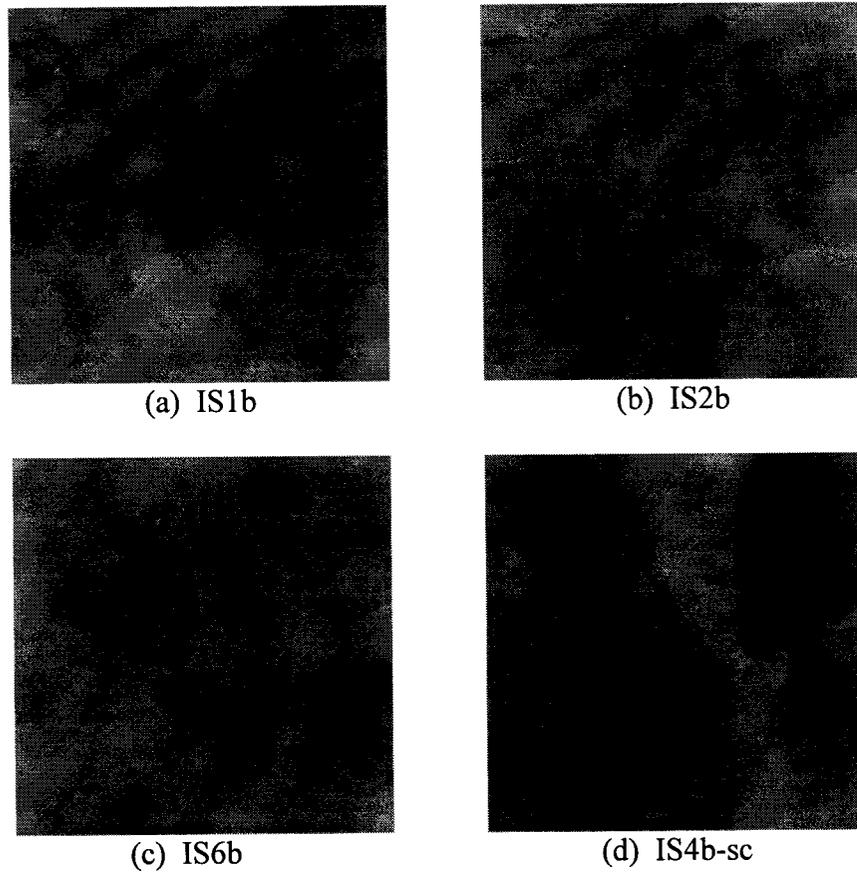


Figura 6.16 – Imagens de regiões de interesse **simuladas** com tensão de 49 kVp para ânodo e filtro de molibdênio. Notar que estas são as mesmas regiões de interesse apresentadas na figura 6.14.

6.6.2 – Comparação visual das imagens simuladas de mama (BGIS) com as mamografias reais (RMIAS)

Outra forma de validar o modelo de simulação, pela comparação visual, foi comparar as imagens simuladas do BGIS como imagens mamográficas do RMIAS.

As fotos das figuras 6.17 mostram quatro imagens, de 300x300 pixels, das regiões de interesse recortadas das mamografias (RMIAS). Estas imagens foram escolhidas por serem diferentes das imagens dos fantasmas. Elas são mais claras, tem a distribuição das regiões claras e escuras mais uniforme e regiões escuras menores.

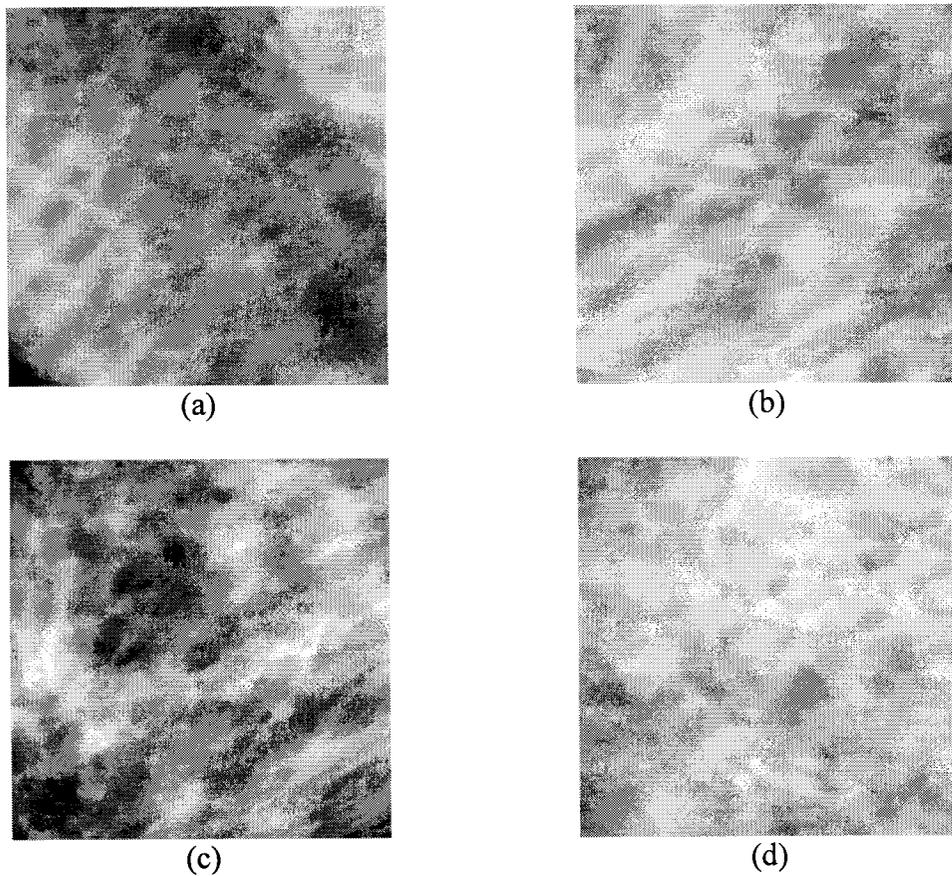


Figura 6.17 – Imagens do RMIAS que são regiões recortadas de mamografias obtidas em exames de rotina.

As fotos mostradas na figura 6.18 são as imagens simuladas que foram escolhidas do BGIS com a ajuda de dois outros pesquisadores experientes em processamento de imagens mamográficas.

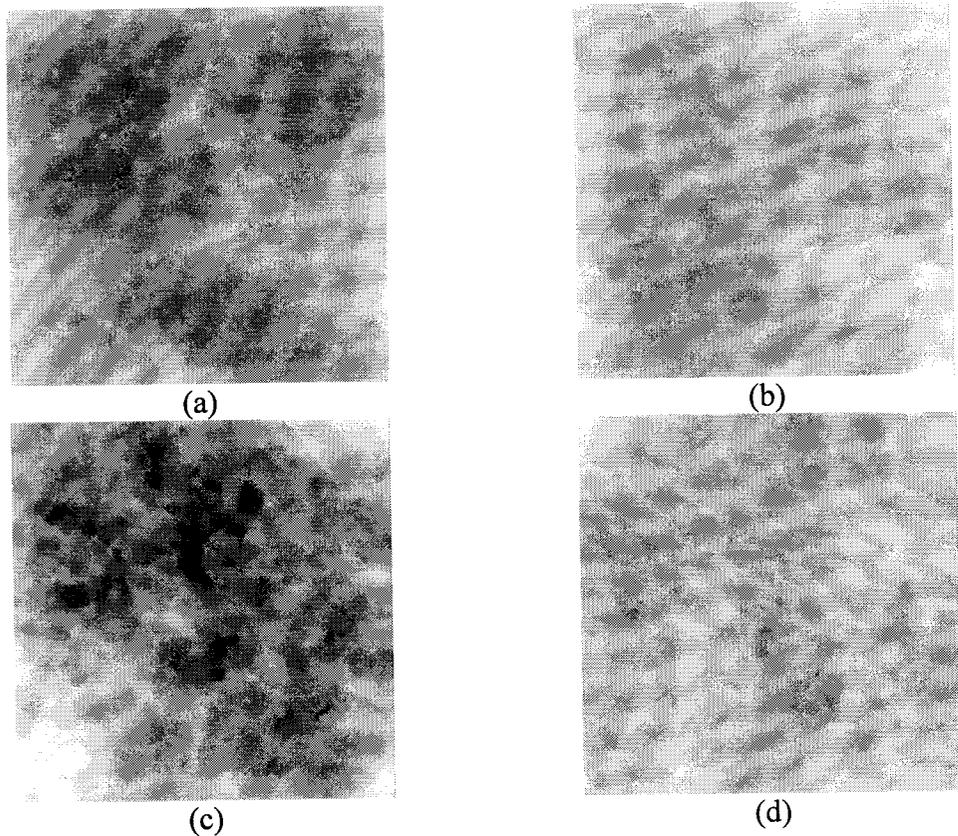


Figura 6.18 – Imagens mamográficas simuladas que foram escolhidas do BGIS pela suas semelhanças com as imagens reais.

As imagens do banco de imagens foram apresentadas a um mastologista que considerou que elas poderiam ser trechos de mamografias reais.

6.6.3 – Discussões sobre a comparação visual das imagens reais e simuladas.

A comparação visual permite estabelecer uma coerência entre o aspecto geral das imagens reais e simuladas, que não pode ser facilmente medida, pois não existe um padrão definido que determine a formação de uma imagem de mama. O fato de produzir uma simulação baseada na distribuição aleatória dos tecidos mostrou-se

eficiente na obtenção de imagens com características semelhantes às imagens mamográficas.

A anatomia da mama é definida no que diz respeito à formação dos tecidos e apresenta uma certa divisão interna como foi mostrado na teoria. Porém, variação das espessuras dos tecidos ao longo de uma área, que é o que realmente importa para a formação da imagem, pode ser considerada como aproximadamente aleatória, principalmente nas regiões próximas ao tórax onde foram recortadas as regiões de interesse. Esse aspecto aleatório da distribuição dos tecidos fica ainda mais evidente nas imagens dos fantasmas onde não foi assumido nenhum arranjo na montagem. Os tecidos, simplesmente, foram depositados dentro do invólucro de lucite.

A comparação visual com as mamografias reais permitiu, portanto, verificar que a simulação é mais adequada a regiões da mama onde a espessura é constante, ou seja, a região central da mama, próxima ao tórax, que pode ser vista em imagens feitas na direção crânio-caudal ou médio-lateral, sendo que nesta última deve-se excluir o músculo peitoral.

As regiões próximas à borda da mama, onde a espessura varia aproximadamente de forma cilíndrica, não foram simuladas por três motivos. Primeiro, nessas regiões é possível perceber uma conformação anatômica um pouco diferente da região central, pois os vasos e tecidos de sustentação tornam-se mais evidentes e muitos apresentam uma tendência de orientação na direção do mamilo. Além disso, as regiões próximas à borda apresentam um escurecimento rápido na direção axial, em função da diminuição da espessura. Por essas razões a simulação necessitaria seguir um caminho diferente daquele que prevê uma distribuição aleatória dos tecidos. Segundo, essa abordagem de simulação requer maior complexidade computacional, maior tempo de processamento e necessidade de armazenar maior quantidade de informações, como, por exemplo, a variação da espessura da borda da mama. Terceiro, a maior tendência de ocorrer lesões está na região onde a espessura da mama comprimida é constante, pois aí está a maior parte das glândulas (portadoras de lesões). Então simular as regiões próximas à borda da mama pode significar um esforço extra que é desnecessário.

6.7 – Avaliando a eficiência da detecção de microcalcificações nas imagens reais de fantoma (BIP) e simuladas de fantoma (BISP)

A última métrica a ser utilizada, para validar quantitativamente a simulação de imagens, é a eficiência da detecção de microcalcificações nas imagens reais e simuladas. A construção dos fantasmas de tecido e de microcalcificações permite que os resultados do processamento sejam quantificados precisamente. O programa de processamento utilizado nesta etapa foi descrito no item 5.6.2.

A tabela 6.3 mostra os resultados da detecção para as 32 imagens reais dos fantasmas 1 e 2 do BIP. Nesta tabela, os resultados estão distribuídos por espessura de microcalcificação. Em cada imagem é possível detectar no máximo seis microcalcificações por espessura, o que significa detectar no máximo 24 por imagem. Os valores 0.5, 0.4, 0.3 e 0.2, em negrito, representam as espessuras das microcalcificações em [mm] e FP as falsas detecções ocorridas.

As quatro primeiras linhas da tabela 6.3 (R1S1 a R4S1) referem-se às imagens do fantoma 1 e as quatro últimas linhas (R5S2 a R8S2) referem-se ao fantoma 2.

As imagens simuladas do fantoma (BISP), também foram submetidas ao programa de processamento e a detecção das microcalcificações foi quantificada e apresentada na tabela 6.4, no mesmo formato que a tabela 6.3.

Para comparar a tabela 6.3 com a 6.4 pode-se escolher linhas horizontais em ambas, pois cada linha representa quatro imagens equivalentes real/simulada.

A tabela 6.5 mostra o somatório das detecções por regiões com o erro entre a detecção feita nas imagens simuladas e nas reais. Esta variação da diferença foi calculada em relação às 96 microcalcificações que deveriam ser detectadas por região nas quatro tensões de pico. Essa tabela mostra, na última coluna o total de detecções de microcalcificações sem incluir os falsos positivos (FP).

Tabela 6.3 – Detecção de microcalcificações, nas imagens dos fantasmas 1 e 2 de tecidos.

	Ânodo de molibdênio										Ânodo de Ródio										total sem FP
	27 kVp					49 kVp					27 kVp					49 kVp					
	0.5	0.4	0.3	0.2	FP	0.5	0.4	0.3	0.2	FP	0.5	0.4	0.3	0.2	FP	0.5	0.4	0.3	0.2	FP	
R1S1	5	5	4	1	10	5	4	1	1	11	2	1	0	0	0	5	6	4	1	1	45
R2S1	6	2	1	1	4	6	4	2	1	6	6	6	6	4	12	5	1	1	1	3	53
R3S1	5	6	1	3	14	5	6	1	5	33	5	6	3	5	21	5	6	1	1	8	64
R4S1	5	5	3	4	8	6	6	4	3	26	4	4	1	0	0	6	4	1	3	3	59
R5S2	0	0	0	0	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	4	3	0	1	9
R6S2	5	6	1	2	8	5	3	0	1	1	5	5	0	1	2	4	4	2	1	1	45
R7S2	3	6	4	4	3	5	6	4	3	3	1	6	2	4	0	2	6	3	1	1	60
R8S2	3	1	0	0	0	3	5	0	0	0	2	0	0	0	0	4	2	0	2	1	22
	(a)					(b)					(c)					(d)					357

Tabela 6.4 – Resultado da aplicação do processamento, para detecção de microcalcificações, sobre as imagens simuladas.

Imagens Simuladas																					
	Ânodo de molibdênio										Ânodo de Ródio										total sem FP
	27 kVp					49 kVp					27 kVp					49 kVp					
	0.5	0.4	0.3	0.2	FP	0.5	0.4	0.3	0.2	FP	0.5	0.4	0.3	0.2	FP	0.5	0.4	0.3	0.2	FP	
IS1	6	5	4	1	0	6	4	1	0	0	3	0	0	0	0	6	5	4	1	0	46
IS2	6	3	1	1	2	6	3	1	1	1	6	4	4	2	0	5	3	1	0	0	47
IS3	6	4	2	3	7	6	5	5	4	12	6	6	4	3	6	5	6	3	2	18	70
IS4	6	5	3	2	0	6	6	4	2	0	5	2	2	0	0	6	6	2	0	0	57
IS5	1	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	5	3	0	0	0	11
IS6	6	3	2	1	0	6	2	1	0	0	5	5	1	1	5	5	4	1	1	4	44
IS7	5	4	3	2	0	6	6	3	2	0	3	5	2	4	0	3	5	3	1	0	57
IS8	3	1	0	0	0	5	2	0	0	0	2	1	0	0	0	5	1	0	0	0	20
	(a)					(b)					(c)					(d)					352

Tabela 6.5 - Somatório das detecções de microcalcificação para cada região de interesse real e simulada nas quatro tensões de pico.

Imagens	1	2	3	4	5	6	7	8	FP	Total*
Reais	45	53	64	59	9	45	60	22	181	357
Simuladas	46	47	70	57	11	44	57	20	55	352
Diferença	1	-6	6	-2	2	-1	-3	-2	-126	-5
Δ difer. (%)#	1.04	-6.25	6.25	-2.08	2.08	-1.04	-3.13	-2.08	-----	-0.65

* Este total não inclui os falsos positivos (FP).

Esta variação da diferença foi calculada em relação às 96 microcalcificações que deveriam ser detectadas por região nas quatro tensões de pico.

6.7.1 – Discussão sobre a detecção de microcalcificações das imagens reais e simuladas

A detecção das microcalcificações nas imagens simuladas produziram resultados muito próximos daqueles obtidos com as imagens reais. A detecção global teve a mesma ordem de grandeza, foram detectadas 357 microcalcificações nas imagens reais e 352 nas imagens simuladas, o que dá uma diferença de -1.4% ou -0.65% em relação ao total de microcalcificações que deveria ser detectado.

Quando os dados são separados por tipo de ânodo tem-se os seguintes resultados. Ânodo de ródio: em 27 kVp foram 79 detecções para as reais e 76 para as simuladas, que dá uma diferença de -3 detecções ou -3.8% ; em 49 kVp foram 89 detecções para as reais contra 92 das simuladas (3.4%). Ânodo de molibdênio: em 27 kVp foram 92 detecções para as reais e 89 para as simuladas (-3.3%); em 49 kVp foram 97 para as reais e 95 para as simuladas (-2.1%). Considerando que a distribuição dos tecidos, dentro das regiões de interesse, não é exatamente a mesma nas imagens reais e simuladas e que a detecção depende do contraste existente ao redor das microcalcificações esses resultados são muito bons.

As semelhanças no comportamento da detecção, também, podem ser vistas nos pares de imagens reais R2S1(a,b,c,d) com as simuladas IS2(a,b,c,d) onde ocorrem detecções da maioria das microcalcificações presentes, já nos pares de reais R5S2(a,b,c,d) com as simuladas IS5(a,b,c,d) a detecção é ruim em ambos.

Outro fato que contribui para validar o modelo de simulação é a detecção em função da idade. É esperado que a detecção seja melhor para pacientes mais idosas, que apresentam percentagens de tecidos fibrosos menores. O fantoma 2, que está representado pelas quatro últimas linhas das duas tabelas, é referente a amostra de tecido de 25 anos, cujo número total de detecções é 136 para as imagens reais e 132 para as simuladas. O fantoma 1, que representa os tecidos de 48 e 65 anos, tem 221 detecção para as reais e 222 para as simuladas. Estes últimos dados reforçam a coerência entre imagens simuladas e reais, e também vai de encontro ao que é esperado pela prática clínica. Estes resultados mostram que as imagens dos fantasmas 1 e 2 representam a realidade por estarem coerentes com o esperado e que as imagens simuladas têm o mesmo tipo de comportamento que as reais.

Restam ainda as detecções dos falsos positivos. Os valores percentuais, mostram que, nas imagens simuladas, os falsos positivos são menores que nas reais.

Em valores absolutos as imagens reais apresentam 181 detecções FP contra 55 das imagens simuladas.

Os falsos positivos são gerados pelas frequências espaciais altas, causadas pelo contraste entre tecidos moles, e pelos ruídos devidos à qualidade da aquisição. Para tratar da questão dos falsos positivos seria necessário um aprofundamento que não faz parte dos objetivos deste trabalho, por isso não foi inserido, no modelo de simulação que somente visa validar a simulação.

6.8 – Aplicação da simulação de imagens mamográficas na melhoria da detecção de microcalcificações.

6.8.1 – Obtenção das melhores técnicas de exposição

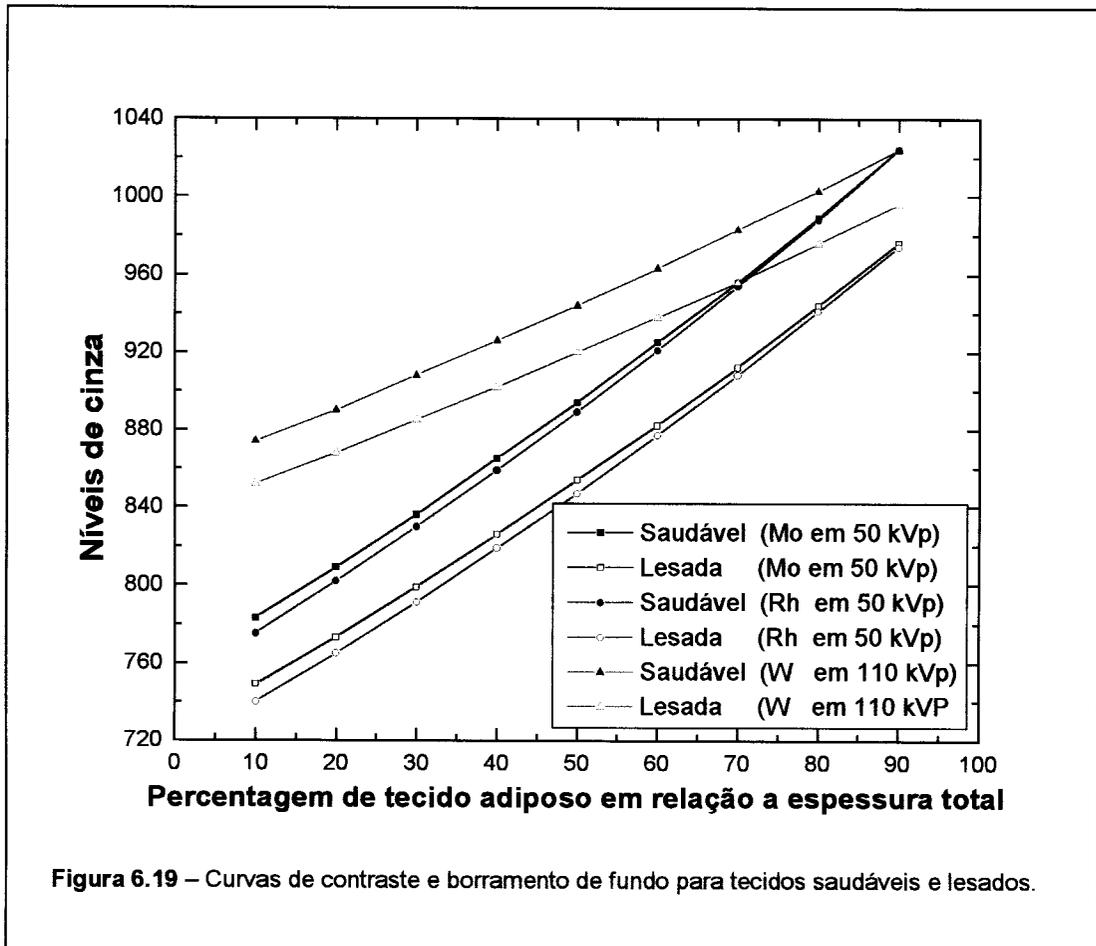
No intuito de encontrar as condições de exposição, que permitam obter a máxima suavização do borramento de fundo das imagens mamográficas, afim de facilitar seu processamento, foi utilizado o método computacional descrito no item 5.7 que permite medir tanto o contraste DC de uma microcalcificação em relação à proporções de tecidos mamários quanto a suavização Ψ de contraste entre estes tecidos.

Esse programa de quantificação do borramento de fundo e do contraste foi utilizado para encontrar as técnicas de exposição que garantissem um contraste de pelo menos 25 níveis de cinza entre uma microcalcificação de 0.5 mm de espessura e o fundo. A escolha dos 25 níveis de cinza é baseada na pesquisa de Chan *et. al.* (1988) que utilizam este contraste para imagens digitalizadas com 1024 níveis de cinza. Na busca por essas condições o programa fez uma varredura para os espectros de molibdênio, ródio e tungstênio sendo que a combinação de filtros é fornecida pelo usuário. As tensões de pico dos espectros de molibdênio e ródio variaram de 22 kVp a 38 kVp de 1 em 1 kVp e de 40 kVp a 50 kVp de 2 em 2 kVp e dos espectros de tungstênio variaram de 30 kVp a 140 kVp de 10 em 10 kVp, conforme apresentado nas tabelas 6.6, 6.7 e 6.8. O filtros utilizados na simulação foram alumínio, cobre, molibdênio, ródio, rubídio, ítrio, zircônio, nióbio, tecnécio, rutênio, paládio, prata, gadolínio, cádmio, índio e estanho. Suas espessuras podem variar livremente, porém

na simulação elas variaram de 0.002 a 1.5 mm, sendo que o limite superior foi adotado para que não houvesse muita atenuação.

Para realizar essa varredura foi considerada a escada de tecidos de mama descrita no item 5.7.2.1. A varredura foi realizada para uma escada com valor de H igual a 50 mm, o que representa a espessura de uma mama média. A lesão total (nódulo mais microcalcificação) foi assumida como sendo 0.1H (5mm), sendo que a espessura dos tecidos do nódulo foi igual a 0.09H (4,5mm) e a espessura da microcalcificação foi de 0.01H (0,5mm).

Cada exposição das escadas, saudável e lesada, gera um par de curvas que tem no eixo horizontal a percentagem de tecidos e no eixo vertical os níveis de cinza. A figura 6.19 mostra três pares de curvas, sendo que a preta corresponde a uma exposição feita com espectro de molibdênio em 50 kVp com filtração igual a 1.0mm de alumínio e 0.2mm de cobre, a vermelha a um espectro de ródio nas mesmas kVp e filtração que o anterior e a verde a um espectro de tungstênio em 110 kVp com filtração igual a 1.5mm de alumínio.



Utilizando o programa que calcula a inclinação (Ψ) e o contraste (DC), os pares de curvas da figura 6.19 fornecem os seguintes valores: para o espectro de molibdênio em 50 kVp o Ψ vale 227 e o DC 41; para o espectro de ródio em 50 kVp o Ψ vale 234 e o DC 42; para o espectro de tungstênio o Ψ vale 144 e o DC 25.

Os valores de Ψ foram calculados para as curvas da mama saudável, pois, para todos os espectros, elas possuem um ponto em comum que é a intensidade máxima. Esse ponto ocorre devido à normalização dos espectros para a dose ideal. O valor de cada DC é a média das distâncias entre os pontos das duas curvas (saudável e lesada) já que as curvas não são paralelas.

As tabelas 6.6, 6.7 e 6.8 mostram resultados mais amplos das varreduras para os espectros de molibdênio, ródio e tungstênio respectivamente, todos com filtração inerente de 0.5 mm de alumínio. A filtração adicional das tabelas 6.6 e 6.7 consiste em 0.03mm de Mo, 0.02 mm de Rh, 0.5 mm de Rb, 0.05 mm de Nb, 0.2 mm de Cu e 1.0 mm de Al, já a filtração adicional da tabela 6.8 consiste em 0.1mm de Cu, 0.03mm de Rh, 0.5 mm de Rb, 0.05 mm de Cd, 0.05 mm de Pd e 1.0 mm de Al.

Estas varreduras incluem as condições de exposição (kVp e filtros) que tradicionalmente são usadas na rotina hospitalar e as condições cujo borramento de fundo é o menor possível para o contraste mínimo de 25. Para cada combinação de filtros há duas colunas, uma com valores de Ψ representando as inclinações das curvas de contraste e outra com valores de DC que são as diferenças de contraste entre as curvas dos tecidos lesados e saudáveis.

A análise das tabelas 6.6, 6.7 e 6.8 mostra que imagens com contraste mínimo podem ser realizadas para kVps maiores que aquelas usadas nos exames de rotina, proporcionando a redução do borramento de fundo. Os valores de contraste próximos a 25 podem ser obtidos para todas as combinações de filtros dos espectros de tungstênio e com tensões de pico não inferiores a 70 kVp. As informações das microcalcificações permanecem nas imagens feitas com tensões mais altas, fato que já foi constatado por Johns; Yaffe (1985) e Johns *et. al.* (1985) quando estes fizeram testes para aplicação da dupla energia em mamografia.

As três primeiras colunas de Ψ e DC das tabelas 6.6 e 6.7 contém as combinações de filtros que normalmente são usadas na rotina hospitalar que são: 0.02 mm de ródio, 0.03mm de molibdênio e 1.0 mm alumínio, sendo que os 0.5 mm de alumínio presente em todas as colunas são da filtração inerente. Um forte

indicativo de que estes cálculos são consistentes é o fato destas colunas apresentarem os maiores valores de Ψ e DC o que é esperado já que estas combinações de filtros foram concebidas justamente para produzir alto contraste entre os tecidos para melhor visualização por parte dos radiologistas. A quarta coluna, calculada com filtro de 0.5 mm de Rb mostra valores de Ψ e DC menores que aqueles calculados com os filtros tradicionais. Já a quinta coluna, calculada com 0.5 mm de Al e 0.2 mm de Cu, representa a combinação que produz os menores valores de Ψ e mantém os valores de DC superiores àquele estipulado por Chan *et. al.* (1988).

Tabela 6.6 – Varredura para os espectros de molibdênio com 6 combinações de filtros, com a espessura dada em mm.

kVp	Al = 0.5 Mo = 0.03		Al = 0.5 Rh = 0.02		Al = 1.5		Al = 0.5 Rb = 0.5		Al = 1.0 Cu = 0.2	
	Ψ	DC	Ψ	DC	Ψ	DC	Ψ	DC	Ψ	DC
50	353	69	375	73	333	63	245	44	227	41
48	366	72	387	76	343	65	256	46	238	43
46	380	75	402	79	355	67	269	49	251	45
44	397	79	418	82	369	70	284	52	266	48
42	414	82	434	86	382	73	298	55	279	51
40	434	87	454	90	399	77	316	58	297	55
38	454	91	473	94	416	80	334	62	314	58
37	468	94	485	97	428	83	346	65	327	61
36	481	97	497	100	439	85	359	67	339	63
35	494	100	508	102	450	88	372	70	352	66
34	508	103	520	105	462	90	386	73	366	69
33	522	106	531	108	475	93	400	76	381	72
32	536	110	543	110	488	96	417	79	397	75
31	549	113	553	112	501	99	433	83	413	78
30	561	116	561	114	515	102	450	87	430	82
29	574	119	571	117	528	105	470	91	450	86
28	585	122	579	119	542	108	489	96	471	90
27	593	124	585	120	555	111	507	101	490	94
26	601	126	590	122	567	115	526	106	511	99
25	607	128	594	123	580	118	541	111	530	104
24	611	130	599	125	593	122	558	119	556	110
23	614	131	603	126	601	124	564	125	575	114
22	615	132	609	129	609	128	562	130	593	119

Tabela 6.7 – Varredura para os espectros de ródio com 6 combinações de filtros, com a espessura dada em *mm*.

kVp	Al = 0.5 Mo = 0.03		Al = 0.5 Rh = 0.02		Al = 1.5		Al = 0.5 Rb = 0.5		Al = 1.0 Cu = 0.2	
	Ψ	DC	Ψ	DC	Ψ	DC	Ψ	DC	Ψ	DC
50	327	62	404	78	358	68	255	46	234	42
48	341	65	417	81	370	71	267	49	245	44
46	355	68	431	84	382	73	280	51	258	47
44	372	71	445	87	395	76	294	54	272	50
42	389	75	458	90	408	78	310	57	287	53
40	409	79	474	93	424	81	328	61	305	56
38	432	84	491	97	440	85	349	65	325	60
37	444	87	499	99	448	87	360	68	336	62
36	456	90	508	100	457	89	373	70	348	65
35	469	93	516	102	466	91	385	73	361	67
34	483	96	525	104	477	93	398	76	374	70
33	497	99	533	106	486	95	413	79	388	73
32	512	103	542	108	497	97	428	82	405	76
31	527	106	550	110	509	100	445	86	423	80
30	542	110	557	112	519	102	462	89	441	84
29	555	113	564	113	529	105	478	93	458	88
28	569	117	570	115	540	107	497	97	478	92
27	580	120	576	116	550	110	511	101	495	96
26	592	123	582	118	562	113	530	107	517	100
25	600	126	587	120	573	116	543	111	535	105
24	607	129	593	122	587	119	557	118	556	109
23	611	130	600	125	599	123	564	125	578	115
22	613	132	607	128	607	126	561	130	593	120

A tabela 6.8 foi produzida para espectros de tungstênio variando de 30 kVp a 140 kVp em intervalos de 5 kVp, com filtração inerente de 0.5 mm de Al e filtração adicional de 0.2 mm de Cu, 0.03 mm de Rh, 0.5 mm de Rb, 0.05 mm de Cd, 0.05 mm de Pd e 0.7 mm de Al. Os valores de Ψ e DC para estas filtrações são mostrados em colunas. Nesta tabela pode-se notar que os valores de DC tornam-se inferiores a 25 para tensões de pico altas, porém em todas as colunas há sempre uma tensão de pico onde o contraste mínimo está presente, sendo que a melhor condição de exposição pode ser vista na última coluna, onde ocorre o menor Ψ (142) para 115 kVp.

Tabela 6.8 – Varredura para os espectros de tungstênio com 6 combinações de filtros, com a espessura dada em *mm*.

kVp	Al = 0.5 Cu = 0.2		Al = 0.5 Rh = 0.03		Al = 0.5 Rb = 0.5		Al = 0.5 Cd = 0.05		Al = 0.5 Pd = 0.05		Al = 1.2	
	Ψ	DC	Ψ	DC	Ψ	DC	Ψ	DC	Ψ	DC	Ψ	DC
140	103	17	112	18	130	22	111	19	104	17	128	22
135	105	17	113	19	132	22	113	19	105	17	131	22
130	106	17	116	19	134	23	116	19	107	18	133	23
125	108	18	117	20	137	23	118	20	109	18	136	23
120	110	18	120	20	141	24	120	20	112	18	139	24
115	113	19	123	21	144	25	124	21	114	19	142	25
110	115	19	126	21	148	25	127	22	117	19	146	25
105	119	20	129	22	152	26	131	22	120	20	151	26
100	122	20	133	23	157	27	136	23	124	21	156	27
95	126	21	138	24	162	28	141	24	128	22	161	28
90	130	22	144	25	169	29	147	25	134	23	167	29
85	136	23	150	26	177	31	155	27	140	24	175	31
80	142	24	158	28	185	33	164	29	147	25	184	32
75	150	26	168	30	196	35	175	31	157	27	194	35
70	160	27	180	32	208	37	189	34	169	29	206	37
65	171	30	193	34	222	40	205	37	183	32	220	39
60	185	33	210	37	238	43	225	41	199	36	235	42
55	201	36	230	41	256	47	250	45	221	40	254	46
50	225	40	258	47	282	52	285	53	253	46	280	51
45	251	45	293	54	312	58	328	61	296	55	309	57
40	291	53	349	65	355	66	389	73	366	69	352	66
35	338	63	417	80	404	77	446	86	448	86	401	76
30	422	80	516	102	479	93	498	96	535	105	476	92

6.8.2 – Detecção de microcalcificações contidas nas imagens simuladas dos fantasmas (BISP) e nas imagens reais dos fantasmas (BIP)

Este item visa mostrar que a detecção de microcalcificações nas imagens produzidas com tensão maior é mais alta que nas imagens produzidas com tensão menor.

A análise é feita primeiro com imagens dos fantasmas porque seus parâmetros são controlados.

As colunas VP da tabela 6.9 mostram as somas das detecções de microcalcificação para cada imagem real dos fantasmas do BIP. As imagens foram produzidas com os ânodos de molibdênio e ródio nas tensões de pico de 27 kVp e 49 kVp. Os filtros usados foram do mesmo material do ânodo com 30 μm de Mo e 20 μm de Rh. Nas imagens feitas com ânodo de tungstênio (tabela 6.10) foi usado filtro de 1.2 mm de Al e tensão de 115 kVp.

Tabela 6.9 – Detecções totais de microcalcificações e falsos positivos, nas imagens reais dos fantasmas 1 e 2 de tecidos.

	Ânodo de Mo		Ânodo de Rh	
	27 kVp	49 kVp	27 kVp	49 kVp
	VP*	VP	VP	VP
R1S1	15	11	3	16
R2S1	10	13	22	8
R3S1	15	17	19	13
R4S1	17	19	9	14
R5S2	0	2	0	7
R6S2	14	9	11	11
R7S2	17	18	13	12
R8S2	4	8	2	8
Total	92	97	79	89

*VP = Verdadeiro positivo = microcalcificações

Tabela 6.10 – Detecções totais de microcalcificações e falsos positivos nas imagens simuladas dos fantasmas de tecidos.

	Ânodo de Mo		Ânodo de Rh		Ânodo de W
	27kVp	49kVp	27kVp	49kVp	115kVp
	VP*	VP	VP	VP	VP
IS1	16	11	3	16	19
IS2	11	11	16	9	21
IS3	15	20	19	16	22
IS4	16	18	9	14	19
IS5	1	2	0	8	11
IS6	12	9	12	11	18
IS7	14	17	14	12	19
IS8	4	7	3	6	11
Total	89	95	76	92	140

*VP = Verdadeiro positivo = microcalcificações

Tabela 6.11 – Variação da detecção das microcalcificações em função da tensão de pico.

	Molibdênio	Ródio	Molibdênio → Tungstênio		Ródio → Tungstênio	
	27 → 49	27 → 49	27 → 115	49 → 115	27 → 115	49 → 115
Phantoms	5.3%	12.7%	-----	-----	-----	-----
Simuladas	6.7%	22.2%	57.3%	47.4%	67.1%	52.2%

A variação percentual da detecção das microcalcificações nas imagens reais dos fantasmas é apresentada na tabela 6.11, na linha denominada *Fantomas*, onde observa-se um aumento de 5.3% quando a tensão de pico passa de 27 kVp para 49 kVp com ânodo de molibdênio e outro aumento de 12.7% quando a tensão de pico passa de 27 kVp para 49 kVp com ânodo de ródio.

Dos dados apresentados na tabela 6.9 foi calculado um aumento global de 8.8% na detecção de microcalcificações quando a tensão passa de 27 kVp para 49 kVp. Na tabela 6.10 os resultados apresentam comportamento semelhante ao da tabela anterior, com aumento global de 13.3% na quantidade de sinais detectados.

A tabela 6.10 mostra, nas colunas VP, as somas das detecções de microcalcificações para as imagens simuladas do fantomas do BISP. As simulações feitas para ânodos de molibdênio e de ródio, sendo que neste item a detecção foi ampliada para ânodo de tungstênio com tensão de pico de 115 kVp, como resultado da análise do item anterior. A variação percentual desta detecção está na tabela 6.11, na linha denominada *Simuladas*, onde nota-se aumento de 6.7% nas imagens simuladas em 49 kVp em relação àquelas simuladas em 27 kVp com ânodo de molibdênio e aumento de 22.2% quando são comparadas as simulações em 27 kVp e em 49 kVp com ânodo de ródio.

Na ampliação dos resultados pode-se ver as variações de detecção para as simulações feitas em 115 kVp com ânodo de tungstênio, onde ocorre aumento de 57.3 % de 27 kVp em Mo para 115 kVp em W, aumento de 47.4% de 49 kVp em Mo para 115 kVp em W, aumento de 67.1% de 27 kVp em Rh para 115 kVp em W e aumento de 52.2% de 49 kVp em Rh para 115 kVp em W.

Apesar do aumento percentual ser maior para as imagens produzidas com ânodo de ródio, os valores absolutos indicam que as imagens produzidas com ânodo de molibdênio têm maior quantidade de detecções, porém em virtude da pequena amostra utilizada não se pode considerar estes resultados conclusivos.

6.8.3 – Detecções de microcalcificações em mamografias simuladas

6.8.3.1 – Simulação das imagens para as tensões da faixa diagnóstica

Dos 258 mapas que deram origem às imagens simuladas e ordenadas em função da variância (figura 6.11a) foi escolhido um mapa em cada dez, de modo que toda a faixa de variância ficasse representada.

Os 26 mapas de espessuras foram utilizados para simular imagens com os seguintes valores de tensão de pico da faixa diagnóstica: 25, 27, 29, 31 e 33 kVp com

ânodos de molibdênio e ródio, que representam a faixa mamográfica; 38, 44 e 49 kVp, também com ânodos de molibdênio e ródio, que representam três valores distintos das tensões mais altas que um mamógrafo pode oferecer. Em seguida foram realizadas as simulações com ânodo de tungstênio para as tensões de pico de 50 a 140 kVp em passos de 10 kVp. Esse procedimento conta com 26 valores distintos, o que resultou em 26 imagens para cada mapa de espessura, totalizando 676 imagens para serem processadas.

6.8.3.2 - Resultado da detecção com as imagens simuladas

As somas das detecções de microcalcificações e falsos positivos para as 26 imagens simuladas são mostradas na tabela 6.12 para dois exemplos de tensão de pico, 29 kVp com ânodo de ródio e 130 kVp com ânodo de tungstênio. A tabela mostra também as variações nas detecções de verdadeiro positivo e falso positivo de uma tensão para a outra, que são representadas pelas colunas \leftrightarrow VP e \leftrightarrow FP, respectivamente.

Tabela 6.12 – Detecções ocorridas para da imagem simulada em 29 kVp com ânodo de ródio e em 130 kVp com ânodo de tungstênio.

Imagem	29 kVp em Rh		130 kVp em W		29 → 130	
	VP	FP	VP	FP	↔VP	↔FP
1	0	0	10	0	10	0
2	0	0	9	0	9	0
3	0	0	13	1	13	1
4	0	0	9	0	9	0
5	13	1	13	3	0	2
6	12	0	11	0	-1	0
7	8	0	11	0	3	0
8	9	0	12	4	3	4
9	12	0	13	1	1	1
10	9	0	14	0	5	0
11	6	0	19	0	13	0
12	12	2	14	5	2	3
13	7	0	15	5	8	5
14	9	0	17	3	8	3
15	11	0	16	0	5	0
16	11	0	18	4	7	4
17	8	0	15	0	7	0
18	10	0	17	0	7	0
19	20	3	19	10	-1	7
20	20	0	21	3	1	3
21	19	0	21	6	2	6
22	14	3	17	0	3	-3
23	24	2	24	13	0	11
24	20	37	23	76	3	39
25	23	25	23	62	0	37
26	24	54	24	37	0	-17

Observando a coluna ↔VP da tabela se nota que apenas as imagens 6 e 19 apresentam queda na detecção (de uma microcalcificação cada) quando a tensão de pico passa de 29 kVp para 130 kVp. Outro fato que pode ser observado é que as três últimas imagens (24, 25, e 26) apresentam alta taxa de falsos positivos sem aumento significativo nas detecções dos positivos verdadeiros. O mesmo acontece para todas as outras tensões de pico. Estas imagens serão desprezadas na apresentação dos próximos resultados por causa deste comportamento anormal. Os gráficos destas detecções podem ser vistos na figura 6.20.

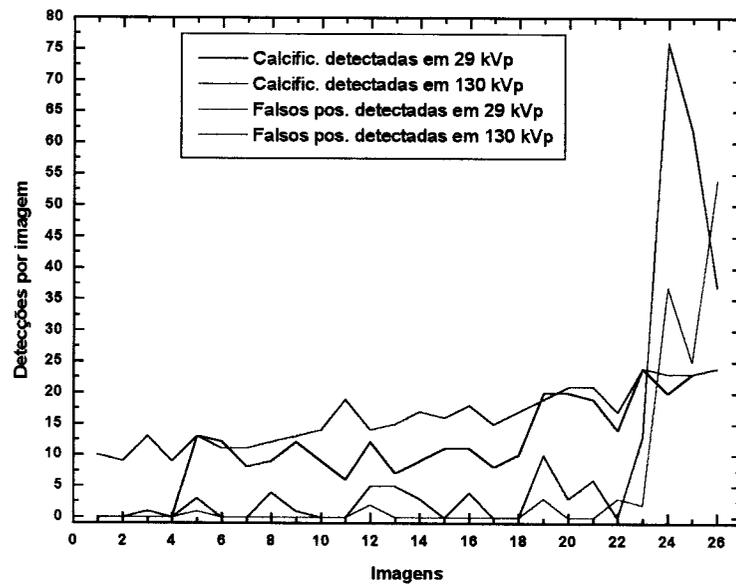


Figura 6.20 – Detecções de microcalcificações e falsos positivos por imagem para as tensões de 29 e 70 kVp com ânodos de ródio e tungstênio respectivamente.

Os resultados apresentados na tabela 6.13 se referem ao total das detecções das 23 imagens simuladas em cada kVp, sendo que é possível detectar no máximo 552 microcalcificações por kVp. Os totais de detecções de microcalcificações e de falsos positivos foram obtidos para ânodos de molibdênio e ródio nas tensões de pico de 25, 29, 31, 33, 38, 44 e 49 [kVp] e para ânodo de tungstênio nas tensões de pico de 50, 60, 70, 80, 90, 100, 110, 120, 130 e 140 [kVp]. Nas imagens simuladas para espectros de molibdênio e ródio foi utilizada a filtração convencional de 0.03 mm de Mo e 0.02 mm de Rh respectivamente, as simuladas com espectros de tungstênio usaram filtro de 0.7mm de Al e em todos os casos foi considerada a filtração inerente de 0.5 mm de Al. Os gráficos referentes a estas detecções estão apresentados na figura 6.21.

Tabela 6.13 – Resultado da detecção total de microcalcificações e de falsos positivos nas imagens simuladas a partir dos mapas de espessura.

Ânodo de Molibdênio			Ânodo de Ródio			Ânodo de Tungstênio		
kVp	VP*	FP*	kVp	VP	FP	kVp	VP	FP
25	225	29	25	207	40	50	320	33
27	220	33	27	248	25	60	320	38
29	218	31	29	230	11	70	326	40
31	234	18	31	281	22	80	326	46
33	279	40	33	290	38	90	323	44
38	279	51	38	269	25	100	334	58
44	278	19	44	300	37	110	332	54
49	321	43	49	283	25	120	330	64
						130	348	58
						140	342	59

* VP = Verdadeiro positivo
 # FP = Falso positivo

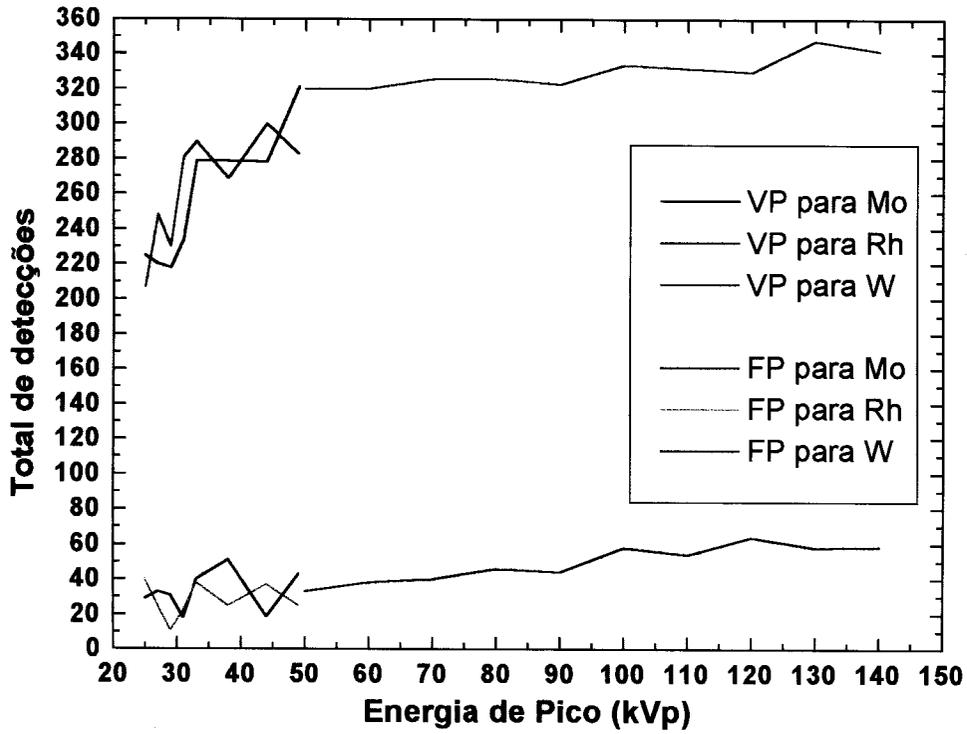


Figura 6.21 – Resultado da detecção de microcalcificações e falsos positivos para as imagens simuladas a partir dos mapas de espessura

O resultado que foi quantificado na tabela 6.13 pode ser melhor visualizado nos gráficos da figura 6.21, onde se pode perceber nitidamente que a quantidade de microcalcificações detectadas cresce com o aumento da kVp. O aumento na detecção é mais acentuado para os espectros de ródio e molibdênio, porém fora da faixa que normalmente é utilizada para mamografia (25 a 33 kVp). O aumento prossegue quando são usados espectros de tensão mais alta, para ânodo de tungstênio, porém, numa taxa menor.

Os falsos positivos não têm taxa de crescimento ou decaimento clara em função da kVp, pois ocorrem oscilações sem um motivo explícito. O pico nas detecções dos falsos positivos ocorre para ânodo de molibdênio em 38 kVp. Dos 26 mapas de espessura, os três últimos que são representantes daqueles que possuem baixa variância, apresentam alta taxa de falsos positivos.

O desequilíbrio causado pelos três últimos mapas pode ser visto na figura 6.20, que mostra separadamente a detecção das microcalcificações e dos falsos positivos, para as 26 regiões de interesse radiografadas em 29 kVp, com ânodo de ródio e em 130 kVp, com ânodo de tungstênio.

6.8.3.3 – Discussão sobre o aumento da detecção de microcalcificações

O objetivo desta aplicação foi o de obter a melhor uniformização do fundo possível, para atender a solicitação comum dos pesquisadores que desenvolvem algoritmos de detecção de microcalcificações. A uniformização pode ser melhorada através do aumento da kVp e isso promove um aumento na detecção de microcalcificações por processamento de imagens, os resultados mostram claramente esse aumento, tanto nas imagens reais dos fantasmas quanto nas imagens simuladas. O aumento no número total de detecções é evidente quando se utiliza tensão acima de 38 kVp, no entanto, nota-se também que há aumento irregular no número de sinais falsos positivos, figura 6.13.

De acordo com a figura 6.20 há uma relação entre a variância dos níveis de cinza da imagem e o número total de detecções. Se forem analisados os dados das

tabelas 6.1 e 6.2 para as imagens reais nota-se que a imagem de uma região de interesse obtida com maior kVp sempre possui variância menor que a imagem obtida com menor kVp. Fato semelhante acontece com um grupo de imagens obtidas numa mesma kVp com diferenças no valor da variância. Entretanto, há alguns casos em que a variância é menor e a detecção é também menor. Isso ocorre porquê a detecção não depende somente da variância, outros fatores como a espessura total da mama, a proporção entre os tecidos e a maneira como a microcalcificação está contrastada com relação aos tecidos vizinhos também afetam a detecção e isso varia de uma região de interesse para a outra. Por outro lado, quando a variância é muito baixa (menor que 30) a detecção dos falsos positivos torna-se exageradas em comparação com os verdadeiros positivos

Cabe lembrar que o esquema de detecção desenvolvido por Chan *et. al.* 1987 é apropriado para detecções em mamografias convencionais produzidas em baixa kVp. Esse esquema foi utilizado aqui sem nenhum tipo de ajuste para imagens geradas com kVp maior, ou melhor, foi utilizado de maneira idêntica em todas as imagens e mesmo assim foi possível constatar que há aumento no número de detecções. É possível que, com um ajuste adequado para imagens produzidas com maior kVp, o número de detecções aumente ainda mais.

Uma questão ainda está pendente: por quê não foram produzidas imagens reais dos fantasmas com tensão de pico alta (acima de 50 kVp) para verificar se a detecção de microcalcificações realmente são parecidas com as indicadas na simulação? Não há mamógrafos no comercio com tensões de pico altas. As imagens não podem ser feitas em aparelhos convencionais porque o registro de microcalcificações no filme exige alguns requisitos que são muito importantes. O primeiro requisito é o tamanho do ponto de emissão de raios X do ânodo (ponto focal). Enquanto os equipamentos mamográficos possuem pontos focais da ordem de 0.3 mm de diâmetro os equipamentos de raios X convencionais com ânodos de tungstênio, apresentam pontos focais maiores 1.5 mm, ou seja, pelo menos 5 vezes maior. O segundo requisito é a grade supressora de radiação espalhada, que no caso dos equipamentos mamograficos é bem mais eficiente do que nos equipamentos convencionais. Nenhum dos equipamentos que possuam ânodos de tungstênio atendem a estes dois requisitos com os valores necessários para obter imagens dos

tecidos mamários que possam ser comparadas com imagens feitas em equipamentos mamográficos.

Os resultados apresentados aqui indicam que a produção de imagens mais apropriadas ao processamento é viável e merece maior atenção.

CAPÍTULO 7

Resultados e Discussões

Parte 2 - Simulação de imagens de estruturas anatômicas esféricas e longas com interesse radiológico

7.1 - Introdução

Para mostrar a importância que a simulação da forma do objeto e de sua orientação no campo de radiação tem sobre a nitidez das imagens foram modelados objetos radiopacos de interesse radiológico. A simulação prevê como a forma desses objetos interage com a forma da fonte de raios X e sua consequência na visualização. Inicialmente foram simuladas pequenas esferas e objetos longos dispersos no campo de radiação. Em seguida foram simuladas as imagens destes objetos quando eles são irradiados por uma fonte cujo tamanho e formas variam. Por fim, foi realizada uma aplicação da simulação que visa melhorar a visualização de vasos renais através de um posicionamento diferente no campo de radiação.

7.2 – Simulação dos objetos esféricos e longos

Para realizar a análise de deformação das imagens de esferas dentro do campo de radiação foi simulada uma matriz com esferas dispostas radialmente. O programa descrito no item 5.8.1, que permite esta simulação, tem como parâmetros de entrada, o raio das esferas e a distância entre elas. A figura 7.1 mostra esferas de 0.7 mm de diâmetro com espaçamento de 5mm entre elas.

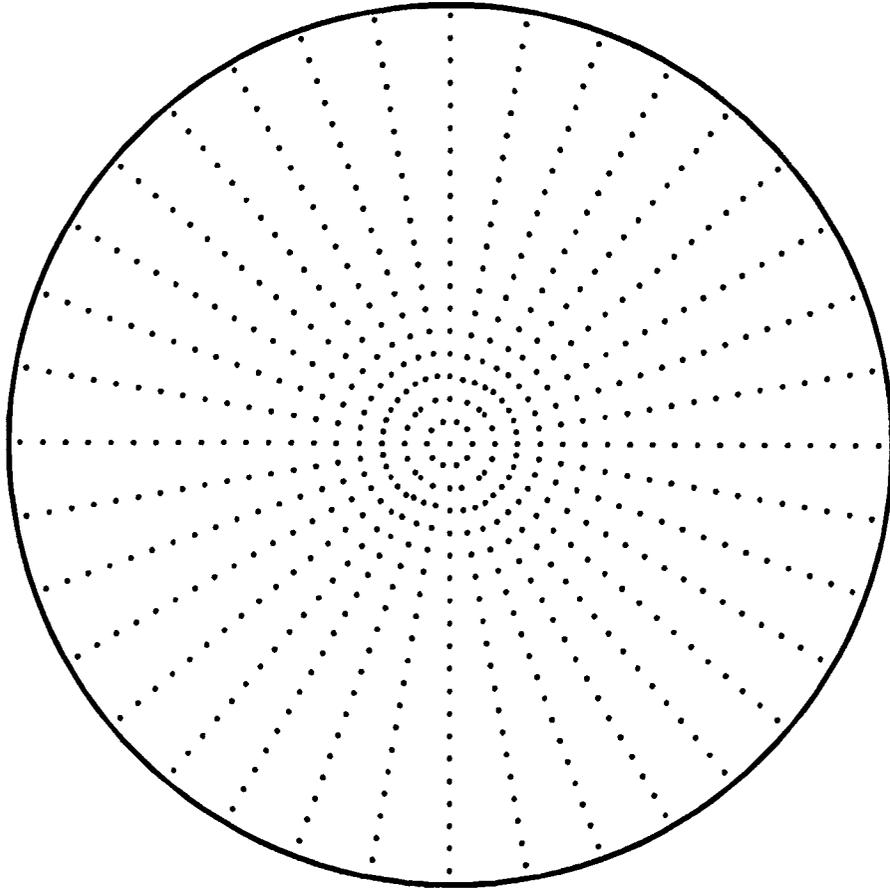


Figura 7.1 – Simulação de uma matriz de esferas radiopacas.

Usando a metodologia de cálculo, descrita no item 5.8.2, foram implementados dois objetos que simulam vasos em diferentes orientações. O primeiro deles foi uma matriz de anéis e o segundo uma matriz de fios retos. A figura 7.2 mostra a simulação da matriz de anéis implementada com fios, de 0.7mm de diâmetro, formando anéis concêntricos com espaçamento entre eles de 3 mm. Na figura 7.3 é apresentada a simulação da matriz de fios retos com disposição radial. Os fios desta última matriz também possuem 0.7 mm de diâmetro.

A matriz de anéis e a de fios retos têm a particularidade de serem perpendiculares entre si em qualquer ponto. Este efeito pode ser visualizado se eles forem sobrepostos.

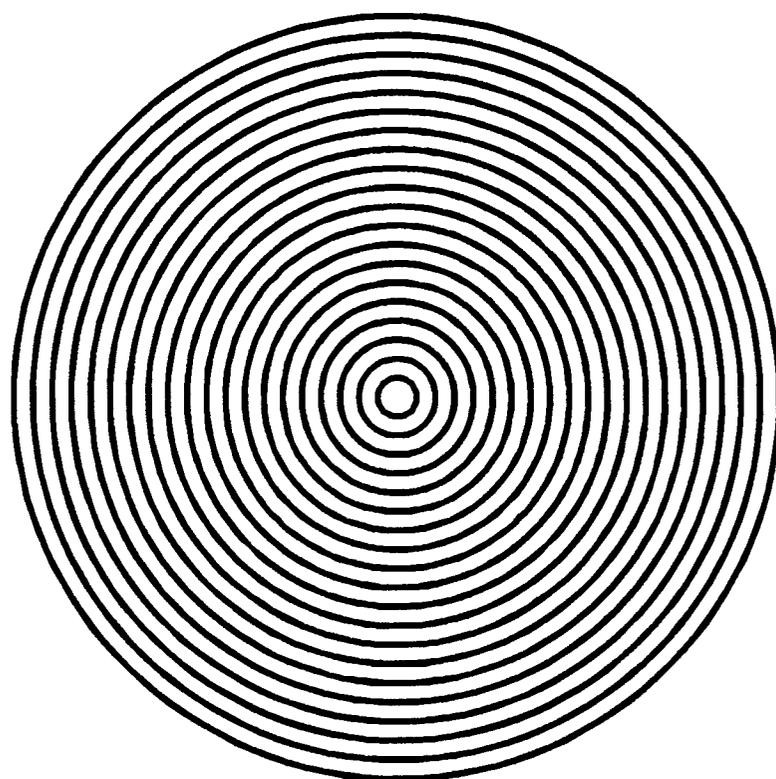


Figura 7.2 – Matriz de anéis simulados.

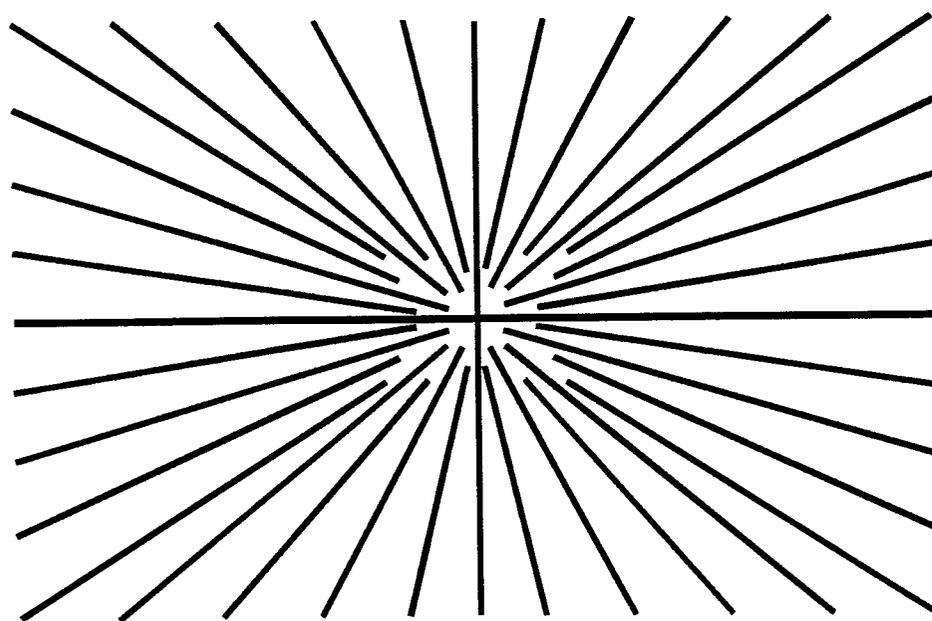


Figura 7.3 – Matriz de fios retos simulados, com orientação radial em relação ao centro do campo de radiação.

7.3 – Simulação dos vasos renais

Foram implementados também dois objetos que representam vasos renais, de modo que uma região de interesse contém cinco grupos desses vasos. Em cada grupo os vasos possuem o mesmo diâmetro e, de um grupo para outro, os diâmetros são de 0.1, 0.2, 0.3, 0.4 e 0.5 mm. Os caminhos dos vasos são semelhantes aos seguidos dentro de um rim, quando observados em uma arteriografia renal. A figura 7.4a mostra o modelo utilizado para implementar esta simulação que serve para realizar uma análise qualitativa da deformação que os vasos sofrem em função de sua posição no campo e em função de sua orientação em relação ao eixo cátodo-ânodo.

Foi implementada outra simulação de vasos com dois grupos, um com vasos de 0.5 mm de diâmetro e outro com vasos de 0.3 mm de diâmetro. Os dois grupos possuem o mesmo desenho com oito segmentos, sendo dois segmentos na horizontal, dois na vertical, dois oblíquos a 45° e dois oblíquos a -45° , conforme está representado na figura 7.4b. Com esta simulação será possível analisar a influência da direção na deformação.

As duas simulações podem ser rotacionadas para que se possa estender a análise para qualquer direção do conjunto.

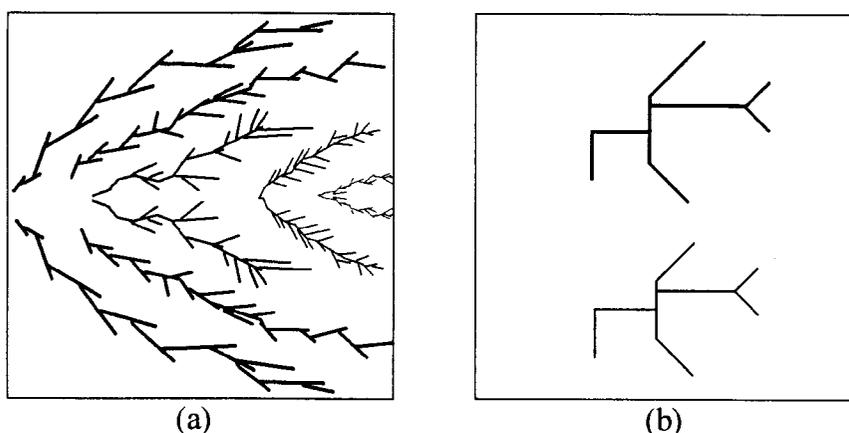


Figura 7.4 – Simulação de pequenos vasos do rim. (a) vasos orientados em relação ao eixo central do rim; (b) vasos com orientações específicas.

7.4 – Simulação da variação do ponto focal ao longo do campo de radiação

A figura 7.5 contém imagens simuladas do ponto focal de um aparelho de raios X convencional ao longo do campo de radiação. A medida deste ponto focal no centro do campo de radiação é de $2.0 \times 1.7 \text{ mm}^2$.

Para verificar o desempenho de simulação da fonte de raios X foi utilizada a matriz de orifícios descrita no item 5.13 para coletar imagens do ponto focal nas mesmas posições do campo de radiação. A figura 7.6 é a imagem digitalizada da radiografia onde foram registradas as imagens do ponto focal do aparelho convencional.

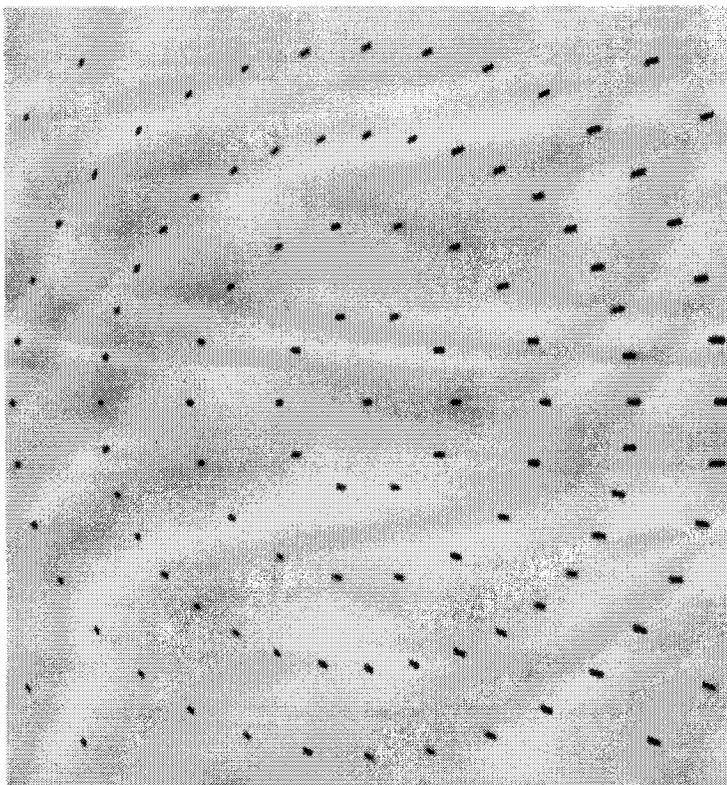


Figura 7.5 – Imagens simuladas do ponto focal ao longo do campo de radiação obtidas de um equipamento convencional de raios X. A medida do ponto focal no centro do campo é $2.0 \times 1.7 \text{ mm}^2$. O ânodo está do lado esquerdo da imagem e cátodo do lado direito.

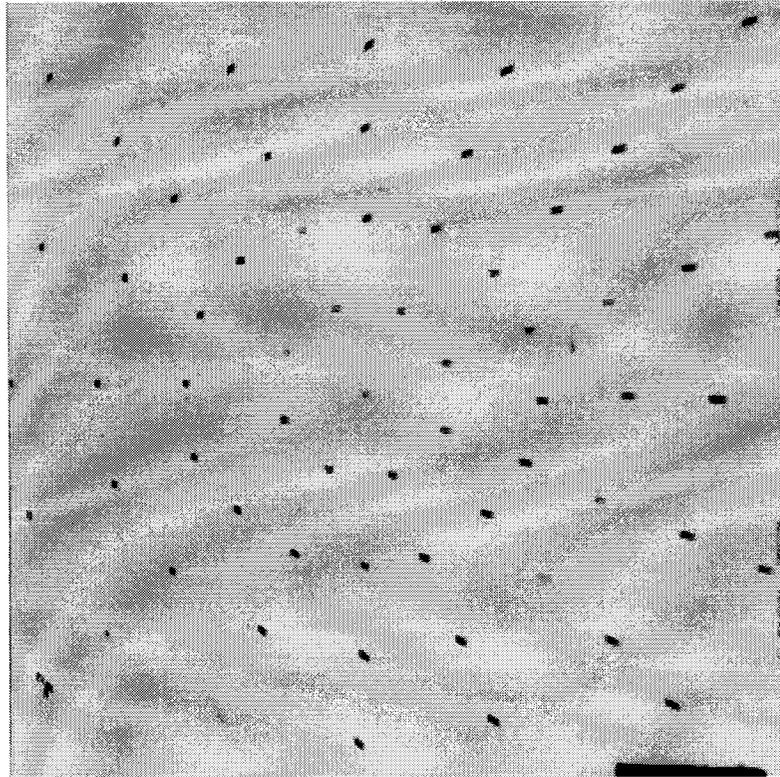


Figura 7.6 – Imagens reais do ponto focal ao longo do campo de radiação obtidas de um equipamento convencional de raios X. A medida do ponto focal no centro do campo é $2.0 \times 1.7 \text{ mm}^2$. O ânodo está do lado esquerdo da imagem e cátodo do lado direito.

A observação da figura 7.5 permite constatar a variação do tamanho do ponto focal dentro do campo de radiação. Partindo do centro da imagem para o lado direito (lado do cátodo) é nítido o aumento da dimensão horizontal do ponto focal. No centro o ponto focal mede $2.0 \times 1.7 \text{ mm}^2$; a 80 mm do centro em direção ao cátodo ele mede $3.5 \times 1.7 \text{ mm}^2$ e a 80 mm do centro em direção ao ânodo (lado esquerdo) ele mede $0.8 \times 1.7 \text{ mm}^2$. Além dessa variação de tamanho pode-se observar que, na direção perpendicular ao eixo cátodo-ânodo, há uma variação da forma. As imagens do ponto focal sobre o eixo cátodo-ânodo têm forma retangular enquanto que nas demais posições elas tem forma de paralelogramo.

Estas observações também valem para a figura 7.6 o que comprova a validade do modelo escolhido para a simulação.

7.5 – Simulação das imagens dos objetos esféricos

Utilizando os algoritmos descritos nos itens 5.5 e 5.11 e a matriz de esferas simulada foram obtidas duas imagens, na primeira a irradiação foi feita por um ponto focal de 1.2x0.75mm, mostrada na figura 7.7a e na outra por um ponto focal de 0.4x0.4 mm como mostrado na figura 7.8a.

Para validar a simulação foram obtidas imagens radiográficas a uma matriz de esferas (de 0.7 mm de diâmetro) descrita no item 5.8.1a em dois mamógrafos com pontos focais de tamanhos 1.2x0.75 mm (figura 7.7b) e 0.4x0.4 mm (figura 7.8b).

A esfera central da matriz foi posicionada no centro do campo de radiação tanto para as imagens simuladas quanto para as imagens reais.

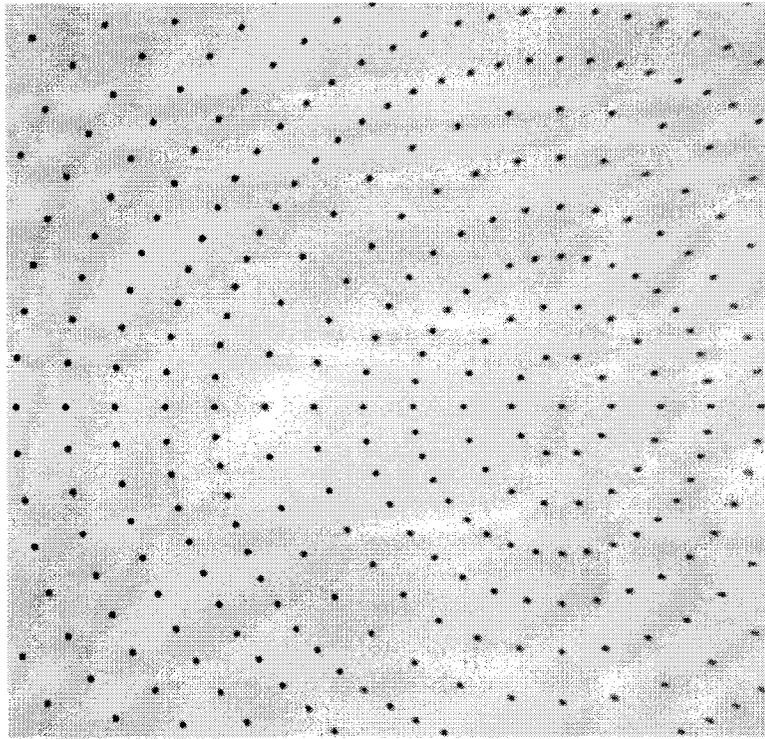


Figura 7.7a – Imagem simulada da matriz de esfera para o equipamento que possui ponto focal de 1.2X0.75mm. O ânodo está do lado esquerdo da imagem e cátodo do lado direito.

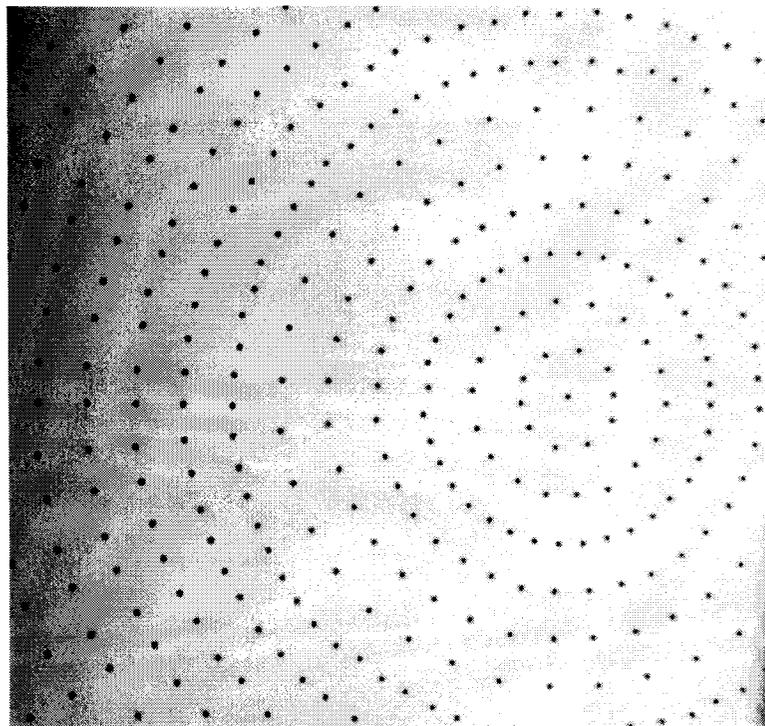


Figura 7.7b – Imagem real da matriz de esfera para o equipamento que possui ponto focal de 1.2X0.75mm. O ânodo está do lado esquerdo da imagem e cátodo do lado direito.

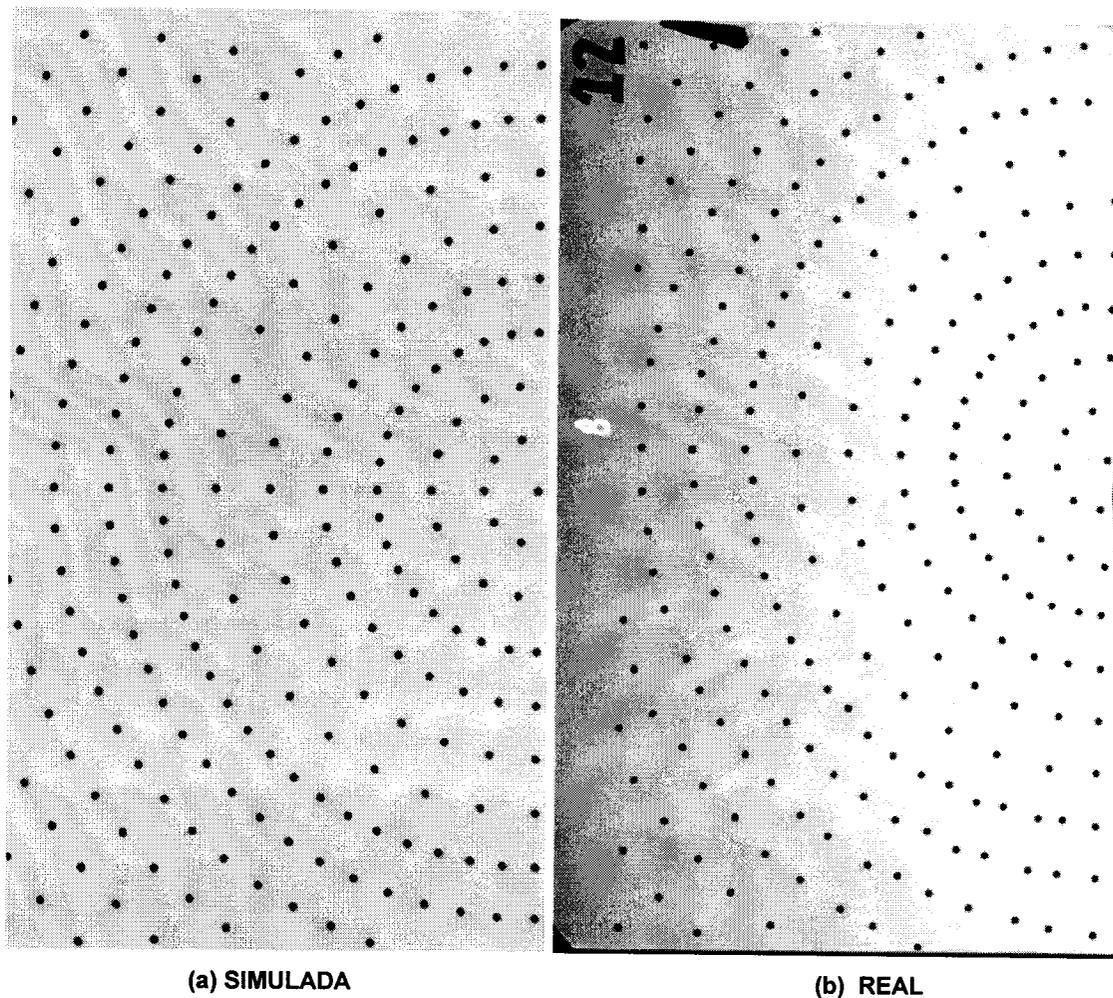


Figura 7.8 – Imagens da matriz de esfera para o equipamento que possui ponto focal de $0.4 \times 0.4 \text{ mm}$. O ânodo está do lado esquerdo da imagem e cátodo do lado direito.

Observando as figuras 7.7 e 7.8 constata-se que o centro da imagem não corresponde ao centro do campo de radiação (esfera central), isto ocorre por que as imagens foram obtidas com mamógrafos que contam com colimadores para a metade do campo.

Na figura 7.7 constata-se uma nítida variação na nitidez das imagens das esferas, no lado do cátodo elas são menores e mais tênues que do lado do ânodo (esquerdo). Isso se deve às mudanças de tamanho do ponto focal que varia $1.2 \times 0.7 \text{ mm}^2$ no centro do campo até $0.6 \times 0.7 \text{ mm}^2$ do lado do ânodo. Na figura 7.8 praticamente não se percebe variação na nitidez das imagens, pois o ponto focal, mesmo no centro, é menor que o diâmetro das esferas com isto a imagem é formada por uma fonte próxima da ideal.

7.6 – Simulação das imagens dos objetos longos

Foram utilizadas as simulações de vasos de 0.7mm de diâmetro orientados circularmente e radialmente no campo de radiação como descrito no item 7.2 para obter simulações de imagens geradas por um equipamento com ponto focal 1.7x1.0mm. A figura 7.9a mostra a simulação para a matriz de anéis e a figura 7.10a mostra a simulação para a matriz de fios retos.

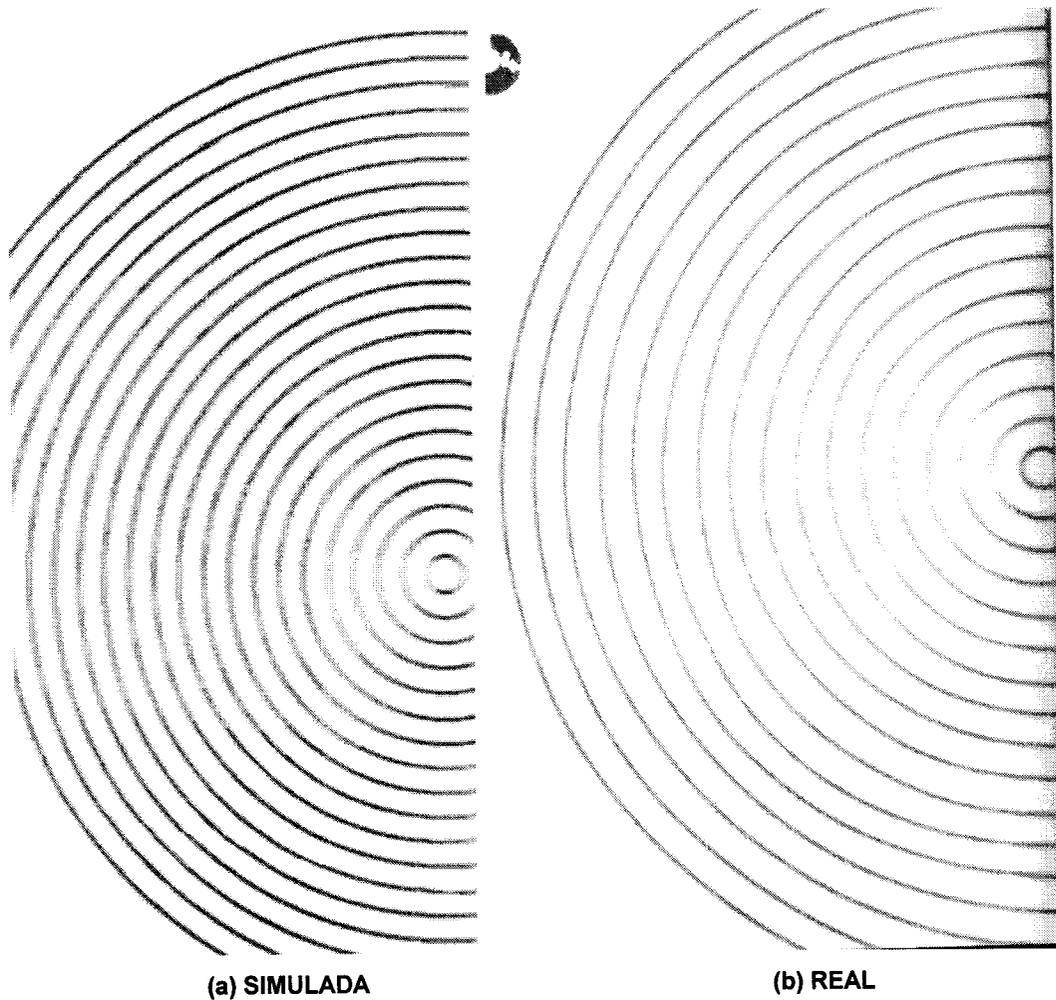


Figura 7.9 – Imagem simulada da matriz de fios, com formato circular, para o equipamento que possui ponto focal de 1.7X1.0mm.

Para comprovar a simulação foram montados dois conjuntos de fios de cobre com 0.68 mm de diâmetro sendo um em anéis e outro de fios retos, conforme descrito no item 5.12b. Estes foram radiografados com 65 kVp, 5 mAs ponto focal de

1.7x1.0mm. A radiografia da matriz de anéis está na figura 7.9b e a da matriz de fios restos está na figura 7.10b.

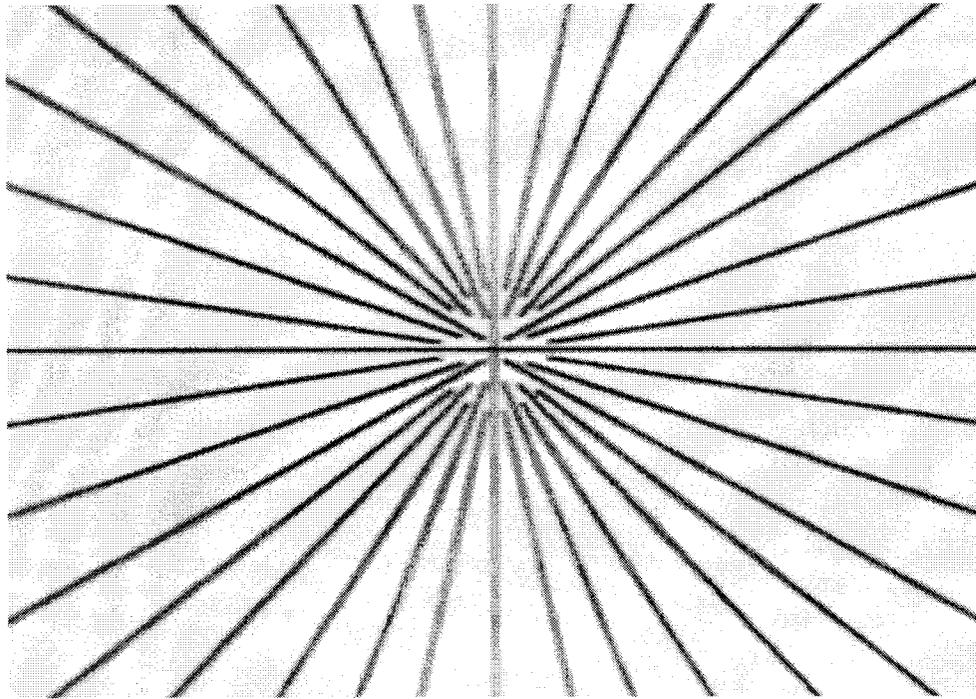


Figura 7.10a – Imagem simulada da matriz de fios, com formato radial, para o equipamento que possui ponto focal de 1.7X1.0mm.

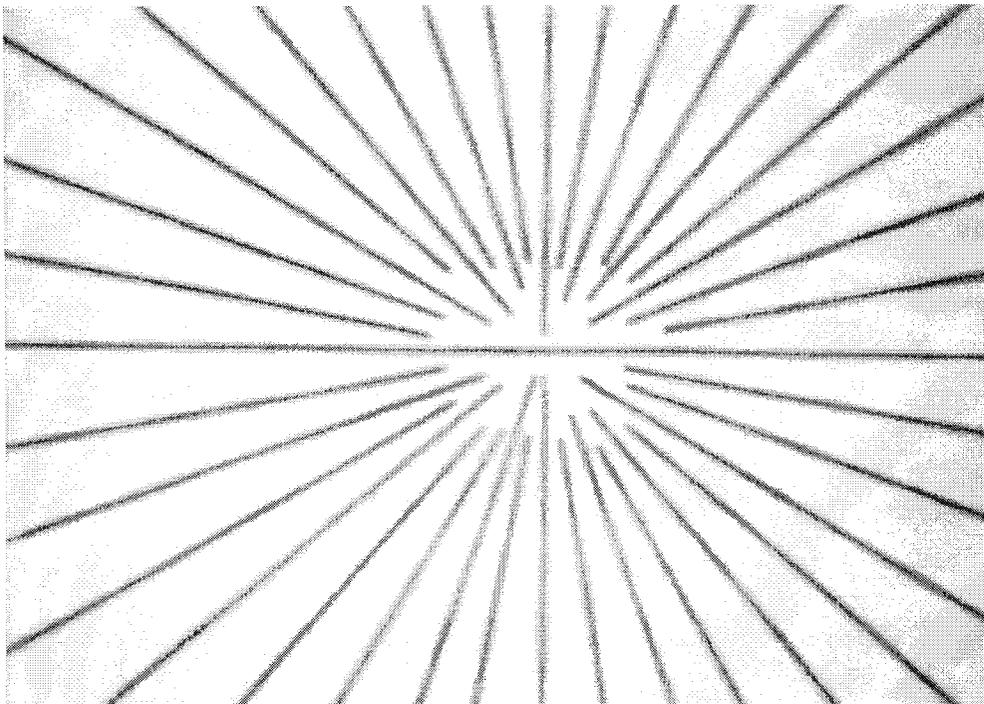


Figura 7.10b – Imagem real da matriz de fios, com formato radial, para o equipamento que possui ponto focal de 1.7X1.0mm.

As orientações dos dois objetos simulados e radiografados neste item são importantes para mostrar a influência da forma do objeto sobre a nitidez das imagens. Observando as imagens dos anéis, nas figuras 7.9(a,b), é possível notar que a região de maior nitidez não é do lado do ânodo como ocorre com as esferas, mas está numa região em forma de 'V' a partir do anel central que pode ser vista tanto na parte superior quanto na parte inferior da imagem. No caso dos fios dispostos radialmente em relação ao centro do campo, mostrados nas figuras 7.10(a,b), pode-se perceber que o fio que está na direção cátodo-ânodo é nítido em toda sua extensão, enquanto que aquele que está na direção perpendicular está bem borrado. É possível perceber também, que a nitidez é melhor do lado do ânodo e para os fios mais horizontais.

As regiões de nitidez são diferentes para os fios, anéis e as esferas por causa do alinhamento do ponto focal com o ponto de "cut-off". O ponto focal tem formato retangular apenas sobre a linha cátodo-ânodo (fora dessa linha ele tem o formato de um paralelogramo, como pode ser visto na figura 7.11). Essa característica dá privilégio de nitidez aos objetos que também tenham esse alinhamento, como é o caso do fio posicionado sobre a linha cátodo-ânodo ou a região dos anéis em forma de 'V'. As figuras 7.11 e 7.12 ilustram esse alinhamento da forma do ponto focal com o ponto de "cut-off" e com as direções dos anéis e dos fios retos. Se forem prolongadas as linhas pontilhadas que passam pelas imagens do ponto focal haverá um ponto onde elas se cruzam, que é denominado ponto de "cut-off".

7:7 – Discussão sobre a visualização dos objetos

A simulação das imagens radiológicas de alguns objetos permite verificar a influência do tamanho do ponto focal sobre a nitidez. Pontos focais grandes causam maior dificuldade na visualização dos objetos, pois as bordas ficam mais borradas conforme mostra figura 7.7. Esse borramento na borda das imagens dos objetos faz com que eles sejam confundidos com o próprio borramento do fundo que é causado pelos tecidos. Por outro lado, pontos focais pequenos produzem imagens com borramento menor na bordas o que aumenta o contraste dos objetos com relação ao fundo. Este efeito pode ser visto na figura 7.8. Porém, a construção de tubos com

pontos focais pequenos tem algumas limitações, por causa da concentração na geração de calor. Esse tipo de tubo necessita de refrigeração apropriada e mesmo assim não pode ter alta demanda de utilização. Porém, mesmo pontos focais pequenos no centro do campo aumentam de tamanho do lado do cátodo. A variação do tamanho ponto focal pode chegar a 150% do tamanho medido no centro. O efeito desta variação faz com que determinadas regiões do campo de radiação são melhores para formar a imagens dos objetos que outras.

O tamanho finito do ponto focal faz com que a visualização dos objetos dependa de suas formas, orientações e da região no campo de radiação. No caso das esferas esta região é quando se aproxima do lado do ânodo e da linha cátodo-ânodo (figura 7.7). No caso dos objetos em forma de anéis a região onde ocorre melhor visualização é aquela em forma de 'V' que é perpendicular à linha cátodo-ânodo (figura 7.9) e no caso dos objetos em forma de fios retos a região é aquela onde eles estão próximos ou sobre a linha cátodo-ânodo (figura 7.10).

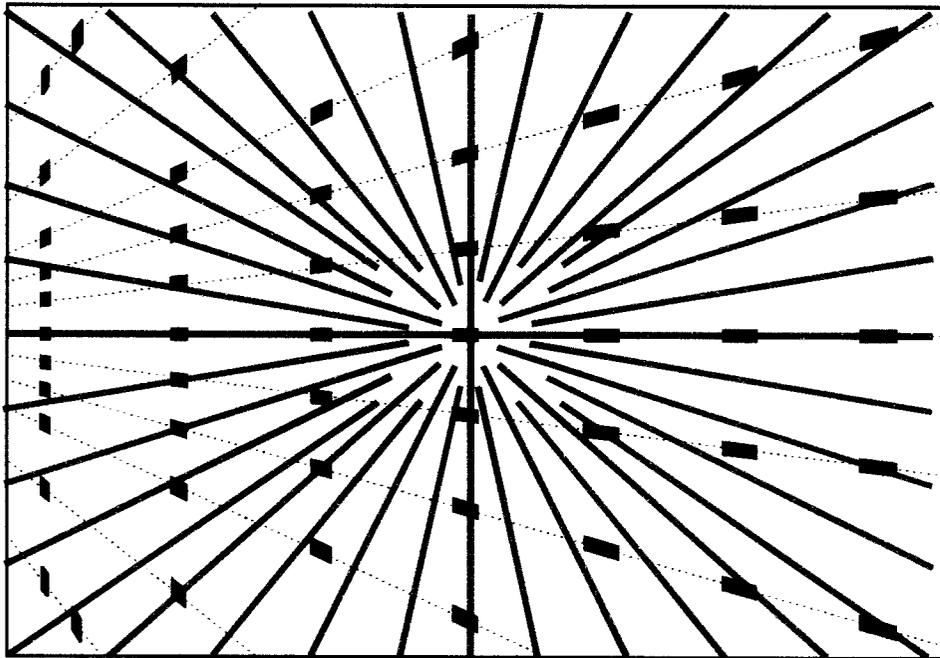


Figura 7.11 – Variação do tamanho e formato do ponto focal dentro de um campo de radiação de 18x24 cm sobreposta à matriz de fios retos.

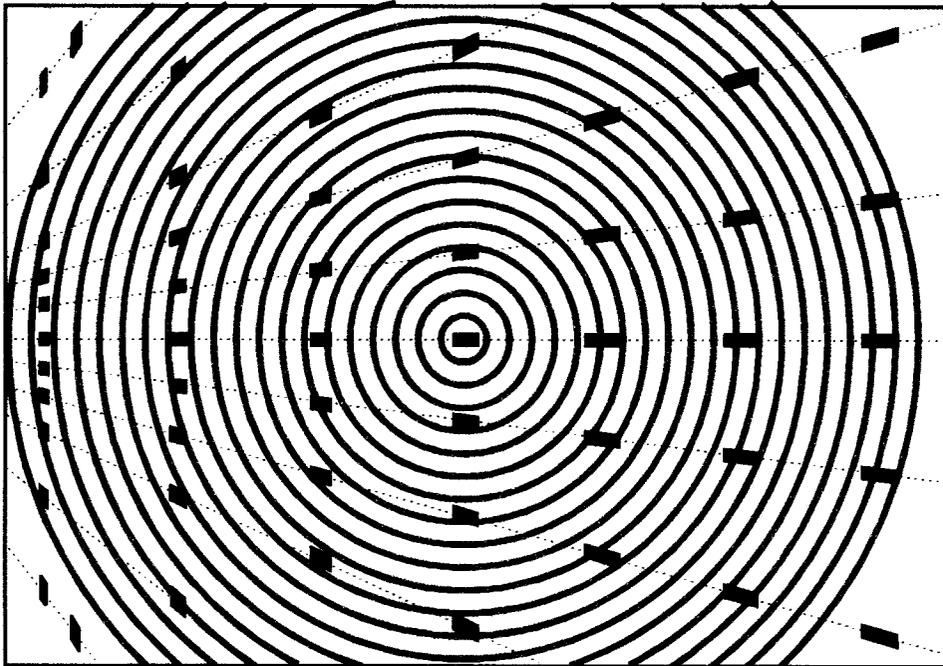


Figura 7.12 – Variação do tamanho e formato do ponto focal dentro de um campo de radiação de 18x24 cm sobreposta à matriz de anéis.

7.8 – Simulação das imagens dos vasos renais

Foram escolhidas nove posições de um campo de raios X de 18x24 cm² para posicionar os vasos renais simulados no item 7.3. As nove posições, de A até I, e a direção do eixo cátodo-ânodo estão mostradas na figura 7.13. A posição E representa o centro do campo.

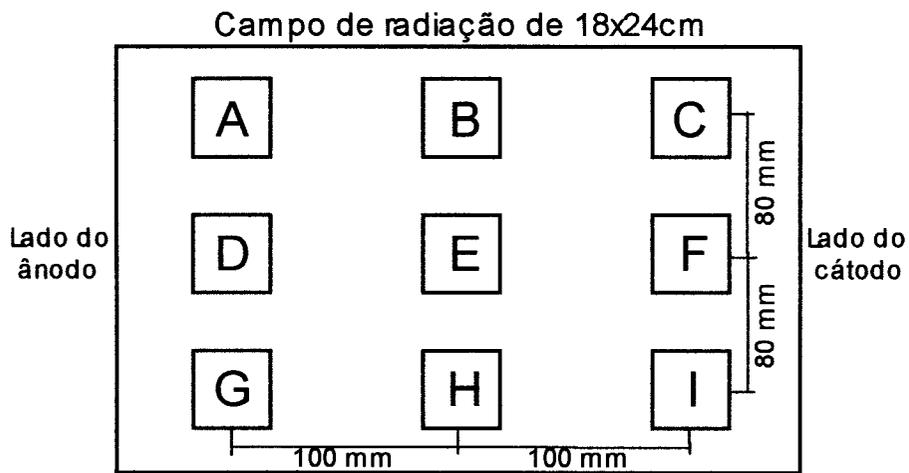


Figura 7.13 – Disposição das imagens simuladas dentro do campo de radiação. A imagem E está posicionada no centro do campo.

As imagens simuladas, mostradas nas figuras 7.14 e 7.15, foram produzidas nas mesmas condições de exposição em que são feitas as arteriografias renais, ou seja, 65 kVp, 5 mAs e com ponto focal medindo 1.7x1.0 mm no centro do campo (posição E). A simulação foi realizada com magnificação de 30%, que é a média neste tipo de exame. Para produzir as imagens foi considerado um abdômen com 20 cm de espessura e composto de 10 cm de gordura, 5 cm de tecidos fibrosos e 5 cm de espessura do rim.

Na primeira simulação (figura 7.14) os vasos foram colocados no campo de radiação na mesma direção em que são realizados os exames de rotina, ou seja, perpendicularmente ao eixo cátodo-ânodo. As nove posições A, B, C, D, E, F, G, H e I representam os pequenos deslocamentos dentro do campo que podem ocorrer de um exame para outro. No canto inferior esquerdo de cada imagem esta a identificação de sua posição e orientação, sendo que a letra representa a posição de acordo com a figura 7.13 e o número ao lado da letra representa a orientação, em graus, em relação ao eixo cátodo-ânodo.

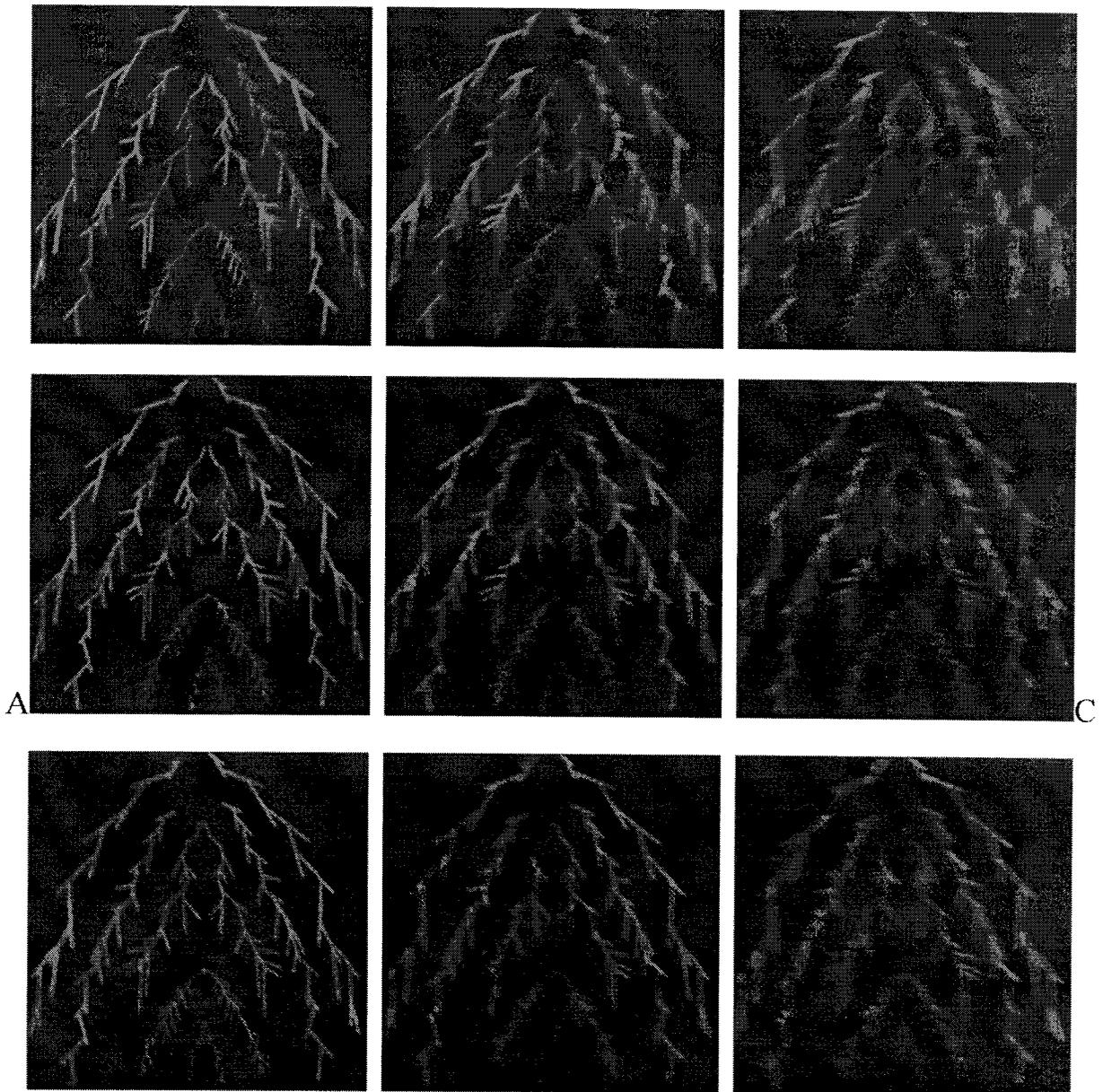


Figura 7.14 – Imagens simuladas de 9 regiões de vasos nefrológicos num campo de radiação de um aparelho de raios X convencional. Esta imagem representa a orientação em que, tradicionalmente, os vasos são colocados para radiografia.

As imagens da figura 7.14 mostram as possíveis posições onde o rim pode ser colocado dentro do campo de radiação e na orientação convencional. Observando as três imagens do lado esquerdo (lado do ânodo) nota-se que elas tem nitidez melhor que as três imagens do centro e melhor ainda que as três do lado direito (lado do cátodo). Nestas últimas é difícil perceber a presença do grupo mais fino de vasos e não é possível distinguir os vasos isoladamente.

A figura 7.15 apresenta a orientação que proporcionou a melhor nitidez. As simulações foram feitas para as mesmas nove posições e a direção dos vasos foi rotacionada em 90° em relação a direção convencional.

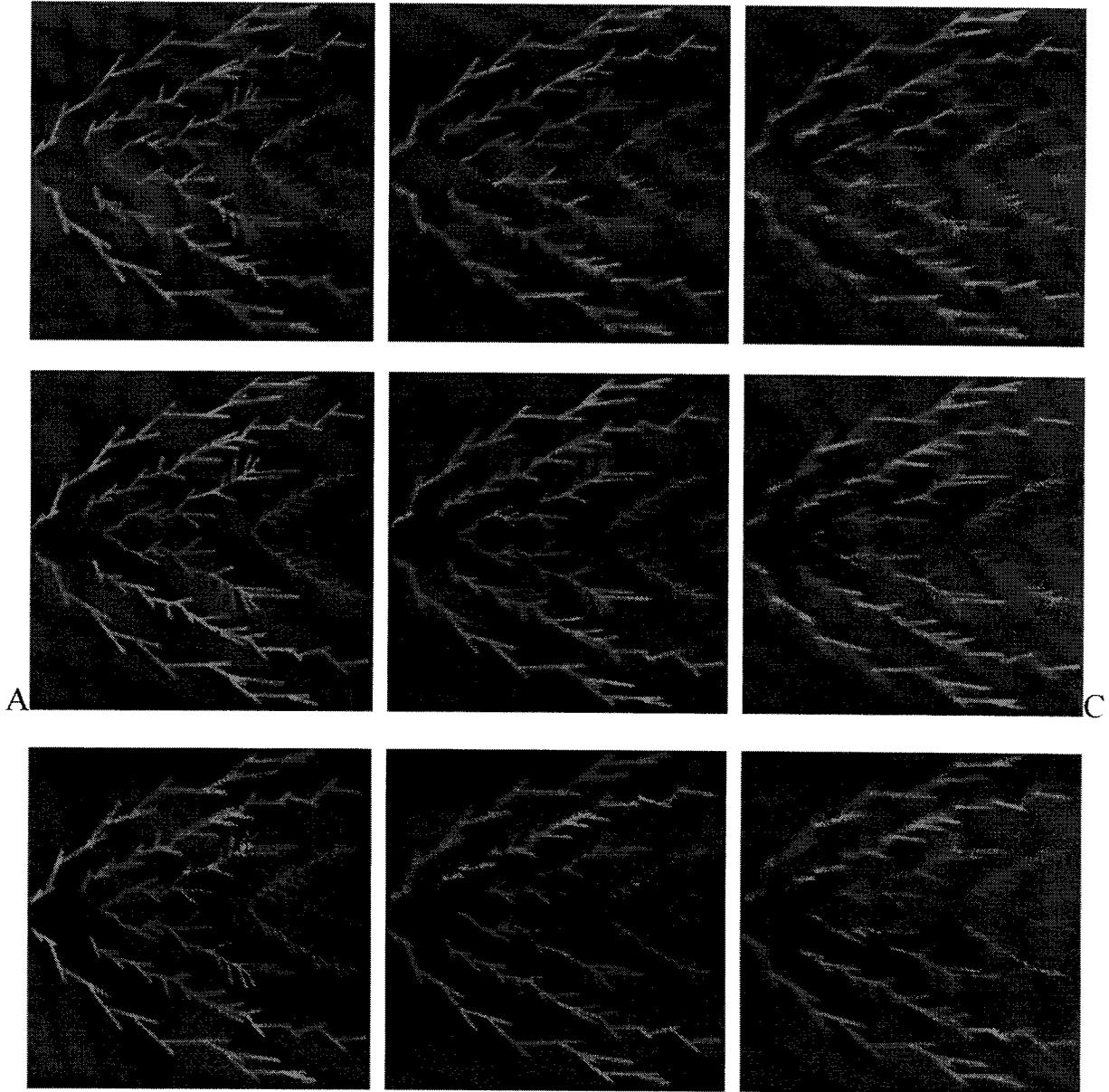


Figura 7.15 – Imagens simuladas de vasos nefrológicos num campo de radiação de um aparelho de raios X convencional. Esta imagem representa a orientação a 90° da convencional, onde os vasos podem ser melhor visualizados.

Na figura 7.15 com a rotação dos vasos de 90° , o aspecto geral ficou mais nítido que na figura 7.14. As imagens do lado do cátodo, mesmo sendo de baixa nitidez, são melhores que as correspondentes da figura anterior. As imagens da direita apresentam maior quantidade de vasos nítidos. A imagem da posição D0,

situada no meio do lado do ânodo, da figura 7.14, apresenta a melhor nitidez de todas, já que nesta a maioria dos vasos pode ser distinguida. Estas figuras mostram que uma rotação de 90° associada ao deslocamento da região de interesse de 20 cm em direção ao ânodo pode aumentar significativamente a qualidade da imagem.

As figuras anteriores fornecem uma noção geral da visualização dos vasos, porém para fazer uma análise mais precisa, os vasos foram ampliados e colocados em direções pré-determinadas. As imagens das figuras 7.16 e 7.17 estão na mesma posição que nas figuras 7.14 e 7.15.

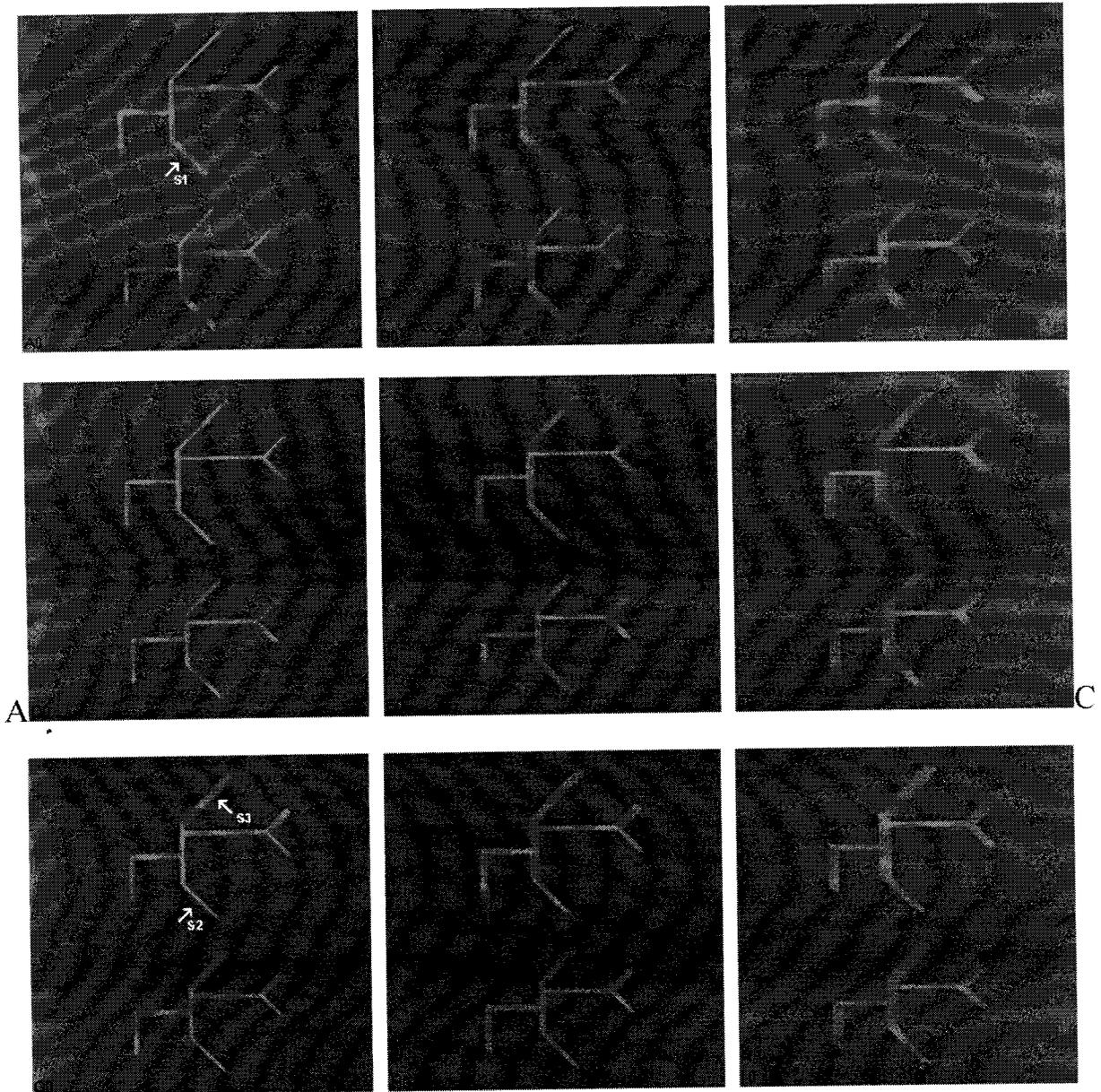


Figura 7.16 – Imagens simuladas de dois grupos de vasos em nove posições de um campo de radiação de um equipamento de raios X convencional, na direção tradicional.

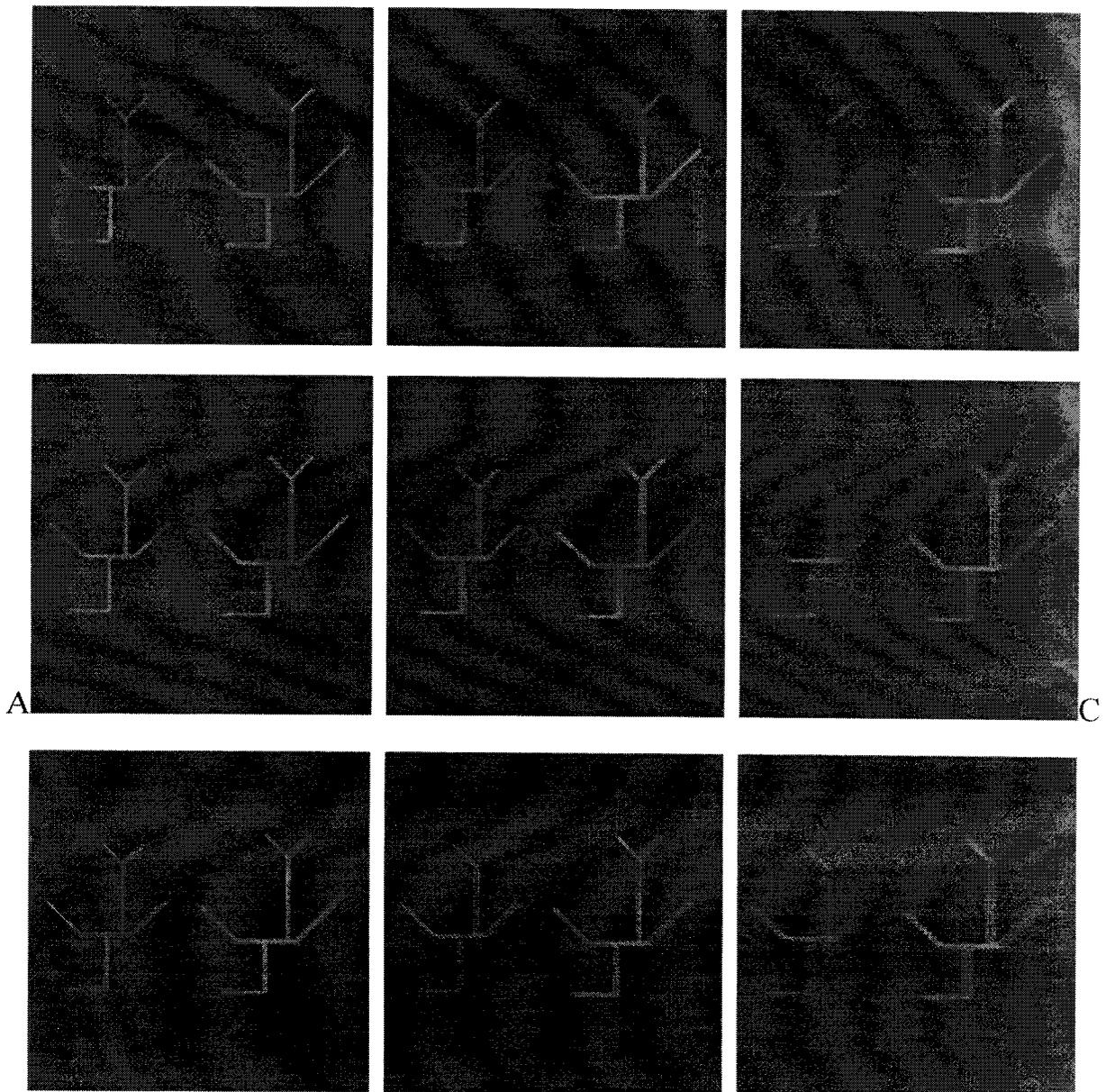


Figura 7.17 – Imagens simuladas de dois grupos de vasos em nove posições de um campo de radiação de um equipamento de raios X convencional, direcionadas a 90° da tradicional.

Observando as imagens das figuras 7.16 e 7.17 pode-se fazer uma análise mais precisa das diferenças de nitidez. Comparando as indicações S1 e S2 da figura 7.16 que representam o mesmo vaso em posições diferentes do campo de radiação nota-se que S1 possui menor nitidez que S2. Por outro lado, comparando S2 com S3 que indicam vasos praticamente na mesma posição do campo, mas com orientações diferentes nota-se que S2 também é mais nítido que S3. Essa diferença de nitidez ocorre mesmo estando os três do lado do ânodo, que é o lado onde a nitidez tende a

ser melhor. Observando os vasos equivalentes na figura 7.17 nota-se que os mais nítidos são aqueles que eram menos nítidos na figura 7.16.

Assim como foi mostrado na análise das imagens das matrizes de anéis e fios retos, esta variação da nitidez está ligada ao direcionamento do objeto em relação à direção do maior eixo do ponto focal (direção do “cut-off”). Para esclarecer melhor a influência da direção do alinhamento do ponto focal em relação aos vasos foi esquematizada a figura 7.18. As linhas tracejadas, que passam sobre cada objeto indicam a orientação do ponto focal em direção ao “cut-off”. Isso significa que qualquer segmento de vaso ou duto que esteja na mesma direção que o ponto focal sofre menor distorção do que vasos que estejam na direção perpendicular.

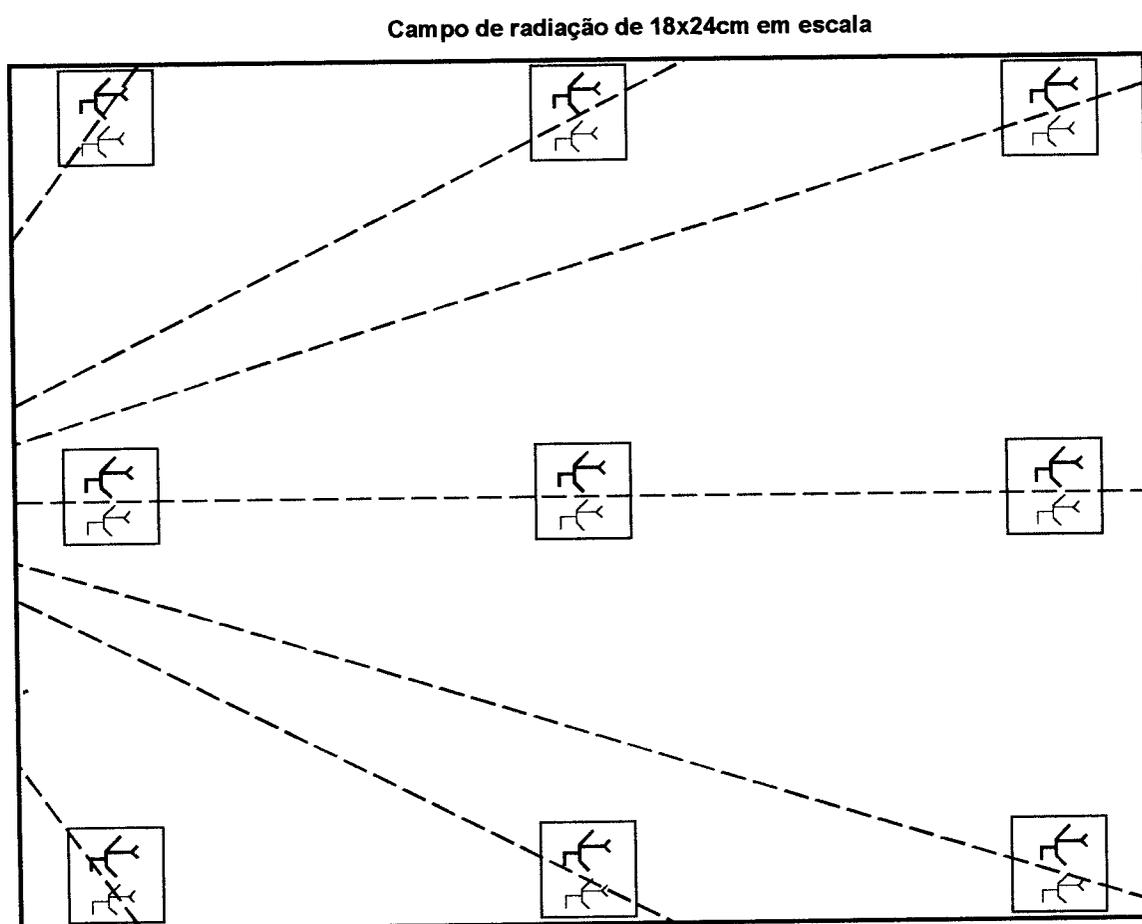


Figura 7.18 – Esquema do campo de radiação em escala. As linhas tracejadas indicam o alinhamento do ponto focal com relação ao ponto de “cut-off”.

7.9 – Discussão sobre a visualização dos vasos renais

A arteriografia renal consiste de uma injeção de contraste radiopaco nos vasos renais e na realização de uma série de radiografias enquanto esse contraste caminha pelos vasos. Os vasos renais possuem um maior calibre na posição onde o contraste é injetado, mas esse calibre diminui na periferia do rim. A medida que o calibre dos vasos diminuem ocorre uma perda de nitidez até o ponto em que não é possível visualizar qualquer duto. A figura 7.19 ilustra uma arteriografia em que o contraste já se propagou totalmente. É possível notar que os vasos da borda do rim não são visíveis, ou seja, só é possível ver uma faixa clara de tonalidade relativamente uniforme.

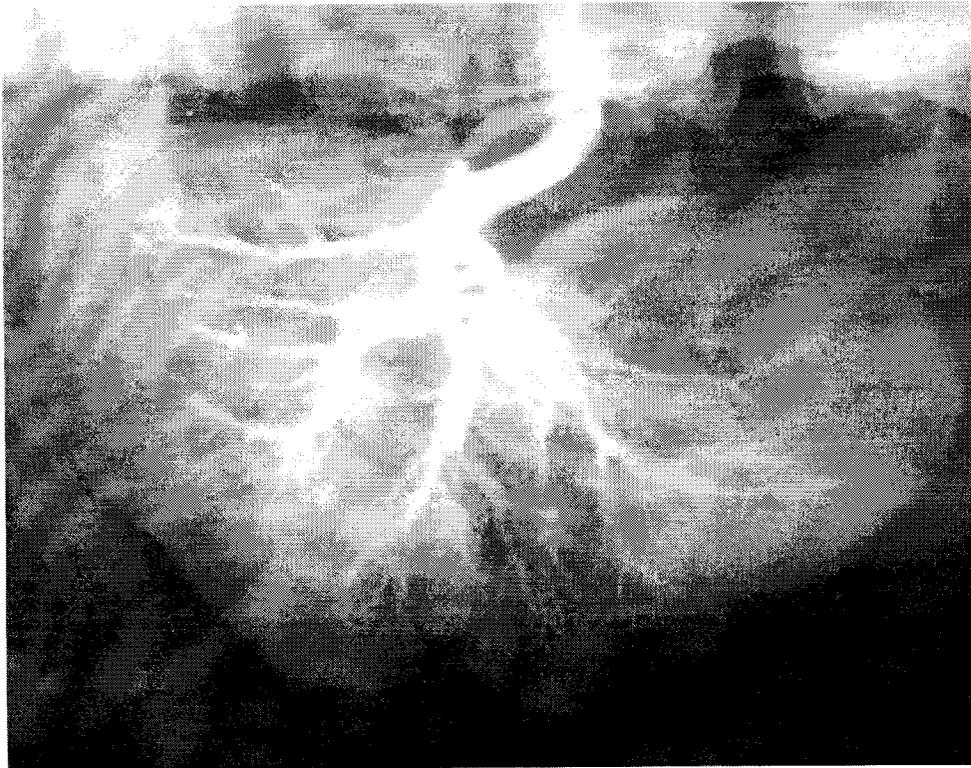


Figura 7.19 – Imagem do rim com injeção de contraste radiopaco nos vasos.

As figuras 7.14 até 7.17 mostram a influência do tamanho e da variação do tamanho do ponto focal sobre visualização de vasos de vários diâmetros. Note que as imagens que estão do lado do cátodo (C) apresentam nitidez inferior às imagens que estão do lado do ânodo. A posição em que tradicionalmente fica o rim para exame

(figura 7.14), de fato não é a melhor condição para visualizar a maioria dos vasos, já o posicionamento a 90° como mostrado na figura 7.15 representa uma condição mais favorável. Além disso, o posicionamento do paciente de modo que o objeto de interesse fique do centro do campo para a direção do ânodo também favorece a visualização. A arteriografia permite que seja feito o reposicionamento do paciente ou do tubo de raios X durante o exame, ou seja, como são feitas várias radiografias enquanto o contraste se propaga o radiologista pode reposicionar o paciente ou o tubo entre uma radiografia e outra de modo que se possa visualizar melhor alguma região suspeita. A possibilidade de melhorar a visualização dos detalhes das radiografias pela escolha da melhor região do campo de radiação já tinha sido apontada por Oliveira; Frère (1996) e Schiabel; Frère; Azevedo Marques (1998).

A simulação de objetos de interesse radiológico permite que novos critérios sejam usados na visualização dos vasos renais. O planejamento do exame pode ser feito detalhadamente para que o objeto de interesse seja evidenciado da melhor maneira possível. Além do planejamento clínico é possível levar em conta os parâmetros do equipamento que será utilizado no exame, a condição do duto que se deseja ver e o posicionamento do paciente no campo de radiação.

CAPÍTULO 8

Conclusões

8.1 – Conclusões parciais

A simulação das estruturas anatômicas e das imagens radiológicas teve um resultado acima do esperado como foi comprovado pelas métricas utilizadas para validar o modelo. De fato, todas as variações possíveis tanto para estruturas anatômicas quanto para um sistema radiológico puderam ser simuladas. A kVp, o conjunto corrente/tempo, os tipos de tecidos e espessuras de filtros foram controlados com bastante precisão, inclusive condições extremas como superexposição ou subexposição foram simuladas com êxito. O mesmo se deu para o modelo das estruturas onde foi possível contemplar as variações anatômicas e a distribuição dos tecidos, inclusive a mudança das proporções entre eles. Desse modo, foi possível um controle sobre os parâmetros que permitem melhorar o diagnóstico seja ele visual ou automatizado.

A simulação também é muito útil para determinar a nitidez das estruturas em função de sua orientação ou posição no campo de radiação. Foi mostrado que estruturas esféricas são nítidas em certas regiões enquanto que estruturas compridas são nítidas em outras. Além disso, as regiões de melhor nitidez das estruturas longas dependem de suas orientações. Estas observações permitiram redefinir a orientação e o posicionamento dos vasos renais para que a visualização melhorasse.

No caso das simulações de dutos e vasos além das condições de exposição e das variações anatômicas foi possível controlar também aqueles parâmetros que

influenciam a deformação geométrica, tais como tamanho do ponto focal, distância do ponto focal ao objeto e do objeto ao filme. O controle destes parâmetros dá ao usuário a possibilidade de combiná-los da maneira que achar conveniente para encontrar as melhores condições de detecção dos objetos de interesse, facilitando assim o diagnóstico.

Trabalhos recentes como Spyrou *et. al.* (1998), Taylor *et. al.* (1998) e Lefebvre *et. al.* (1994) alcançaram resultados inferiores aos apresentados neste trabalho. A simulação desenvolvida por Spyrou *et. al.* (1998) deu-se para um objeto de lucite que é um modelo simplificado da mama e não traz nenhuma informação relevante para o radiologista. Na pesquisa de Taylor *et. al.* (1998) a simulação da mama é representativa, mas este trabalho não leva em consideração a exposição aos raios X e, pelos resultados apresentados, não se pode concluir se é possível simular esta exposição. Aliás, o próprio autor considera que o modelo apresentado ainda deve ser melhorado para que a representação seja mais fiel. A simulação das microcalcificações desenvolvida por Lefebvre *et al* (1994), também não apresentou resultados animadores já que os radiologistas conseguiram distinguir quase todas as microcalcificações simuladas das reais.

O maior problema encontrado na simulação das imagens foi a falta de definição dos componentes químicos e de suas proporções nos filmes utilizados na prática. Estas informações tornariam a simulação das imagens mais precisa e mais próxima da realidade, pois não seria necessário fazer a leitura densitométrica da imagem de um objeto conhecido para adaptar o filme real ao filme simulado. O processo de aquisição das informações dos equipamentos seria facilitado, pois minimizaria a quantidade de exposições necessárias.

A aplicação de alta energia para detecção de microcalcificações é uma idéia que já foi utilizada na técnica de dupla energia, porém a sensibilidade desta técnica à presença da radiação espalhada causa uma dificuldade prática. As grades supressoras usadas em mamografia convencional não são suficientes para tornar os níveis de radiação espalhada aceitáveis conforme concluíram Johns *et. al.* (1994). Esse problema já havia sido detectado por Chakraborty; Barnes (1989) que sugeriram que as imagens fossem feitas com a utilização de multi-fendas. Porém, este tipo de procedimento exige uma carga elevada sobre o tubo de raios X, além de prolongar o tempo de aquisição da imagem. A carga elevada sobre o tubo prejudica o

equipamento e aumenta a dose no paciente. O tempo prolongado na aquisição da imagem pode prejudicar a nitidez devido aos possíveis movimentos do paciente. Por estes motivos, a técnica de dupla energia para detecção de microcalcificações permaneceu no campo teórico e sua aplicação prática requer avanços tecnológicos. O grupo @ladim, onde esta tese foi desenvolvida, está trabalhando num projeto onde estes problemas estão sendo estudados. Entretanto, existem outras fontes de erros na obtenção de imagens por dupla energia: a definição inadequada dos componentes químicos da mama, as medidas imprecisas dos seus coeficientes de absorção e as diferenças entre as imagens do fantoma utilizado e as imagens do paciente, como citado por Chakraborty;Barnes (1989). Neste âmbito a simulação virtual desenvolvida nesta tese contribui na previsão de resultados e no direcionamento das soluções.

Uma das contribuições da simulação computacional foi de mostrar que é melhor detectar microcalcificações num fundo quase uniforme com baixa relação sinal-ruído do que no fundo borrado da mamografia convencional. Entretanto, se a simulação computacional permite estimar o melhor compromisso entre uniformização e contraste, este compromisso não é necessariamente a condição mais adequada para a aquisição da melhor imagem para o processamento, pois alguns fatores da aquisição não foram levados em conta, tais com radiação espalhada, variações do espectro, tipos de filme, revelação e digitalização do filme. A simulação das imagens de mama permitiu fazer uma estimativa que deverá ser aprimorada com a simulação de outros parâmetros.

8.2 – Conclusões gerais

A simulação de objetos e de imagens permitirá:

a) Controle de qualidade mais eficiente e mais aceito pelos usuários

A simulação permite que os resultados numéricos, obtidos pelos métodos de controle de qualidade, sejam transformados em imagens das estruturas de interesse do radiologista. Assim ele poderá avaliar a qualidade dos seus equipamentos analisando não somente a nitidez das imagens em função dos parâmetros do sistema radiológico, mas também em função das estruturas que ele pretende visualizar.

Inclusive observando a influência do formato e da orientação destas estruturas sobre a nitidez das imagens.

Ele poderá também avaliar a influência das condições de exposição, do tamanho do ponto focal e da geometria de exposição, analisar o contraste, a resolução espacial e os limites de visualização para imagens com fundo uniforme ou com fundo borrado.

Um controle de qualidade realizado sem considerar a forma e tamanho dos objetos radiografados, assim como suas orientações no campo, não é realmente útil já que a nitidez de suas imagens dependem desses fatores. Com o modelo desenvolvido o radiologista terá uma imagem para julgar se seu equipamento é capaz de representar bem e em qualquer posição do campo, as estruturas anatômicas que lhe interessa.

b) determinação de novas técnicas

Em virtude dos modelos utilizados para os simuladores virtuais, serem baseados em mapas de espessuras, é possível simular qualquer forma e qualquer distribuição de tecido que se desejar. Essa flexibilidade permite que muitas situações, não tão comuns na rotina hospitalar, sejam simuladas previamente, saneando dúvidas em relação aos procedimentos ou melhorando a visualização de algum objeto de interesse.

O processo de simulação permite que sejam realizados estudos que visem alterar o procedimento padrão da rotina hospitalar a fim de otimizar a aquisição das imagens. Dois exemplos foram usados na tese, o primeiro foi a aplicação de alta kVp para melhorar a detecção de microcalcificações por processamento e o segundo foi o reposicionamento do paciente para melhorar a visualização dos vasos renais.

c) avaliação do desempenho dos algoritmos desenvolvidos para o processamento de mamografias

A avaliação dos métodos de processamento apresentados para auxiliar o diagnóstico é difícil principalmente porque os pesquisadores não usam os mesmos bancos de imagens. Como as estruturas de mama apresentam muitas variações o

algoritmo que se aplica para uma imagem determinada pode não se aplicar para outra.

O modelo adotado para simular a mama, permite representar bem as muitas variáveis dos mamogramas tais como as variações que dependem da anatomia da paciente (densidade, proporção entre os tecidos e volume da mama) e as condições de aquisição da imagem (tamanho do ponto focal, fator de grade, técnica de exposição, revelação e hábitos locais como a preferência por imagens mais claras ou mais escuras).

Usando esse processo de simulação é possível criar um banco de imagens que seja realmente representativo. Inclusive é possível gerar um banco onde as diferentes características estejam agrupadas. Estes grupos podem, por exemplo, ser compostos de imagens com as mesmas proporções de tecidos. Outra possibilidade é a separação por imagens com fundos mais ou menos uniformes, o que é possível com o controle da distribuição dos tecidos em estruturas maiores ou menores. Além disso, pode ser gerado um banco onde a quantidade e as localizações das microcalcificações são conhecidas. Com isso a avaliação dos algoritmos de detecção de microcalcificações seria feita de maneira quantitativa e não subjetiva como atualmente.

8.3 – Sugestões para pesquisas futuras

Neste trabalho foram simuladas regiões da mama próximas ao tórax. A continuação natural, portanto, seria de simular a mama como um todo levando em conta as variações morfológicas que ocorrem nas regiões próximas à borda e próximas ao mamilo. Para isso a distribuição aleatória dos tecidos, adotada neste modelo, deve evoluir para uma certa ordenação dos dutos mamários em direção ao mamilo e uma organização diferenciada para os tecidos próximos às bordas, já que nestas regiões as estruturas de sustentação têm formato de malhas.

A simulação pode ser estendida também a outros órgãos que apresentem calcificações quando ocorrem lesões, como é o caso dos pulmões, dos sistemas renais ou biliares.

A simulação da deformação geométrica pode ser aplicada na visualização de fraturas ou trincos de pequenos ossos, na angiografia de maneira geral ou na

detecção de qualquer estrutura cujas dimensões são próximas do tamanho do ponto focal do sistema radiológico.

O realce das microcalcificações pela diminuição do fundo que as envolve, deve ser continuado num projeto que estuda a técnica de alta energia em conjunto com a diminuição do ponto focal e do efeito “Compton” pela adoção de fendas.

A simulação de objetos e imagens também está inserida num projeto de controle de qualidade por simulação de todos os parâmetros do sistema radiológico desenvolvido por outro pesquisador do grupo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Al-Bahri; Spyron (1996)

AL-BAHRI, J. S.; SPYROU, N. M. - Photon linear attenuation coefficients and water content of normal and pathological breast tissues. - *Appl. Radiat. Iso.* v. 47, n. 8 p.: 777-784, 1996.

Alvarez; Macovski (1976)

ALVAREZ, R E.; MACOVSKI, A. - Energy-selective reconstructions in X-ray computerized tomography - *Phys. Med. Biol.*, v. 21, n. 5, p. 733-744, 1976.

Anastasio et. al. (1998)

ANASTASIO, M. A.; YOSHIDA, H.; NAGEL, R.; NISHIKAWA, R.M.; DOI, K. - A genetic algorithm-based method for optimizing the performance of a computer-aided diagnosis scheme for detection of clustered microcalcifications in mammograms - *Med. Phys.*, v. 25, n. 9, p.: 1613 –1620, Sep.1998.

Basset et. al. (1987)

BASSET, L.W.; BUNNELL, D. H.; JAHANSHAHI, R. GOLD, R.H.; ARNDT, R. D.; LISMAN, J. - Breast cancer detection: One versus two views - *Radiology*, V.165 p.: 95:97, 1987.

Birch; Marshall (1979)

BIRCH, R.; MARSHALL, M. - Computation of bremsstrahlung x-ray spectra and comparison with spectra measured with a Ge (Li) detector - *Phys. Med. Biol.*, v. 24, n. 3, p. 505-517, 1979.

Boone et. al. (1997)

BOONE, J.M.; FEWELL, T.R.; JENNINGS, R .J. - Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography - *Med. Phys.*, v. 24, n. 12, p. 1863-1874, 1997.

Boone (1991)

BOONE, J.M. - Color mammography: Image generation and receiver operating characteristic evaluation - *Invest. Radiol.* v. 26, n. 6, p.: 521-527, 1991.

Boone; Chavez (1996)

BOONE, J. M.; CHAVEZ, A. E. - Comparison of X-ray cross sections for diagnostic and therapeutic medical physics. - *Med. Phys.*, v. 23, n. 12, p.: 1997-2005, Dec. 1996.

Boone; Seibert (1997)

BOONE, J.M.; SEIBERT, J. A. - An accurate method for computer-generating tungsten anode x-ray spectra from 30 to 140 kV - *Med. Phys.*, v. 24, n. 11, p. 1661-1670, 1997.

Brettle; Cowen (1997)

BRETTLE, D.S.; COWEN, A. R. - Dual-energy digital mammography utilizing stimulated phosphor computed radiography - *Phys. Med. Biol.*, v. 39, p. 1989-2004, 1994.

Brooks et. al. (1997)

BROOKS, K. W.; TRUEBLOOD, J. H.; KEARFOTT, K. J.; LAWTON, D. T. - Automated analysis of the American College of Radiology mammographic accreditation phantom images. - *Med. Phys.*, v. 24, n. 5, p.:709-723, may 1997.

Burgess (1977a)

BURGESS, A. E. - Focal spots: I MTF separability - *Invest. Radiol.*, v. 12, n. 1, p.: 36-43, Jan/Feb, 1977.

Burgess (1977b)

BURGESS, A. E. - Focal spots: II Models. - *Invest. Radiol.*, v. 12, n. 1, p.: 44-53, Jan/Feb, 1977.

Burgess (1977c)

BURGESS, A. E. - Focal spots: III Field characteristics - *Invest. Radiol.*, v. 12, n. 1, p.: 54-61, Jan/Feb, 1977.

Burkitt et. al. (1993)

BURKITT, H.G.; YOUNG, B.; Heath, J.W. - Histologia funcional – 3ª. Edição, Guanabara-Koogan, Rio de Janeiro-RJ, 1993

Byng et al. (1998)

BYNG, J. W.; MAINPRIZE, J. G.; YAFFE, M. J. - X-ray characterization of breast phantom materials. - *Phys. Med. Biol.* v. 43, p.: 1367-1377, 1998.

Caldwell; Yaffe (1990)

CALDWELL, C. B.; YAFFE, M.J. - Development of an anthropomorphic breast phantom - *Med. Phys.*, v. 17, n. 2, p. 273-280, 1990.

Castronovo; Bellahcene (1998)

CASTRONOVO, V.; BELLAHCENE, A. - Evidence that breast cancer associated microcalcifications are mineralized malignant cells - *International Journal of Oncology*, v. 12, p.: 305-308, 1998.

Chakraborty; Barnes (1989)

CHAKRABORTY, D. P.; BARNES, G.T. - An energy sensitive cassette for dual-energy mammography - *Med. Phys.*, v. 16, n. 1, p. 7-13, 1989.

Chan et. al. (1987)

CHAN, H. P.; DOI, K.; GALHOTRA, S.; VYBORNY, C. J.; MacMAHON, H.; JOKICH, M. - Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography. I. Automated detection of microcalcifications in mammography - *Med. Phys.*, v. 14, n. 4, p.:538-548, jul./aug. 1987.

Chan et. al. (1988a)

CHAN, H. P.; DOI, K.; LAM, K-L.; VYBORNY, C. J.; SCHMIDT, R.A.; METZ, C. E. - Digital characterization of clinical mammographic microcalcifications: applications in computer-aided detection - *SPIE – Medical Imaging II*, v. 914, p. 591-593, 1988.

Chan et. al. (1988b)

CHAN, H. P.; DOI, K.; VYBORNY, C. J.; LAM, K-L.; SCHMIDT, R.A. - Computer-aided detection of microcalcifications in mammograms: Methodology and preliminary clinical study - *Investig. Radiol.* v. 23, n. 9, p. 664-671, set./1988.

Chan et. al. (1990)

CHAN, H. P.; DOI, K.; VYBORNY, C. J.; SCHMIDT, R.A.; METZ, C. E.; LAM, K.L.; OGURA, T.; WU, Y.; MacMAHON, H. - Improvement in radiologists detection of clustered microcalcifications on mammograms - *Investig. Radiol.* v. 25, n. 10, p.: 1102-1110, 1990.

Chan et. al. (1994)

CHAN, H-P.; NIKLASON, L.T.; IKEDA, D. M.; LAM, K.L.; ADIER, D. D. - Digitalization requirements in mammography: Effects on computer-aided detection of microcalcifications. - *Med. Phys.*, v. 21, n. 7, p.: 1203 -1211, Jul.1994.

Curry et. al. (1990)

CURRY III, T.S.; DOUDEY, J.E.; MURRY Jr., R.C. – Christensen's Physics of diagnostic radiology, 4th Edition, Lea & Febiger, 1990.

Dangelo; Fattini (1998)

DANGELO, J.G.; FATTINI, C.A. - Anatomia humana básica - *Ed. Atheneu*, São Paulo 1998.

Davies; Dance (1989)

DAVIES, D.H.; DANCE, D.R. - Automatic detection of clusters of calcifications in digital mammograms - *Comp. Assisted Radiol.: Proc. Int. Symp. CAR.* p.: 180:184, 1989.

Dengler et al. (1993)

DENGLER, J.; BEHRENS, S.; DESAGA, J.F. - Segmentation of microcalcifications in mammograms - *IEEE – Trans. Med. Img.*, v. 12, n. 4, p.: 634-642, 1993.

Dengler et al. (1994)

DENGLER, J.; BEHRENS, S.; DESAGA, J.F. - Segmentation of microcalcifications in mammograms - *IEEE Transactions on Medical Imaging*. v. 12, n.4, p.: 634-42, Dec. 1993.

Davros et al. (1997)

DAVROS, W.J.; OBUCHOWSKI, N.A.; BERMAN, P.M.; ZEMAN, R.K. - A phantom study: evaluation of renal artery stenosis using helical CT and 3D reconstructions - *J. Comput. Assist. Tomogr.* v. 21, n. 1, p.: 156-161, 1997.

Doi (1965)

DOI, K - Optical transfer function of the focal spot of X-ray tubes - *Am. J. Roent.* V. 94, p.: 712-718, Jul. 1965.

Doi (1977)

DOI, K. - Field characteristics of geometric unsharpness due to the x-ray tube focal spot. - *Med. Phys.* v. 4, n. 1, p.: 15 –20, 1977.

Doi; Rossmann (1974)

DOI, K.; ROSSMANN, K. - The effect of radiographic magnification on blood vessel imaging with various screen-film systems. - *Med. Phys.* v. 1, n.5, p.: 257-261, 1974.

Doi; Loo; Rossmann

DOI, K.; LOO, L.N.; ROSSAMANN, K. - Validity of computer simulation of blood vessel imaging in angiography - *Med. Phys.*, v. 4, n. 5, p.:400 –403, Sep.1977.

Doshi; Basic; Cherry (1998)

DOSHI, N.K.; BASIC, M.; CHERRY, S.R. - Evaluation of the detectability of breast cancer lesions using a modified anthropomorphic phantom - *J. Nucl. Medicine* v. 39, n. 11, p.:1951-1957, Nov. 1998.

Farquharson et al. (1995)

FARQUARSON, M. J.; SPYROU, N. M.; AL-BAHRI, J.; HIGHGATE, D. J. - Low energy photon attenuation measurements of hydrophilic materials for tissue equivalent phantoms. - *Appl. Radiot. Isto.* v. 46 n. 8, p.: 783-790, 1995.

Faulkner; Law (1994)

FAULKNER, K.; LAW, L. -A comparison of mammographic phantoms - *Br. J. Radiol.* v. 67, n. 794, p.: 174-180, Feb. 1994.

Ferrari et al. (1998)

FERRARI, R.J.; FRÈRE, A.F.; AZEVEDO MARQUES, P.M.; KINOSHITA, S.K.; SPNINA, L.A.R.; VILLELA, R.L., - Comparative evaluation of statistical pattern recognition techniques for the classification of breast lesions. - *Computational Imaging and Vision – Digital Mammography*, p.: 249-252, Nijmegen, The Netherlands, 1998.

Fewell; Shuping (1978)

FEWELL, T.R.; SHUPING, R.E.; - Handbook of mammography X-ray Spectra. - *HEW Publication (FDA) 79-8071, Washington, 1978.*

Frouge et al. (1993)

FROUGE, C.; MEUNIER, M.; GUINEBRETIERE, J-M.; GILLES, R.; VANEL, D.; CONTESSO, G.; DI PAOLA, R.; BLÉRY, M. - Polyhedral microcalcifications at mammography: histologic correlation with calcium oxalate. - *Radiology*, v. 186, n. 3, p.: 681-684, 1993.

Fujita et al. (1985)

FUJITA, H.; DOI, K.; CHAN, H. P.; GIGER, M. L.; DUDA, F. E. - Dynamic and static phantoms for evaluation of digital subtraction angiographic systems - *Radiology*, v. 155, n. 3, p. 799-803, 1985.

Gardner; Osburn (1971)

GARDNER, W.D.; OSBURN, W.A. - *Anatomia humana – estrutura do corpo* - Ed. Atheneu, São Paulo, 1971.

Geise; Palchevsky (1996)

GEISE, R.A.; PALCHEVSKY, A. - Composition of mammographic phantom materials - *Radiol. V.* 198, n. 2 , p.: 347:350, Feb. 1996.

Giger (1994)

GIGER, M. L.; - Computer-aided diagnosis - *RSNA Categorical Course in Physics*, p.: 287-302, 1994.

Giger (1996)

GIGER, M.; MACMAHON, H. - Imaging processing and computer-aided diagnosis - *Radiol. Clinic. of North Am.*, v. 34, n. 3, p.: 565-595, may 1996.

Helstrom (1967)

HELSTROM, C.W. - Image restoration by the method of least squares - *J. Opt. Soc.Am.* v. 57, p. 297-303, 1967.

Hillman et al. (1987)

HILLMAN, B.J.; FAJARDO, L.L.; HUNTER, T. B. - Mammogram interpretation by physician assistants - *ARJ*, V.149: 907-911, 1987.

Hubbell (1982)

HUBBELL, J.H. - Photon mass attenuation and energy-absorption coefficients from 1 keV to 20 Mev - *Int. J. Appl. Radiat. Isto.*, v. 33, p. 1269-1290, 1982.

Jiang et. al. (1992) - JIANG, Y.; NISHIKAWA, R.M.; GIGER, M. L.; DOI, K.; SCHMIDT, R.A.; VYBORNÝ, C. J. - Method of extracting signal area and signal thickness of microcalcifications from digital mammograms - *Proceedings of the SPIE – Imaging Technologies and Applications*, v. 1778, p. 28-36, 1992.

Jin; Kobatake (1993)

JIN, H-R; KOBATAKE, H. - Extraction of microcalcifications from mammograms using morphological filter with multiple structuring elements - *Systems and Computers in Japan*, v. 24, n. 11, p.: 66-74, 1993.

Johns et. al. (1983)

JOHNS, P.C.; DROST, D. J.; YAFFE, M.J.; FENSTER, A. - Dual-energy mammography imaging - *Proc, Soc, Photo-Opt. Instrum. Eng.* v. 419, p. 201-208, 1983.

Johns et. al. (1985)

JOHNS, P.C.; DROST, D. J.; YAFFE, M.J.; FENSTER, A. - Dual-energy mammography: Initial experimental results - *Med. Phys.*, v. 12, n. 3, p. 297-304, 1985.

Johns; Beauregard (1994)

JOHNS, P.C.; BEAUREGARD, R.M. - Incorporation of scattered radiation into dual-energy radiologic theory and application to mammography - *Med. Phys.*, v. 21, n. 9, p. 1455-1462, 1994.

Johns; Cunningham (1983)

JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM J.R. - The physics of radiology - *Charles C. Thomas – Publisher*, 4th ed. 1983.

Johns; Yaffe (1985)

JOHNS, P.C.; YAFFE, M.J. - Theoretical optimization of dual-energy x-ray imaging with application to mammography - *Med. Phys.*, v. 12, n. 3, p. 289-296, 1985.

Johns; Yaffe (1987)

JOHNS, P.C.; YAFFE, M.J. - X-ray characterization of normal and neoplastic breast tissues - *Phys. Med. Biol.*, v. 32, n. 6, p. 675-695, 1987.

Johnston et. al. (1996)

JOHNSTON R. E.; WASHBURN, D.; PISANO, E.; BURNS, C.; THOMLINSON, W.C.; CHAPMAN L.D.; ARFELLI, F.; GMÜR N.; ZHONG, Z.; SAYERS D. - Mammographic phantom studies with synchrotron radiation - *Radiology*, v. 200, n. 3, p. 659-663, 1996.

Kimme-Smith et. al. (1996)

KIMME-SMITH, C.; MCCOMBS, S. M.; GOLD, R. H.; BASSETT, L.W. - Mammography fixed grid versus reciprocating grid: evaluation using cadaveric breasts as test objects. - *Med. Phys.*, v. 23, n. 1, p.:141-147, jan. 1996.

Kimme-Smith et. al. (1997)

KIMME-SMITH, C. M.; SAYRE, J. W.; MACCOMBS, M. M.; DEBRUHL, N. D.; BASSETT, L. W. - Breast calcification and mass detection with mammographic anode-filter combinations of molybdenum, tungsten, and rhodium - *Radiology*, v. 203, n. 3, p.:679-683, jun. 1997.

Kimme-Smith et. al. (1997)

KIMME-SMITH, C.; HAUS, A. G.; DEBRUHL, N.; BASSETT, L. W. - Effects of ambient light and view box luminance on the detection of calcifications in mammography. - *AJR*: v. 168, p.:775-778, mar. 1997.

Kojima et. al. (1996)

KOJIMA, A.; TAKAKI, Y.; TSUJI, A.; NAKASHIMA, R.; KIRA, M.; HARA, M.; TOMIGUCHI, S.; MATSUMOTO, M.; TAKAHASHI, M. - Quantitative renography with the organ volume method and interporative background subtraction technique - *Ann. Nucl. Med.* v.10, n. 4, p.: 401-407, 1996.

Lado et. al. (1997)

LADO, M. J.; TAHOSES, P. G.; SOUTO, M.; MÉNDEZ, A. J.; VIDAL, J. J. - Real and simulated clustered microcalcifications in digital mammograms. ROC study of observer performance. - *Med. Phys.*, v. 24, n. 9, p.:1385-1394, sep. 1997.

Lefebvre et. al. (1994)

LEFEBVRE, F.; BENALI, H.; GILLES, R.; PAOLA, R. D. - A simulation model of clustered breast microcalcifications - *Med. Phys.* v. 21, n. 12, p. 1865-1874, 1994.

Lehmann et. al. (1981)

LEHMANN, L. A.; ALVAREZ, R. E.; MACOVSKI, A.; BRODY, W.R.; PELC, H.J.; RIEDERER, S.J.; HALL, A. L. - Generalized image combination in dual kVp digital radiography - *Med. Phys.*, v. 8, n. 5, p. 659-667, 1981.

Magnin et. al. (1989)

MAGNIN, I.E.; ALAOUI, M. E.; BREMOND, A. - Automatic microcalcifications pattern recognition from X ray mammographies - *SPIE – Science and Engineering of Medical Imaging*, v.1137, p.: 170-175, 1989.

Millar (1975)

MILLAR, R. H.; - Experimental X-ray attenuation coefficients at low photon energies for substances of medical importance - *Phys. Med. Biol.*, v. 20; n. 6, p.: 974-979, 1975.

Millis et al. (1975)

MILLIS, R.R.; DANCE, R.; STACEY, A.J. - The detection and significance of calcifications in the breast: radiological and pathological study - *Br. J. Radiol.* v. 49, p.: 12-26, 1975.

Millis et al. (1976)

MILLIS, R.R.; PATH, M.R.C.; DAVIS, R.; STACEY, A.J. - The detection and significance of calcifications in the breast: a radiological and pathological study - *British Journal of Radiology*, v. 49, n. 577, p. 12-26, 1976.

Moore; Roeck (1973)

MOORES, M.; ROECK, W. - The field characteristics of focal spot in the radiographic imaging process - *Invest. Radiol.* V.8, p.: 53-57, Jan/Feb. 1973.

Motz; Danos (1978)

MOTZ, J.W.; DANOS, M. - Image information content and patient exposure - *Med. Phys.* v. 5, n.8, p.: 8-22, 1978.

Murphy; Kecskemeti (1978)

MURPHY W. A.; KECSKEMETI, K.D. - Isolated clustered microcalcifications in the breast: radiologic-pathologic correlation - *Radiology*, v. 127, p. 335-341, may/1978.

Nesbitt et al. (1995)

NESBITT, D.; AGHDASI, F.; WARD, R.; MORGAN-PARKES, J. - Detection of microcalcifications in digitized mammogram film images using wavelet enhancement and local adaptive false positive suppression - *IEEE* - p.: 594-597, 1995.

Nijmegen (1998)

Computational Imaging and Vision – Digital Mammography, Nijmegen, The Netherlands, 1998.

Nishikawa et al. (1998)

NISHIKAWA, R. M.; GIGER, M. L.; WOLVERTON, D. E.; SCHMIDT, R. A.; COMSTOCK, C. E.; PAPAIONNOU, J.; COLLINS, S. A.; DOI, K. - Prospective testing of a clinical mammography workstation for cad: analysis of cad: analysis of the first 10,000 cases. - *Computational Imaging and Vision – Digital Mammography*, p.: 401-406, Nijmegen, The Netherlands, 1998.

Olsen; Skretting (1998)

OLSEN, J. B.; SKRETTING, A.; - Detectability of simulated masses and calcifications in mammography. Development of a phantom and a new method for determination of receiver operating characteristics. - *Acta Radiologica*, v. 39, p.: 501-506, 1998.

Oliveira (1995)

OLIVEIRA, H.J.Q. – Simulação computacional da nitidez de imagens radiológicas para controle de qualidade – Dissertação de Mestrado – EESC – USP, 189p, São Carlos – SP, 1995.

Oliveira; Frère (1996)

OLIVEIRA, H.J.Q.; FRÈRE, A.F.; SCHIABEL, H.; AZEVEDO MARQUES, P.M.; MARQUES, M.A.; PEREIRA, A.S. – “Evaluating the radiologic images quality by a simulation of objects sharpness”. SPIE – APPLICATIONS OF DIGITAL IMAGE PROCESSING, Vol. 2847, p.: 618-627. Denver, Co, USA, Aug. 07-09, 1996

Puff et al. (1994)

PUFF, D. T.; PISANO, E. D.; MULLER, K.E.; JOHNSTON, R. E.; HEMMINGER, B.M.; BURBECK, C.A.; McLELLAND, R.; PIZER, S.M. - A method for determination of optimal image enhancement for the detection of mammographic abnormalities - *Journal of digital imaging*, v. 7, n. 2, p. 161-171, 1994.

Rose (1948)

ROSE, A. - The sensitivity performance of the human eye on an absolute scale - *Journal of the optical society of america*, v. 38, n. 2, p. 196-208, 1948.

Schiabel; Frère; Azevedo Marques (1998)

SCHIABEL, H.; FRÈRE, A.F.; AZEVEDO MARQUES, P. M. – “Image resolution improvement in noisotropic mammography system: determining the optimum region by MTF simulation procedures” – SPIE – Electronic Imaging 98 – San Jose (CA), USA – Jan, 24-30, 1998.

Sickeles (1982)

SICKLES, E.A. - Mammographic detectability of breast microcalcifications - *Am. J. Roentgenol.*, v. 139, n. 5, p. 913-918, 1982.

Spyrou et al.(1998)

SPYROU, G.; TZANAKOS, G.; BAKAS, A.; PANAYIOTAKIS, G. - Monte Carlo generated mammograms: development and validation. - *Phys. Med. Biol.*, v. 43, p.: 3341-3357, 1998.

Strickland; Hahn (1996)

STRICKLAND, R.N.; HAHN, H. - Wavelet Transforms for detecting microcalcifications in mammograms - *IEEE – Trans. Med. Imag.*, v. 15, n. 2, p.: 218-229, 1996.

Taylor et al. (1998) - TAYLOR, P.; OWENS, R.; INGRAM, D. - Simulated mammography using synthetic 3 D breasts. - *Computational Imaging and Vision – Digital Mammography*, p.: 283-290, Nijmegen, The Netherlands, 1998.

Tornos et. al. (1990)

TORNOS C.; SILVA, E.; EL-NAGGAR, A.; PRITZKER, K.P.H. - Calcium oxalate crystals in breast biopsies - *Am. J. Surg. Pathol.*, v. 14, n. 10, p. 961-968, 1990.

Veldkamp; Karssememeijer (1998)

VELDKAMP, W.J.H.; KARSEMMEIJER, N. - Accurate segmentation and contrast measurement of microcalcifications in mammograms: a phantom study - *Med. Phys.*, v. 25, n. 7, p.:1102 -1110, Jul.1998.

Vyborny; Giger (1994)

VYBORNY, C. J.; GIGER, M. L. - Computer vision and artificial intelligence in mammography - *AJR*, v. 162, p.: 699-708, 1994.

Wolfe (1974)

WOLF, J.N. - Analisis of 462 breast carcinomas. - *AJR*, v. 21, p.: 846-853, 1974.

Wu et. al. (1992)

WU, Y.; DOI, K.; GIGER, M. L.; NISHIKAWA, R. M. - Computerized detection of clustered microcalcifications in digital mammograms: Applications of artificial neural networks - *Med. Phys.* v. 19, n.3, p.:555-560, may/jun.. 1992.

Yabashi et. al. (1989)

YABASHI, S.; HATA, M.; KUBO, K.; ISHIKAWA; T. - Extraction and computational estimation of malignant microcalcification on mammography - *System and Computers in Japan*, v.20, n. 12, p.:67-75, oct./1989.

Zhang et. al. (1996)

ZHANG, W.; DOI, K.; GIGER, M. L.; NISHIKAWA, R. M.; SCHMIDT, R. A. - An improved shift-invariant neural network for computerized detection of clustered microcalcifications in digital mammograms - *Med. Phys.*, v. 23, n. 4, p.:595-601, apr. 1996.