Campus de São Carlos

"ESTUDO E SIMULAÇÃO DE MÉTODOS DE COLIMAÇÃO
PARA MELHORIA DA NITIDEZ DA IMAGEM MAMOGRAFICA"

Autor: Ricardo Toshiyuki Irita

Orientadora: Profª. Drª. Annie France Frère Slaets

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ESCOLA DE ENGENHARIA
DE SÃO CARLOS**

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

***“Estudo e Simulação De Métodos De Colimação Para Melhoria De
Nitidez Da Imagem Mamográfica”***

RICARDO TOSHIYUKI IRITA

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica

Orientadora: Prof^a Dr^a Annie France Frère Slaets

**SÃO CARLOS
1999**

Class.	TESE - EESC
Cutt.	2762
Tombo	0105199

S/S 1031585

Ficha catalográfica preparada pela Seção de Tratamento
da Informação do Serviço de Biblioteca – EESC/USP

I68e Irita, Ricardo Toshiyuki
Estudo e simulação de métodos de colimação para
melhoria de nitidez da imagem mamográfica / Ricardo
Toshiyuki Irita. -- São Carlos, 1999.

Dissertação (Mestrado) -- Escola de Engenharia de
São Carlos-Universidade de São Paulo, 1999.

Área: Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof^a. Dr^a. Annie France Frère Slaets.

1. Simulação. 2. Imagem médica. 3. Mamógrafo.
4. Colimador. I. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Candidato: Engenheiro **RICARDO TOSHIYUKI IRITA**

Dissertação defendida e aprovada em 22.02.99
pela Comissão Julgadora:

Prof. Tit. **ANNIE FRANCE FRÈRE SLAETS (Orientadora)**
(Escola de Engenharia de São Carlos – Universidade de São Paulo)

Prof. Dr. **LINCOLN DE ASSIS MOURA JUNIOR**
(Faculdade de Medicina – Universidade de São Paulo)

Prof. Dr. **JOSÉ CARLOS TEIXEIRA DE BARROS MORAES**
(Escola Politécnica - Universidade de São Paulo)

Prof. Doutor **DENIS VINICIUS COURY**
Coordenador da Área de Engenharia Elétrica

JOSÉ CARLOS A. CINTRA
Presidente da Comissão de Pós-Graduação da EESC

A minha avó Teru Irita,
meu anjo da guarda...

Agradecimentos

À minha querida companheira e incentivadora, Nana, pelo carinho e dedicação.

Aos meus pais e irmãos que sempre me ajudaram e ainda ajudam nas minhas decisões.

Às famílias Ebisawa, Watanabe e Terauchi por acreditarem e me incentivarem sempre.

À prof. Annie pelo carisma, sabedoria e, principalmente pela paciência. “Ela é a orientadora que todo mundo gostaria de ter!”.

Aos amigos Ricardo (Jacaré), Henrique, Prof. Paulo, Sérgio, Roberto (Chico-Bento), Renata, Silvia, Márcia, Márcio, Lucas, Lara, Ricardinho... enfim a todos do laboratório pela amizade e companheirismo.

Ao Rui Berta da oficina mecânica e ao Henrique pelas dicas criativas, pela companhia e, pela paciência na hora de confeccionar os dispositivos do sistema.

Aos professores e funcionários do Depto de Engenharia Elétrica.

Ao CNPq pelo apoio financeiro.

E a todos que de forma direta e indireta participaram deste trabalho.

Sumário

CAPÍTULO 1. INTRODUÇÃO	1
1.1 – MOTIVAÇÃO E OBJETIVO DO TRABALHO.....	1
1.2 – ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO.....	3
CAPÍTULO 2. LEVANTAMENTO DAS TÉCNICAS MAIS RECENTES NA FORMAÇÃO DE IMAGEM DA MAMA	4
2.1. INTRODUÇÃO.....	4
2.2. ULTRA-SONOGRAFIA	6
2.2.1. Varredura em modo-B.....	7
2.2.2. Sonografia Doppler.....	10
2.2.3. Outros métodos de aplicação do ultra-som	12
2.3. FORMAÇÃO DE IMAGEM POR RESSONÂNCIA MAGNÉTICA.....	14
2.3.1. Introdução Teórica	14
2.3.2. Visualização da Mama por Ressonância Magnética.....	16
2.4. OUTROS MÉTODOS DE FORMAÇÃO DE IMAGEM.....	20
2.4.1. Tomografia computadorizada de raios-X	21
2.4.2. Angiografia de subtração digital.....	21
2.4.3. Medicina nuclear.....	23
2.4.4. Diafanografia.....	25
CAPÍTULO 3. MAMOGRAFIA POR RAIOS-X.....	28
3.1. INTRODUÇÃO.....	28
3.2. ESTUDOS SOBRE O GERADOR E TUBO DE RAIOS-X	30
3.2.1. Energia dual	33
3.3. EXPOSIÇÃO AUTOMÁTICA	35
3.4. TÉCNICA DE FENDA (“SLIT”)	38
3.5. MAMOGRAFIA DIGITAL	42
3.5.1. Geometria de disposição dos detectores digitais.	43
3.6. CONCLUSÕES SOBRE AS TÉCNICAS APRESENTADAS	46
CAPÍTULO 4. TEORIA.....	49
4.1. TUBO DE RAIOS-X	49

4.2. INFLUÊNCIA DO PONTO FOCAL.....	50
4.3. CARACTERÍSTICA DE CAMPO.....	53
4.4. DISTRIBUIÇÃO DA INTENSIDADE DO PONTO FOCAL.....	58
4.5. DISTRIBUIÇÃO ANGULAR DOS RAIOS-X - EFEITO “HEEL”	62
4.6. CONCLUSÕES	65
CAPÍTULO 5. MATERIAIS E MÉTODOS.....	66
5.1. METODOLOGIA.....	66
5.2. ESTUDO GENÉRICO DO SISTEMA DE COLIMAÇÃO.....	68
5.2.1. <i>Definições dos planos que compõem o modelo</i>	68
5.2.2. <i>Esquema de colimação proposto</i>	69
5.2.3. <i>Simulação do tamanho da faixa do plano imagem</i>	70
5.3 DESCRIÇÃO DOS ALGORÍTIMOS.....	72
5.3.1. <i>Descrição geral do algoritmo</i>	72
5.3.2. <i>Parâmetros de entrada do sistema de colimação</i>	73
5.3.3. <i>Cálculo da região de colimação</i>	74
5.3.3.1. <i>Cálculo do tamanho e da forma do ponto focal</i>	75
5.3.3.2. <i>Simulação do deslocamento do sistema</i>	78
5.3.3.2.1. <i>Sistema com deslocamento apenas do colimador (dcc)</i>	78
5.3.3.2.2. <i>Deslocamento automático</i>	78
5.3.3.2.3. <i>Sistema com deslocamento do conjunto objeto-filme com colimador fixo em determinada posição</i>	79
5.3.3.3. <i>Algoritmo proposto por Oliveira em [Oliveira_95] para determinar a imagem de um objeto</i>	79
5.3.4. <i>Cálculo da Imagem do Objeto</i>	80
5.3.5. <i>Armazenar a saída de dados em arquivo texto e imagem Bmp</i>	83
5.3.6. <i>Simulando a Distribuição de Intensidade dos Raios-X</i>	83
5.3.6.1. <i>Simulação da influência das diferentes distribuições de intensidade do ponto focal sobre a imagem do objeto</i>	85
5.4. DISPOSITIVO EXPERIMENTAL.....	87
5.4.1. <i>Descrição do dispositivo</i>	87
5.4.2. <i>Suporte da matriz objeto e filme</i>	88
5.4.2.2. <i>Objeto de teste (matriz-objeto) utilizado</i>	90
5.4.3. <i>Suporte com colimador</i>	91
5.4.3.1. <i>Medidas do suporte do colimador</i>	92
5.4.3.2. <i>Medidas do colimador</i>	93
5.5. DESCRIÇÃO DO MÉTODO DE AQUISIÇÃO DO PONTO FOCAL REAL(EM DPI).....	93
5.6. DADOS DO APARELHO SENOGAPHE CGR. DE SÃO CARLOS.....	94
CAPÍTULO 6. RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	95
6.1. INTRODUÇÃO.....	95
6.2. DETERMINAÇÃO DAS DISTÂNCIAS DFF, DCF E DCC PARA LOCALIZAÇÃO DO DISPOSITIVO.	95

6.3. CÁLCULO DO DESLOCAMENTO LATERAL DO COLIMADOR.....	96
6.4. SIMULAÇÃO DAS IMAGENS OBTIDAS COM DESLOCAMENTO LATERAL DO COLIMADOR.	99
6.5. CÁLCULO DO DESLOCAMENTO LONGITUDINAL DO COLIMADOR	100
6.6. SIMULAÇÃO DAS IMAGENS OBTIDAS COM O DESLOCAMENTO LONGITUDINAL DO COLIMADOR	102
6.7. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS COM A SIMULAÇÃO DO DESLOCAMENTO.	103
6.8. SIMULAÇÃO DA INFLUÊNCIA DA FAIXA DE COLIMAÇÃO SOBRE A NITIDEZ DAS IMAGENS - DESLOCAMENTO LATERAL E LONGITUDINAL.	104
6.9. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS COM A SIMULAÇÃO DA NITIDEZ DOS OBJETOS.....	106
6.10. IMAGENS OBTIDAS COM EXPOSIÇÃO DO DISPOSITIVO AOS RAIOS-X.	106
6.11. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS COMPARANDO IMAGENS SIMULADAS E REAIS.	108
6.12. COMPARAÇÃO DAS IMAGENS OBTIDAS SEM E COM COLIMADOR – DESLOCAMENTO LATERAL DO COLIMADOR.	109
6.13. COMPARAÇÃO DAS IMAGENS OBTIDAS SEM E COM COLIMADOR – DESLOCAMENTO LONGITUDINAL DO COLIMADOR.	111
6.14. COMPARAÇÃO DE IMAGENS OBTIDAS SEM E COM COLIMADOR – DESLOCAMENTO DA MATRIZ OBJETO.	112
6.15. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS COM A FAIXA DE COLIMAÇÃO.	114
6.16. COMPARANDO IMAGENS REAIS E SIMULADAS.....	115
6.17. INFLUÊNCIA DA DISTRIBUIÇÃO DE INTENSIDADE DO PONTO FOCAL.	116
6.17.1. <i>Influência da distribuição sobre o tamanho das faixas de colimação.</i>	117
6.17.2. <i>Influência da distribuição sobre a imagem dos objetos.</i>	119
6.17.2.1. Simulação das imagens de esferas com diversas distribuições de intensidade.....	119
6.12.2.2. Simulação de imagem de objeto em forma de cruz com diversas distribuições de intensidade.	122
6.13. DISCUSSÕES DOS RESULTADOS OBTIDOS.	124
CAPÍTULO 7. CONCLUSÕES	125
7.1. CONCLUSÕES PARCIAIS.....	125
7.2. CONCLUSÕES FINAIS.....	127
7.3. PROPOSTA DE TRABALHOS FUTUROS.....	128
CAPÍTULO 8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	129

Lista de Figuras

FIGURA 2.1. COMPONENTES ESSENCIAIS PARA VARREDURA EM TEMPO REAL NO MODO-B [SÂBEL_96].	7
FIGURA 2.2. PRINCIPAIS ELEMENTOS QUE COMPÕEM A SONOGRAFIA DOPPLER [CURRY_90].	11
FIGURA 2.3. REPRESENTAÇÃO DE UMA UNIDADE FLUOROSCÓPICA [CURRY_90]	22
FIGURA 2.4. A) FOTOGRAFIA CLÍNICA DO PACIENTE. B) FOTOGRAFIA INFRAVERMELHA COM RADIAÇÃO DE 0.74 A 0.9 μm MOSTRANDO VASOS SUBCUTÂNEOS SIMÉTRICOS [JONES_82].	26
FIGURA 3.1. COMPONENTES E PARÂMETROS TÉCNICOS DO SISTEMA DE IMAGEM MAMOGRÁFICO QUE INFLUENCIAM A DOSE ABSORVIDA E QUALIDADE DE IMAGEM [SÂBEL_96].	31
FIGURA 3.2. ESPECTRO DE RAIOS-X COM FILTRO E ÂNODO DE Mo COM 25 E 30 kVp [AICHINGER_94].	32
FIGURA 3.3. ESPECTROS DE RAIOS-X PRODUZIDOS COM FILTROS DE MOLIBDÊNIO (Mo) E RÓDIO (Rh) E COM ÂNODO DE TUNGSTÊNIO A 25 E 30 kVp, RESPECTIVAMENTE [AICHINGER_94].	33
FIGURA 3.4. O PRINCÍPIO DA CORREÇÃO AUTOMÁTICA [AICHINGER_94].	36
FIGURA 3.5. DENSIDADE ÓTICA EM FUNÇÃO DA ESPESSURA DO OBJETO USANDO CAE NA MAMOGRAFIA [SÂBEL_96].	37
FIGURA 3.6. TÉCNICAS DE PREVENÇÃO A ESPALHAMENTO: A) TÉCNICA DA GRADE; B) TÉCNICA DE FENDA [CURRY_90].	39
FIGURA 3.7. PRINCÍPIO DA MONTAGEM PARA MAMOGRAFIA POR LEITURA “SLIT” [SÂBEL_96].	40
FIGURA 3.8. SISTEMA PROPOSTO POR [MAIDMENT_96].	45
FIGURA 3.9. A) A IMAGEM DIGITAL USANDO FÓSFORO APRESENTA RESULTADO CONVENCIONAL. B) PODE-SE VISUALIZAR OS DADOS DIGITAIS DE DIFERENTES MANEIRAS ATRAVÉS DE TÉCNICAS DE FILTRAGEM [KOPANS_87].	46
FIGURA 4. 1. ESQUEMA SIMPLIFICADO DE UM TUBO [SCAFF_79].	49
FIGURA 4. 2. ESQUEMA DE UM TUBO DE RAIOS-X COM ANODO ROTATIVO [SCAFF_79].	50
FIGURA 4. 3. PROCESSO DE FORMAÇÃO DE IMAGENS COM PONTOS FOCALIS DE DIFERENTES TAMANHOS [CURRY_90].	51
FIGURA 4. 4. FORMA E TAMANHO EFETIVO DO PONTO FOCAL DIFERENTES NO CAMPO DE RADIAÇÃO [CURRY_90].	53
FIGURA 4. 5. CARACTERÍSTICA DE CAMPO DE UM EQUIPAMENTO MAMOGRÁFICO [KRATZAT_88].	54
FIGURA 4. 6. ILUSTRAÇÃO DA CARACTERÍSTICA DE CAMPO [MOORES_73].	54
FIGURA 4. 7. PLANO DO ALVO, PLANO OBJETO E PLANO IMAGEM [DOI_77].	55
FIGURA 4. 8. REPRESENTAÇÃO DO PONTO FOCAL UNIFORME RETANGULAR NO CENTRO DO CAMPO (A) E EM UMA POSIÇÃO ARBITRÁRIA NO CAMPO DE RADIAÇÃO (B) [DOI_77].	58

FIGURA 4. 9. IMAGENS DE PONTOS FOCALIS, MOSTRANDO DIFERENTES DISTRIBUIÇÕES DE INTENSIDADE [NICKOLOFF_90].....	59
FIGURA 4. 10. PONTO FOCAL COM INTENSIDADE APROXIMADAMENTE GAUSSIANA[NICKOLOFF_90].....	59
FIGURA 4. 11. VARIAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE INTENSIDADE AO LONGO DO CAMPO DE RADIAÇÃO [CURRY_90].	63
FIGURA 4. 12. ESQUEMA SIMPLIFICADO DA OCORRÊNCIA DO EFEITO "HEEL" [CURRY_90].....	64
FIGURA 5. 1. PLANOS QUE ENLOBAM O SISTEMA.....	68
FIGURA 5. 2. ESQUEMA DE COLIMAÇÃO PROPOSTO.	69
FIGURA 5. 3. DIAGRAMA DE BLOCOS DO PROGRAMA PRINCIPAL	72
FIGURA 5. 4. DIAGRAMA EM BLOCOS DO CÁLCULO DA REGIÃO COLIMADA.	75
FIGURA 5. 5. REPRESENTAÇÃO DO PONTO FOCAL PARA PONTO IMAGEM COM UM ÂNGULO DE INCLINAÇÃO γ EM RELAÇÃO AO EIXO CATODO ANODO PARA FONTE UNIFORME DE DIMENSÕES NA DIREÇÃO ANODO-CATODO(A) E NA DIREÇÃO PERPENDICULAR DA DIREÇÃO ANODO-CATODO(B). 76	
FIGURA 5. 6. MÉTODO DE CONVOLUÇÃO ENTRE OBJETO E FONTE UTILIZADO POR OLIVEIRA [OLIVEIRA_95].	80
FIGURA 5. 7. REPRESENTAÇÃO DA MATRIZ FONTE COM 256 POSIÇÕES.....	81
FIGURA 5. 8. DIAGRAMA EM BLOCOS DO CÁLCULO DA IMAGEM DOS OBJETOS.....	82
FIGURA 5. 9. IMAGEM DA DISTRIBUIÇÃO DE INTENSIDADE DO PONTO FOCAL. GAUSSIANA SIMPLES, GAUSSIANA DUPLA E, GAUSSIANA COM QUATRO PICOS.....	84
FIGURA 5. 10. REPRESENTAÇÃO DA MATRIZ AUXILIAR COM 256 NÍVEIS DE CINZA.....	86
FIGURA 5. 11. DISPOSITIVO CONSTRUÍDO PARA OBTEN IMAGENS RADIOGRÁFICAS COM FEIXES DE RAIOS-X COLIMADOS.....	87
FIGURA 5. 12. ILUSTRAÇÃO ESQUEMÁTICA DA PARTE MECÂNICA DO DISPOSITIVO.....	88
FIGURA 5. 13. FOTO DA MESA COM AS GUIAS DE ALUMÍNIO FIXAS NA BASE MENOR.....	89
FIGURA 5. 14. SUPORTE E CHAPA DE CHUMBO PARA PROTEÇÃO DO FILME CONTRA RAIOS-X.	89
FIGURA 5. 15. MATRIZ DE ESFERAS.....	91
FIGURA 5. 16. CONJUNTO SUPORTE E COLIMADOR.....	92
FIGURA 5. 17. COLIMADOR COM CHAPA DE CHUMBO DE 0,4MM.	93
FIGURA 6. 1 VARIAÇÃO DA FAIXA DE COLIMAÇÃO E DO TAMANHO DO PONTO FOCAL A PARA DESLOCAMENTO LATERAL.	98
FIGURA 6. 2 GRÁFICO DO INÍCIO E FIM DA FAIXA DE COLIMAÇÃO EM FUNÇÃO DO DESLOCAMENTO LATERAL DO COLIMADOR.....	98
FIGURA 6. 3 RESULTADO DA SIMULAÇÃO DO DESLOCAMENTO LATERAL DO COLIMADOR.	99
FIGURA 6. 4 GRÁFICO COM A VARIAÇÃO DA FAIXA DE COLIMAÇÃO E DO TAMANHO DO PONTO FOCAL B.	101
FIGURA 6. 5 GRÁFICO DO INÍCIO E FIM DA FAIXA DE COLIMAÇÃO EM FUNÇÃO DO DESLOCAMENTO LATERAL DO COLIMADOR.....	102
FIGURA 6. 6 RESULTADO DA SIMULAÇÃO DO DESLOCAMENTO DO COLIMADOR NA DIREÇÃO LONGITUDINAL (PERPENDICULAR AO EIXO CATODO-ANODO).	103

FIGURA 6. 7 RESULTADO DA SIMULAÇÃO DO DESLOCAMENTO LATERAL DO COLIMADOR COM SIMULAÇÃO DE ESFERAS.	105
FIGURA 6. 8 RESULTADO DA SIMULAÇÃO DO DESLOCAMENTO LONGITUDINAL DO COLIMADOR COM SIMULAÇÃO DE ESFERAS.	105
FIGURA 6.9. IMAGEM COM DESLOCAMENTO LATERAL SIMULADA (A) E REAL (B) COM DESLOCAMENTO DO COLIMADOR DE 1MM APÓS CADA DISPARO DO TUBO.....	107
FIGURA 6.10. IMAGEM COM DESLOCAMENTO LONGITUDINAL SIMULADA (A) E REAL (B) COM DESLOCAMENTO DO COLIMADOR DE 1,2MM APÓS CADA DISPARO DO TUBO.	108
FIGURA 6. 11 IMAGEM DA MATRIZ DE ESFERAS COM FEIXES DE RAIOS-X DO APARELHO CGR- SENOGRAPHE : A)SEM COLIMADOR. B)COM COLIMADOR COM DESLOCAMENTO LATERAL DE 1MM APÓS CADA EXPOSIÇÃO.....	110
FIGURA 6.12 IMAGEM DAS ESFERAS AMPLIADAS DA EXPOSIÇÃO A)SEM COLIMADOR. B)COM DESLOCANDO LATERAL DO COLIMADOR DE 1MM.	110
FIGURA 6. 13 IMAGEM DA MATRIZ DE ESFERAS COM FEIXES DE RAIOS-X: A)SEM COLIMADOR. B) COM COLIMADOR DESLOCANDO LONGITUDINALMENTE 1MM APÓS CADA DISPARO DO APARELHO. ...	111
FIGURA 6.14 IMAGEM DAS ESFERAS AMPLIADAS DA EXPOSIÇÃO A) SEM COLIMADOR B) COM COLIMADOR DESLOCANDO 1MM APÓS CADA DISPARO.	112
FIGURA 6. 15. RADIOGRAFIAS OBTIDAS DA IMAGEM DA MATRIZ DE ESFERAS COM FEIXES DE RAIOS-X: A)SEM COLIMADOR. B)COLIMADOS COM DESLOCAMENTO SUCESSIVOS DA MATRIZ-OBJETO DE 3MM E DO FILME DE 3MM.	113
FIGURA 6.16. IMAGEM DAS ESFERAS AMPLIADAS DA EXPOSIÇÃO A) SEM COLIMADOR B) COM COLIMADOR FIXO E COM DESLOCAMENTO SUCESSIVOS DA MATRIZ-OBJETO DE 3MM E DO FILME DE 3MM APÓS CADA DISPARO.	113
FIGURA 6. 17 RADIOGRAFIA PRÁTICA(A) E SIMULADA(B) DA MATRIZ DE ESFERAS COM DCC=3MM E DFC=75MM.	115
FIGURA 6. 18. GRÁFICO DE NÍVEL DE CINZA PELO NÚMERO DE PIXELS DA IMAGEM DO MAMÓGRAFO E A SIMULADA POR COMPUTADOR, COM DCC=3MM E DFC=75MM.	116
FIGURA 6. 19. IMAGEM DA DISTRIBUIÇÃO DE INTENSIDADE DO PONTO FOCAL DO MAMÓGRAFO DE SÃO CARLOS.	117
FIGURA 6. 20 VARIAÇÃO DA FAIXA DE COLIMAÇÃO PARA AS DIVERSAS DISTRIBUIÇÕES DE INTENSIDADE DO PONTO FOCAL NA DIREÇÃO CATODO-ANODO. A) PARA DISTRIBUIÇÃO UNIFORME; B) PARA DISTRIBUIÇÃO GAUSSIANA SIMPLES; C) PARA GAUSSIANA DUPLA E; D) PARA O PONTO FOCAL DIGITALIZADO.....	118
FIGURA 6. 21 VARIAÇÃO DOS NÍVEIS DE CINZA NA FAIXA DE COLIMAÇÃO PARA AS DIVERSAS DISTRIBUIÇÕES DE INTENSIDADE DO PONTO FOCAL NA DIREÇÃO CATODO-ANODO.	118
FIGURA 6. 22 IMAGEM DA ESFERA NO CENTRO DO CAMPO PARA AS VÁRIAS DISTRIBUIÇÕES DE INTENSIDADE.	120

FIGURA 6. 23 IMAGEM DA ESFERA NO CENTRO DO CAMPO PARA PARA AS VÁRIAS DISTRIBUIÇÕES DE INTENSIDADE UNIFORME COM PONTO FOCAL DE $A=0,4\text{MM}$ E $B=0,9\text{MM}$ COLIMADO NAS POSIÇÕES $X=-2\text{MM}$, $Y=-4\text{MM}$ E, $(X,Y)=(-2\text{MM}, -4\text{MM})$	121
FIGURA 6. 24 IMAGEM DA CRUZ NO CENTRO DO CAMPO PARA DISTRIBUIÇÃO DE INTENSIDADE IDEAL.	122
FIGURA 6. 25 IMAGEM DA CRUZ NO CENTRO DO CAMPO PARA PARA AS VÁRIAS DISTRIBUIÇÕES DE INTENSIDADE UNIFORME COM PONTO FOCAL DE $A=0,4\text{MM}$ E $B=0,9\text{MM}$ COLIMADO NAS POSIÇÕES $X=-2\text{MM}$, $Y=-5\text{MM}$ E, $(X,Y)=(-2\text{MM}, -5\text{MM})$	123

Lista de Tabelas

TABELA 3.1: CRITÉRIO DE QUALIDADE PARA MAMOGRAFIA POR RAIOS-X (RESCRITO DE CEC 1990 POR [SÄBEL_96])	29
TABELA 3.2: MATERIAIS DO ÂNODO E FILTROS PARA MAMOGRAFIA[AICHINGER_94].....	31
TABELA 3.3. UMA COMPARAÇÃO DE PERFORMANCE ENTRE OS DETECTORES DE PONTO, SLIT, SLOT E DE ÁREA[MAIDMENT_96].....	44
TABELA 5.1. PARÂMETROS DO APARELHO DE RAIOS-X, DA MATRIZ OBJETO E DO COLIMADOR-MÁSCARA.	73
TABELA 5.2. DADOS NOMINAIS DO APARELHO SENOGAPHE CGR. DE SÃO CARLOS	94

Resumo

Neste trabalho estamos propondo diminuir o tamanho do ponto focal usando um colimador externo ao aparelho, no lado do catodo, mascarando assim, parte do ponto focal. Esta localização permite utilizar a região onde há maior intensidade de radiação por efeito “heel”. Este método tem também a vantagem de diminuir o efeito Compton.

As localizações do colimador foram encontradas por simulação computacional de acordo com o seguinte compromisso: maior faixa do filme com ponto focal reduzido sem comprometer a intensidade do feixe de radiação. A simulação computacional foi programada em linguagem pascal (Delphi) considerando que o ponto focal possui forma e distribuição de intensidade variadas.

Os parâmetros para a simulação foram utilizados para a realização de um dispositivo experimental. As imagens obtidas com este dispositivo foram comparadas às imagens simuladas afim de comprovar a validade do modelo.

Abstract

Throughout this work we intend to decrease the focal spot size putting an external collimator on the side of the cathode beneath the mammography device, this concealing part of the focal spot. This setting permits the use of the area where there is more radiation intensity by " heel " effect. This method has the advantage of decreasing the Compton effect too.

The setting of the collimator were determined by computer simulation in the accordance in the following commitment: a larger band of the film and reduced focal spot size. These settings were determined without committing the radiation beam intensity. The computer simulation was programmed using pascal (Delphi) taking in a count that the focal spot has varied intensity distribution and geometry.

The parameters applied for the simulation were used for the accomplishment of an experimental device. The images obtained with this device were compared to the simulate images so as to prove the validity of the model.

CAPÍTULO 1. INTRODUÇÃO

1.1 – Motivação e Objetivo do Trabalho

Se é bem conhecido que o tamanho do ponto focal é o maior responsável pela falta de nitidez das imagens radiográficas de pequenos objetos é menos evidente que o tamanho deste ponto focal varie ao longo do campo de radiação devido a característica de campo. No caso dos mamógrafos a situação é agravada pelo fato de se utilizar, para posicionar a mama, o lado onde o ponto focal é maior.

A escolha desta posição é determinada pela espessura da mama maior do lado do tórax (mesmo com a mama comprimida) que requer uma exposição maior nesta extremidade. A paciente é posicionada do lado do catodo ,pois ali a intensidade do feixe de raios-X é maior devido ao efeito “heel”. Esta opção para casar o aumento da intensidade de raios-X com o aumento da espessura da mama tem, como contrapartida, a localização na região onde o ponto focal é maior e portanto onde a detecção de estruturas pequenas como microcalcificações é a menos favorecida.

Por outro lado, como a detecção das microcalcificações associadas aos tumores vem nos últimos anos se mostrando cada vez mais importante para o diagnóstico precoce do câncer de mama [Rangayyan_97], os fabricantes lançaram no mercado tubos para mamografia com pontos focais da ordem de 0.3mm.

Entretanto o que se verifica na prática é que estes microfocos nem sempre são utilizados . Sendo que muitos usuários escolhem a opção “foco

grosso” para não danificar o tubo. Isto se deve ao fato que a redução do tamanho do ponto focal é obtida pela redução da área de impacto do feixe de elétrons no ânodo, causando, numa área reduzida, a dissipação da energia térmica resultante da transformação da energia cinética dos elétrons em fótons de raios-X. Quando se lembrar que 90% da energia do feixe de elétrons é transformada em calor se entende o temor dos usuários pela durabilidade dos tubos.

A redução do tamanho do ponto focal, por procedimentos externos ao tubo de raios-X que, portanto, não diminuiria a área de impacto do feixe de elétrons sobre o ânodo, seria certamente aprovada pelos usuários.

Nossa proposta é, portanto, de reduzir o tamanho do ponto focal para melhorar, na aquisição das imagens, a nitidez das microcalcificações com um dispositivo acoplado a um mamógrafo.

Para diminuir o ponto focal usaremos um colimador externo ao aparelho, na região do catodo. Assim, além de usar a região onde há maior intensidade de radiação por efeito “heel”, estaremos mascarando parte do ponto focal. E o objeto estará irradiado por um ponto focal artificialmente menor do que ele é realmente.

Portanto, o estudo de quanto um colimador pode melhorar a nitidez das imagens sem atenuar demais a intensidade da radiação, será feito por simulação do tamanho de ponto focal, da intensidade incidente no filme, e do efeito máscara do colimador. Na simulação serão usados a característica de campo, o efeito “heel”, e as propriedades geométricas dos sistemas de raios-X.

A validade de simulação será comprovada com ensaios realizados nos laboratórios utilizando sistemas mamográficos.

1.2 – Organização do trabalho

Dividimos a organização deste trabalho basicamente em duas partes principais. Na primeira, apresentamos técnicas atuais para visualização do câncer da mama. Pudemos neste estudo confirmar que a mamografia por raios-X é o método mais sensível e específico de visualização “in vivo” de microcalcificações da atualidade, porém ainda apresenta problemas para visualiza-los com nitidez. Verificamos também nesta parte a grande importância do ponto focal no processo de obtenção de imagens de estruturas muito pequenas. Na segunda parte, apresentamos a nossa proposta e descrevemos a sua implementação, os resultados obtidos e a sua análise. A dissertação foi dividida nos seguintes capítulos:

- **Capítulo 2:** Apresenta as técnicas mais eficazes e atuais utilizadas na detecção do câncer de mama.
- **Capítulo 3:** Discute os parâmetros mais importantes relativos a mamografia por raios-X. É dada uma certa importância a técnica de mamografia digital por varredura de fenda por esta servir de base ao método de colimação que estamos propondo.
- **Capítulo 4:** Apresenta os principais parâmetros dos equipamentos radiográficos, de forma a permitir uma otimização da sua utilização, propiciando a obtenção das melhores imagens e o melhor diagnóstico possível. Utilizaremos essa base teórica para discutir o processo de colimação proposto.
- **Capítulo 5:** Apresenta os métodos utilizados para realizar a proposta do mestrado.
- **Capítulo 6:** Mostra e discute os resultados obtidos.
- **Capítulo 7:** Traz as discussões parciais e finais, assim como a proposta de trabalhos futuros.

CAPÍTULO 2. LEVANTAMENTO DAS TÉCNICAS MAIS RECENTES NA FORMAÇÃO DE IMAGEM DA MAMA

2.1. Introdução

Um tumor pode ser analisado de duas maneiras: em detalhes após a biópsia ou por visualização “in vivo” antes da biópsia através de técnicas de formação de imagens. Na visualização “in vivo” existem vários problemas como quando a doença ocorre em uma mama glandular densa que mascara os detalhes e dificulta o toque clínico. Muitos fibroadenomas, grandes cistos, e câncer podem ser localizados e identificados com razoável grau de certeza por uma ou outra das técnicas que serão descritas posteriormente, porém os tumores malignos pequenos ainda são difíceis de diferenciar.

Na formação de imagens da mama, o diagnóstico do câncer melhora juntamente com a melhoria dos sistemas de formação de imagens, isto é, estes devem apresentar alta especificidade e sensibilidade, com o mínimo de energia, dinheiro ou tempo gastos, segundo Jones [Jones 82].

São definidos basicamente dois tipos de exames com os sistemas de formação existentes: tipo1 - exames relativamente fáceis de realizar, servindo como auxílio clínico; e tipo2 - exames que requerem equipamentos mais elaborados, envolvendo pesquisas complexas para obter imagens do tumor no início do estágio.

A visualização infravermelha, transluminação, termografia e ultra-som em tempo real podem ser enquadrados na primeira categoria, podendo ser utilizados na prática clínica em conjunto com o exame físico.

Já a mamografia por raio-X, ultra-sonografia por varredura em modo-B, ressonância magnética e angiografia por subtração digital (DSA) são mais complexas e bem mais informativas (do tipo2), direcionadas especialmente para pacientes que não apresentam sintomas ou que a doença não é localizada através do exame de toque.

Atualmente, a mamografia por raios-X é o método mais sensível e específico de visualização “in vivo”. Ela é, por enquanto, o único método apropriado para visualizar calcificações pequenas, mas outras técnicas como medida por Doppler, termografia, e transluminação proporcionam informações úteis sobre o tecido e os vasos sangüíneos que rodeiam o nódulo.

As técnicas de formação de imagens da mama de maior importância clínica da atualidade, com exceção da angiografia digital de subtração, foram discutidos em [Jones_82], e estão reunidas neste capítulo.

A mamografia convencional era considerada até 1976 a única técnica de formação de imagens com capacidade em detectar o câncer de mama. Entretanto, no meio da década de 70 foram levantadas restrições quanto ao uso dos raios-X devido ao potencial carcinogênético da radiação. Essa visão adversa fez com que os mamógrafos fossem utilizados com mais cautela e impulsionou o desenvolvimento de técnicas como a ultra-sonografia e a transluminação que não envolvem o uso de radiação ionizante. Simultaneamente, as combinações tela-filme e a xerorradiografia foram desenvolvidos no intuito de diminuir a radiação no paciente. Assim como a mamografia digital, que além de requerer doses menores de radiação fornece informações adicionais para o processamento. Já, a formação de imagens por ressonância magnética esta sendo, ainda, avaliada para análises da mama.

Para aceitação de uma nova técnica, deve-se questionar sobre seu aspecto mecânico e sua capacidade em mostrar detalhes de estruturas minúsculas como a lesão da mama [Kopans_87]. A complexibilidade e custo do sistema mecânico pode ser justificado pelos benefícios que ele poderá trazer. As estruturas encontradas podem ser tanto benignas como malignas, e

na maioria das vezes a região onde as lesões se encontram é densa, tornando o uso de certas técnicas de suma importância. Obviamente, a detecção deve preceder o diagnóstico. Mas o que é menos evidente é a forma de processo com o qual algumas técnicas realizam ambas as funções. Por exemplo, a mamografia pode detectar muitas vezes o tumor no início de sua formação, mas frequentemente não consegue diferenciar as lesões. A ultra-sonografia é utilizada para diferenciar cistos benignos de lesões sólidas na mama, mas não é uma técnica viável para detectar o câncer de mama.

2.2. Ultra-sonografia

Como consequência da busca de uma nova técnica de formação de imagem do câncer de mama surgiram sistemas sonográficos que, ainda hoje, continuam melhorando suas performances para gerar novos tipos de imagens (tomografia e formação de imagem paramétrica). Os fundamentos físicos da ultra-sonografia são dados por Curry et al. em [Curry_90], são baseados na emissão e recepção de ondas, com frequência entre 5 a 10 Mhz. Após a emissão, a onda é refletida ao atingir um objeto ou qualquer obstáculo físico com características de reflexão, e é recebida com o ângulo e tempo diferentes aos da emissão. O método Doppler e da varredura modo-B são uma variação da aplicação do ultra-som. As aplicações do método Doppler e da varredura modo-B para formação de imagem da mama foram apresentadas por [Jones_82], e são descritas a seguir junto com alguns dispositivos experimentais.

2.2.1. Varredura em modo-B

A ultra-sonografia surgiu inicialmente com base unidimensional estática (modo-A), evoluindo lentamente para o modo TM (modo-A adicionado de um componente de movimento), em seguida conseguindo grande impulso com o aparecimento da imagem bi-dimensional (modo-B) que usa a amplitude de vários pulsos de eco em forma de leque sobre o objeto, podendo visualiza-lo posteriormente na tela de vídeo. Na figura 2.1 são mostrados os componentes necessários para varredura em tempo real no modo-B: O transdutor funciona como emissor e receptor ao mesmo tempo, com o tempo de emissão e recepção controlados por um gerador de pulsos. O sinal de eco recebido é amplificado e processado para ser visualizado no monitor de vídeo.

Figura 2.1. Componentes essenciais para varredura em tempo real no modo-B [Säbel_96].

Até o presente momento, a varredura em modo-B é a técnica mais empregada na geração de imagens estáticas na ultra-sonografia. Devido ao seu baixo custo e a falta de evidência de potencial carcinogenético, ela se tornou um método auxiliar no diagnóstico de suspeita de tumor, porém, ainda não consegue distinguir tumor maligno de benigno, e suas aplicações são descritas por Jackson et al. em [Jackson_93] e outros pesquisadores. As melhores utilizações da varredura no modo-B da mama são dados em [Jackson_90] e são:

- (a) diferenciação entre cistos e nódulos sólidos ;
- (b) visualização da nódulos palpáveis não visíveis radiologicamente na mama densa;
- (c) visualização em paciente jovem com nódulos palpáveis;
- (d) exame da mama infectada por algum abcesso;
- (e) exame de nódulos que não podem ser totalmente examinados em mamografia devido à sua localização;
- (f) exame do estado do nódulo linfático e;
- (g) guia para procedimento de intervenção .

O modo-B não é apropriado para:

- (a) diferenciação entre lesões benignas e malignas ,
- (b) formação de imagem da tela de mama densa,
- (c) exame de densidade assimétrica vista durante a mamografia e,
- (d) exame de rotina da mama após aumento, mamoplastia ou recessão de segmento e radioterapia.

Segundo Bassett et al. em [Bassett_87], no ultra-som em modo-B não são detectáveis nódulos sólidos menores de 1 cm, devido a intensidade de eco ser similar, nestes casos, aos dos tecidos próximos. Entretanto, cistos menores que 2 mm podem ser detectados devido ao conteúdo não ser ecoável, provocando alto contraste.

No início da década de 80, havia certas preferências para sistemas de varredura sonográficos automáticos especializados, que surgiram como potencial dispositivo de formação de imagem do câncer de mama. Exemplos típicos são o Octoson, o Life-Instruments Scanner e o Sonic-Mamographic Viewer [Jones_82]. Mas durante os anos seguintes, foi demonstrado que essas unidades não permitem a formação da imagem em tempo real como as de sistemas de varredura manual segundo Bassett et al. em [Bassett_87]).

No momento, estas unidades manuais (“hand-held”) são as mais usadas. Comparados aos sistemas de varredura dedicados elas são de mais baixo custo, menores, portáteis, rápidas e adaptáveis como guia sonográfico para biópsias rápidas e pré-biópsias localizadas, segundo Parker et al. em [Parker_93].

Como já foi visto o ultra-som trabalha a uma frequência entre 5 e 10 MHz, e dependendo da pele e do tecido subcutâneo, de setor curvado ou não, utilizam-se bolsas cheias de água ou almofadas de compensação para suprir o espaço entre o campo e a mama. Esses espaços também podem ser compensados com o uso de transdutores anelares de plástico pesado. Os sistemas de varredura sonográficos automáticos com imersão de água anulam esses problemas permitindo o ajuste de água pelos vãos automaticamente.

Os desenvolvimentos recentes de sistema de varredura no modo-B buscam principalmente a melhoria do contraste e de resolução, e a redução do ruído e picos do sinal [Bassett_91].

A seguir, os principais progressos que foram alcançados em relação à qualidade de imagem nos últimos anos [Säbel_96]:

- (a) recepção em foco dinâmico e introdução a recepção multitransmitida pelo próprio transdutor,
- (b) aumento da faixa de frequência de trabalho e da eficiência do transdutor tornando-se compatível a vários outros aparelhos,
- (c) frequência de ultra-som alto acima de 10 MHz ,
- (d) amplificação de acordo com a escala de mapeamento,

- (e) controle do tempo, mostrando a atenuação do tecido da mama,
- (f) redução do pico do sinal através de filtro, da decomposição espacial e do método da aproximação e,
- (g) aumento do uso do método digital para processamento de sinal.

[Curry_90] aponta as dificuldades de resolução do sistema de formação de imagem ultra-sônico para tecidos orgânicos, devido aos muitos efeitos que a limitam. Os parâmetros que influenciam o desempenho do aparelho são:

- tipo de transdutor - que possui características próprias de abertura, foco, frequência e tamanho de banda;
- a propriedade acústica do tecido (atenuação da frequência dependente, espalhamento, velocidade do som);
- processamento de sinal e;
- a exposição.

Valores típicos para a resolução de um sistema de varredura eletrônico medido na água a 7.5MHz são de 0.25mm na direção axial, 0.7mm lateralmente e, 2mm transversalmente [Säbel_96].

2.2.2. Sonografia Doppler

No ultra-som por Doppler, recebem-se ecos com efeitos diferentes de um pulso original quando refletido por um objeto em movimento(figura 2.2). Isto pode ser usado para formar imagens de substâncias em movimento, como o sangue, mostrando a sua velocidade de fluxo.

As regiões com tumores malignos grandes (de alguns milímetros) tendem a ter mais vascularidade por causa das ramificações dos vasos que as regiões com tumores benignos [Jones_82]. A visualização da vascularidade

pode ser feita a partir da aplicação da sonografia Doppler, diafanografia, ressonância magnética(RM), tomografia computadorizada(TC) ou da angiografia de subtração digital(ASD), que serão vistas nas seções 2.2, 2.3.1, 2.3.2 e 2.3.4 .

Figura 2.2. Principais elementos que compõem a sonografia Doppler [Curry_90].

Uma introdução ao método Doppler para a formação de imagem é dado por [Curry_90]. O seu funcionamento é semelhante ao modo-B, com a diferença que no Doppler consegue-se mostrar o objeto em movimento através da equação:

$$\Delta v = \frac{2vS}{V} \cos \theta \quad (2.1)$$

onde:

Δv =variação da frequência

v =frequência inicial

S =velocidade do objeto

V =velocidade do som (1540m/s)

θ =ângulo entre o feixe do som e a direção do objeto

No momento, dispositivos sonográficos Doppler não possuem grande significado no gerenciamento clínico de lesão da mama. Por enquanto, o Doppler colorido é usado para mostrar nódulos sólidos benignos, mas não para

distinguir lesões benignos e malignos, segundo Cosgrove et al. em [Cosgrove_90] e Jackson et al. em [Jackson_93].

Frequentemente os sinais recebidos por Doppler são coloridos por um sistema de varredura dupla, onde o grau da escala de tempo real do modo-B na imagem cross-seccional (figura 2.2) é combinado bidimensionalmente por um código colorido Doppler com informação do fluxo de sangue. Esse módulo serve, também, para mapeamento do fluxo colorido: a direção do fluxo de sangue é codificado pelo tipo de cor (mais vermelho e azul) e a magnitude da velocidade da célula sanguínea por preto e branco (o brilho corresponde a velocidade).

O sinal Doppler necessita de vários milhões de operações aritméticas por segundo, que não seriam possíveis sem a ajuda do computador .

2.2.3. Outros métodos de aplicação do ultra-som

A revisão detalhada da tomografia computadorizada por ultra-som é dada por [Curry_90]. A principal desvantagem desse método é o tempo necessário para recolher as informações da projeção e reconstruir a imagem. A técnica proposta pela reflexão e transmissão no modo Tomografia Computadorizada Ultrasonora (TCU) tem recebido a maior atenção de Jago & Whittingham em [Jago_91]. No modo de reflexão TCU o transdutor é usado para transmitir pulsos e receber o reflexo ou espalhamento do eco. Comparado ao modo-B o contraste e a resolução foram aumentados, mas apesar disto uma triagem clínica de 100 pacientes, não mostrou nenhuma vantagem em comparação a alta resolução em tempo real da sonografia bidimensional. No modo de transmissão TCU são necessários dois transdutores, um para transmitir o pulso de ultra-som e o outro no lado oposto da mama para receber o sinal. As amplitudes de pulsos transmitidos na imagem com a distribuição

do coeficiente de atenuação do ultra-som podem ser reconstruídas. A outra possibilidade é a medida do tempo dos pulsos no trajeto entre o transmissor e o receptor e a reconstrução da imagem em função da distribuição da velocidade do som e da medida do tempo de flutuação. A atenuação do ultra-som durante o caminho e a refração do feixe por obstáculos foram considerados para melhorar a resolução em tempo real na reflexão TCU segundo Schreiman et al. em [Schreiman_84].

Outro sistema de formação de imagem por transmissão de ultra-som tomográfico, é o da câmera de ultra-som. Esse sistema usa lentes de ultra-som para selecionar focos sobre o plano objeto do sistema receptor de varredura. Desta maneira, imagens bidimensionais de diferentes profundidades do tecido podem ser visualizadas em tempo real. Embora esse sistema apresente resolução e atenuação mais atrativas, o resultado do diagnóstico na triagem clínica não foi convincente segundo [Säbel_96].

Para melhorar o diagnóstico da mama e portanto, diminuir o número de biópsias desnecessárias, foram realizadas análises com auxílio de computador para formar a imagem em modo-B. Esse método inclui o processamento digital de imagem e, aspectos de aquisição e classificação de acordo com as características de cada tecido. Os resultados mostram que a especificidade da ultra-sonografia pode melhorar o diagnóstico dessa maneira.

Recentemente, Richter em [Richter_95] apresentou um novo método de detecção e avaliação da lesão da mama usando e informações sobre a velocidade e atenuação do som. Uma chapa de aço inoxidável é usado como estrutura de apoio da mama, que é comprimida por uma chapa de “polimetilmetacrylate” [Säbel_96]. O exame é feito com movimentos do transdutor a 5MHz em passos paralelos sobre a chapa composta de “polimetilmetacrylate”. As mudanças de velocidade e a atenuação causado por algumas lesões ficam visíveis a partir das mudanças da reflexibilidade. A vantagem desse método está no fato de que toda a informação esta contida em uma simples imagem.

2.3. Formação de imagem por ressonância magnética

2.3.1. Introdução Teórica

A formação de imagem por ressonância magnética (RM) utiliza a interação entre o magnetismo do núcleo atômico e da onda de rádio, para retratar a estrutura dos tecidos orgânicos, principalmente aqueles que possuem hidrogênio na sua estrutura[Curry_90].

O RM baseia-se na detecção do sinal de retorno de um deslocamento do vetor equilíbrio magnético a partir do pulso de rádio frequência (RF) de 90° ou 180° em um campo magnético uniforme. A volta do momento angular(M) ao longo do campo magnético(H) após um pulso de 90° é composta de duas partes:

- T1 que é a constante de tempo da componente ao longo de H, e é chamado de tempo de relaxação spin-lattice. T1 é determinada pela velocidade com que os núcleos transferem energia para as suas vizinhanças e retornam ao estado de menor energia.
- T2 que é a constante de tempo da componente transversal, e é chamada de tempo de relaxação spin-spin. T2 é determinada pela velocidade com que os núcleos transferem energia entre si para produzir distribuição randômica de núcleos precessando sobre H.

A imagem da RM utiliza pulsos sequenciais “echo” e transforma-os em função bidimensional. O gradiente do campo magnético é lido a partir da seleção da fatia, da codificação da fase e da codificação da frequência.

O contraste da imagem depende da densidade do próton (spin) e do tempo T1 e T2 gastos no processo de aquisição do tempo de repetição TR e do tempo de formação do echo TE. Estas são as variáveis da sequência de pulsos echo que interferem no contraste da imagem.

O tempo de aquisição da imagem está relacionado com o TR, o tamanho da matriz de imagem e o número de imagens superpostas.

Assim como para os outros métodos de obtenção de imagem a qualidade da imagem em RM é limitada pela formação de ruído, que pode ser combatido através do controle do tamanho do voxel (quanto maior, menor o ruído), do número de imagens sobrepostas (quanto maior, menor o ruído), do pulso TR (quanto mais longo, menor o ruído), do pulso TE (quanto mais curto, menor o ruído) e da superfície das bobinas que deve ser adequada ao objeto de interesse.

O uso de T2 é recomendado para obtenção de imagens de tumores. E as imagens com predominância de T1 são mais utilizadas para a visualização de estruturas anatômicas.

Fazendo uma comparação com o sistema radiográfico, a intensidade dos raios-X que atravessem o material exposto varia de acordo com a densidade deste, e na RM o sinal obtido varia de acordo com o tempo de relaxação. Em outras palavras, os sistemas radiográficos são ótimos para materiais estáticos e o RM é melhor na visualização de objetos em movimento.

Entretanto, custo e tempo são elevados para obtenção de imagens em RM. Com relação ao tempo existem estudos para a melhoria do processo. Já em relação ao custo, ele só será diminuído com uma produção em série.

2.3.2. Visualização da Mama por Ressonância Magnética

Muitos radiologistas consideram o RM como um método promissor que pode retratar câncer não detectáveis na mamografia por raios-X, mas existem cientistas céticos quanto ao uso do mesmo [Kopans_87].

Na sequência, é apresentado um breve estudo do RM para a detecção de câncer de mama.

Na década de 80, foram feitos alguns estudos sobre bobinas de formação de imagem de corpo inteiro, mas o sucesso foi limitado devido a relação sinal ruído, que depende do tamanho da bobina segundo Sauter et al. em [Sauter_86]. Portanto, a bobina de superfície dedicada logo viria a ser desenvolvido para a visualização de detalhes estruturais de lesões pequenas como citado por Dash et al. em [Dash_86]. Desde então, foram feitos vários projetos de formato da bobina, a maioria funcionando como transmissora e receptora. A bobina para uma única mama foi a mais usada durante alguns anos, mas de 1985 a 1987 foram propostas bobinas de superfície para ambas as mamas por Wolfman et al. em [Wolfman_85] e por McOwan & Redpath em [McOwan_87]. A visualização da mama com bobinas bilaterais permitiu uma comparação direta entre ambas as mamas (da direita e da esquerda), diminuindo o tempo no exame.

Até o ano de 1986 foi usado o supercondutor magnético criogenia com densidade de fluxo magnético de 0.3 a 0.5 T, e após 1986, foram implementados sistemas de 1.0 a 1.5 T.

Em imagens obtidas com predominância de T1, segundo [Säbel_96], as diferentes anatomias da mama normal são claramente visualizadas: o tecido gorduroso apresenta sinal alto e o tecido da mama mostra uma intensidade de sinal baixa. Já nas imagens com sequência T2, segundo [Dash_86], a intensidade do sinal depende significativamente do conteúdo aquoso do tecido,

portanto, cistos são mais aparentes que gordura. Portanto, como pode ser visto na figura 2.3, os cistos apresentam baixo sinal em T1 e em T2 apresentam alto sinal. Foram feitas várias tentativas de caracterização do tecido da mama em função do tempo de relaxação T1 e T2, mas infelizmente sem grandes resultados.

Figura 2.3. Imagem RM: A) Os cistos apresentam baixo sinal em T1 e; B) Já em T2 apresenta alto sinal[Kopans_87].

Em resumo, o RM para a mama apresenta ainda pouco potencial em função do que se esperava, principalmente devido aos sinais característicos de carcinomas e lesões benignas serem muito próximos. Na figura 2.4 verificamos que a imagem obtida em RM sugere a existência de câncer, mas é um grupo de cistos.

Figura 2.4. Aparentemente a imagem obtida em RM sugere a existência de câncer, mas é um grupo de cistos [Kopans_87].

Em 1986 o RM para a mama ganhou impulso com imagens obtidas com a ajuda de um contraste paramagnético do agente gadolínio (Gd-DTPA). O Gd-DTPA reduz o tempo de relaxação T1 aumentando a intensidade do sinal segundo Weinman et al. em [Weinman_84]. As sequências convencionais foram logo substituídas pelas sequências rápidas de gradiente de eco, obtendo melhor contraste com imagens de uma ou várias seções (com aproximadamente 5mm de espessura cada uma) em menos de 1 minuto.

Tipicamente, as imagens da região suspeita foram obtidas após a administração do agente contrastante entre 60 segundos até 10 minutos. As imagens com pouco tempo de administração do agente contrastante, isto é, o tempo entre o momento da introdução do agente contrastante no interior do paciente até o momento da visualização da região de interesse, mostraram quase todas as lesões benignas e apenas alguns carcinomas, comprovando a eficiência na localização de lesões benignas segundo Heywang em [Heywang_93].

A princípio a sequência bidimensional (2D) foi muito usada em estudos dinâmicos. A desvantagem da sequência 2D consiste na existência de faixas intermediárias de mais de 3mm entre imagens consecutivas, o que impossibilita a visualização de lesões pequenas. Hoje, é usado amplamente a sequência rápida de formação de imagem 3D na tela, como por exemplo por Harms et al. em [Harms_93]. Essa técnica permite a aquisição de imagens sem perdas com espessura da fatia da mama de aproximadamente de 1 a 2 mm. A aquisição 3D também permite a reconstrução multiplanar do volume para produzir o equivalente as projeções mamográficas médio lateral e crânio caudal. O tempo da sequência rápida de eco (GE) em 3D é muito rápido com tempo de aquisição de 1 minuto para cada mama avaliada. O pouco tempo medida na formação da imagem com material contrastante, pode ser suprido a partir de técnicas computacionais modernas de alta resolução, que podem focalizar lesões com contorno irregular, detectados algumas vezes pelo RM.

A maior deficiência do contraste Gd-DTPA é que o tumor possui frequentemente a mesma intensidade da gordura nas imagens em T1. E como a mama possui uma considerável porcentagem de tecido gorduroso, seria necessário um contrastador mais eficiente para poder distinguir na imagem tumor e gordura.

Como alternativa para supressão da gordura surgiu a técnica de subtração. Se uma imagem sem contraste é subtraída de uma com contraste, o sinal da gordura desaparece e somente a área de intensidade aumentada pelo contrastador aparecerá na imagem subtraída [Gilles_93]. Essa técnica possui a vantagem de poder ser usada em conjunto com outras [Heywang_93].

A principal indicação atual do RM da mama é para :

- a) diferenciação entre lesão “versus” borramento com ou sem injeção de material contrastador ,
- b) detecção de malignidade devida ao implante de silicone,
- c) visualização em mamas com tecido denso, geralmente em mulheres jovens,
- d) visualização da localização do nódulo para biópsia de um conhecido carcinoma ,
- e) detecção do efeito do implante do silicone e ,
- f) monitoração e resposta para quimioterapia.

2.4. Outros métodos de formação de imagem

Vários outros métodos de formação de imagem foram pesquisados e propostos para a avaliação de uma mama doente. Eles são constituídos essencialmente pela tomografia computadorizada de raios-X, angiografia de subtração digital (ASD), medicina nuclear, mamografia por ion, formação de imagem por impedância do tecido, termografia e diafanografia (ou transluminação). Com exceção da ASD, esses métodos são apresentados por [Jones_82]. Até o momento eles são de pouca importância no diagnóstico do câncer de mama.

Até hoje, a mamografia por ion, por impedância do tecido e por termografia não apresentaram quase nenhuma vantagem clínica no diagnóstico da doença da mama. Somente a termografia, principalmente na faixa do infravermelho, tem sido pesquisada mais profundamente para diagnosticar o câncer de mama em estágio avançado. Mas ele ainda é ineficiente para indicar lesões não palpáveis segundo Kopans em [Kopans_84].

Já na tomografia por raios-X, na medicina nuclear e na diafanografia foram obtidos alguns progressos. E a ASD surge como um novo sistema de formação de imagem da mama. Esses métodos são explicados resumidamente a seguir.

2.4.1. Tomografia computadorizada de raios-X

Recentes experiências com um protótipo de unidade tomográfica computadorizada (TC) dedicada para varredura da mama foram reportadas por [Jones_82]. O princípio é semelhante ao da angiografia de subtração digital, a mama é varrida duas vezes, antes e após administração intravenosa de contraste, com o auxílio de um computador os dados das imagens são subtraídos, resultando numa imagem final que permite visualizar câncer em estado inicial, assim como tumores não observáveis na mamografia.

A formação da imagem da mama por TC de raios-X adquiriu interesse desde a introdução do sistema de varredura espiral ou helicoidal segundo Kalender et al. em [Kalender_90], que permite a formação da imagem completa em menos de 1 minuto, com uma dose média sobre a mama da ordem de mGy.

Entretanto, devido à dose de radiação relativamente alta de material de contraste intravenoso, ao tempo gasto para formar a imagem e, ao custo do exame, este método pode não prevalecer. Por enquanto, o TC espiral pode ser utilizado para problemas especiais de diagnóstico, mas não para visualização rotineira de câncer de mama ou monitoramento de terapia.

2.4.2. Angiografia de subtração digital

Digital Substraction Angiography (ASD) é o termo genérico para um método de radiografia digital de implementação da angiografia subtrativa. Análogo ao TC por raios-X, a ASD depende da vascularização do tecido da mama e envolve a injeção de material contrastante

intravenosamente. Curry et al. em [Curry_90] apresenta imagens subtraídas mostradas em uma matriz de 512x512 pixels. Essa técnica é chamada de subtração de máscara e é a mais usada em radiografia digital.

São necessários para o processo de subtração de máscara convencional um bom gerador e um tubo de raios-X, capazes de resistir às várias sessões de disparos, um excelente intensificador de imagem e um sistema de vídeo que possa mostrar os detalhes do avanço do material contrastante. A figura 2.5 mostra a representação esquemática de uma unidade fluoroscópica.

Figura 2.3. Representação de uma unidade fluoroscópica[Curry_90]

A subtração de máscara é a técnica ASD que mais se assemelha à angiografia convencional. O paciente é preparado e posicionado embaixo do controle fluoroscópico. É, então, injetado intravenosamente um material de contraste que contém um elemento de alto número atômico (como o iodo). As exposições de raios-X são feitas numa taxa típica de uma exposição/segundo. A série de exposições começa antes do material contrastante chegar aos vasos

de interesse, e prolonga-se até quando o material de contraste consegue determinar claramente os vasos. Cada exposição forma uma imagem única dentro da série.

A subtração entre a imagem mascara e a imagem que contém contraste é a base da técnica de subtração de máscara. Se for usada injeção periferal venosa, o material contrastante é diluído quando alcança as artérias, fazendo com que haja apenas pequenas atenuações que diferenciam a existência de artérias preenchidas com contraste ou não.

Ackerman et al. em [Ackerman_85] mencionam que a exposição da mama também pode ser feita utilizando a técnica de magnificação, isto é, é colocada uma certa distância entre o paciente e o intensificador de imagem para obter uma imagem final amplificada. No entanto, a ASD convencional de formação de imagem apresenta alguns problemas como dose relativamente alta de contraste intravenoso, tempo relativamente grande gasto para formar a imagem e, elevado custo do exame. Portanto, este método tem sido pouco usado para diagnóstico de lesão de mama.

2.4.3. Medicina nuclear

Essa forma de visualização depende da introdução intravenosa de um material radioativo e após determinado tempo de administração deste material, a distribuição da radioatividade é detectada principalmente com uma câmera de cintilação.

A utilidade do radiofármaco depende essencialmente do comportamento químico e biológico do órgão a ser visualizado e das características do radioisótopo incorporado. Já na câmera de cintilação, os cintiladores baseiam-se na propriedade de certos cristais, NaI por exemplo, que, após terem sido excitados por uma radiação incidente, retornam ao seu

nível fundamental de energia emitindo fótons de luz visível detectados e registrados por circuitos eletrônicos.

No cálculo da dose são levados em conta a geometria do órgão, a estatura e o peso do paciente, o metabolismo do órgão em estudo, além das características físicas do radioisótopo e do intervalo de tempo em que o radioisótopo ficou no órgão. Em geral, a dose da radiação absorvida pelo corpo num estudo na medicina nuclear não é uniforme, pois os radioisótopos tendem a se concentrar em órgãos específicos.

Portanto, o uso de radioisótopos para diagnóstico da doença de mama recai sobre a seletividade do radiofármaco para o tecido da mama. A investigação clínica inicial para a mama (principalmente cintilográfico), foi feito por [Jones_82], ele relata que vários radiofármacos como ^{32}P , ^{42}K , ^{67}Ga -citrato, $^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$ -pertechnetício, ^{131}I -albumina, $^{197}\text{Hg-Cl}_2$, ^{206}Bi -citrato, foram utilizados sem sucesso na tentativa de realce da lesão da mama. O uso de radioisótopos conseguiu mostrar apenas o metabolismo do tumor e o aumento da vascularidade ou mudanças no metabolismo de secreção. A resolução espacial é um problema que a formação de imagem com radionuclídeos compartilha com os métodos como termografia e diafanografia: tumores menores que 10mm de diâmetro localizados a uma profundidade desconhecida na mama dificultam a visualização da imagem.

A tomografia por emissão de pósitron de corpo total (TEP) utilizando radiofármacos análogos ao estrogênio, segundo Mintun et al. em[Mintun_88] e à glicose, segundo Wahl et al. em [Wahl_91] consegue realçar ocasionalmente câncer em estágio inicial e em estágios avançados do nódulos linfáticos. Thompson et al. em [Thompson_94] apresentou um estudo acerca da mamografia por emissão de positron para uma unidade mamográfica convencional com dois detectores pequenos, um acima e outro abaixo da mama, que captam a emissão de positron de tal forma a comparar e processar a profundidade da lesão através de computador. A eficiência do dispositivo proposto é 10 vezes melhor que um dispositivo convencional de emissão de

positron dedicado para imagem do cérebro, conseguindo uma resolução espacial de até 2mm.

Por enquanto, o TEP de corpo total não consegue comprovar com eficácia a existência de câncer de mama no estágio inicial e, além disso, o alto custo e perda de tempo fazem improváveis o uso desse método para rotina de detecção de câncer de mama [Jackson_93].

Recentemente, Lu et al. como relatado por [Säbel_96], apresentaram em 1995 um novo radiofármaco – $^{99}\text{Tc}^m$ – MIBI (sestamibi) – como agente formador de imagem de câncer de mama. Para 40 pacientes com suspeita de tumor e 10 pacientes para controle periódico, foram encontrados para o diagnóstico de sensibilidade, especificidade e exatidão, respectivamente 93%, 84% e 87%, na diferenciação entre nódulos benignos e malignos. Representando um grande resultado, porém recaindo ainda na questão da quantidade radioativa introduzida no paciente.

2.4.4. Diafanografia

A diafanografia é um dos métodos mais antigos de formação de imagem. Originalmente foi chamada de transluminação e atualmente é usada o termo ‘mamografia ótica’. No início foi estudado em um quarto escuro, a direção e a distância da sombra que surge após a transmissão de luz branca, quando a mama é iluminada com um feixe de luz intensa. O estado da arte na década de oitenta foi divulgado por [Jones_82] e [Kopans_87]. O método consiste na recepção de fótons com ondas próximos ao infravermelho até o vermelho extremo (com ondas de 630nm até 900nm, respectivamente). A figura 2.6 mostra a fotografia clínica do paciente e a fotografia infravermelha com radiação de 0.74 a 0.9 μm que mostra os vasos subcutâneos simétricos. Os fótons com ondas maiores penetram mais profundamente no tecido da mama

com menos espalhamento, resultando então na alta eficiência de detecção de fótons e numa alta resolução. A imagem é gravada sobre um filme fotográfico infravermelho ou visualizada em tempo real usando uma câmera de televisão com alvo de silicone. Equipamentos comerciais foram melhorados durante a década de oitenta segundo [Profio_89], mas essas melhorias não puderam superar o problema da luz espalhada, que degrada a resolução espacial.

Figura 2.4. a) Fotografia clínica do paciente. b) Fotografia infravermelha com radiação de 0.74 a 0.9 μ m mostrando vasos subcutâneos simétricos [Jones_82].

Estudos clínicos de Sickles em [Sickles_84] e de Monsees et al. em [Monsees_88], usando a diafanografia com radiação na faixa do vermelho alta até próximo ao infravermelho concluíram que o sistema:

- a) é eficiente na detecção de tumores grandes ($> 2\text{cm}$) e tumores localizados próximos à superfície da mama,
- b) consegue distinguir cistos e lesões sólidas,
- c) é aprovado para diagnóstico de hematomas,
- d) falhou na detecção de estruturas pequenas ($< 1\text{cm}$),
- e) falhou na detecção e diferenciação de lesões benignas e malignas.

Durante os últimos anos sugeriram novas propostas de melhoramento de contraste e resolução nos sistemas de diafanografia. [Profio_89] mostra que a absorção da luz pela hemoglobina é a base do contraste de luminância na imagem diafanográfica. Portanto a diafanografia com radiação próxima ao

vermelho alto e ao infravermelho não visualiza os nódulos, mas sim o aumento da concentração da molécula de hemoglobina, que garante a vascularização do tumor.

As imagens por transluminação podem ser vantajosas, segundo Key et al. em [Key_91], se forem adquiridas por varredura laser e leitura síncrona ponto a ponto do detector de luz. Tudo isso, com pouco tempo de coleta.

Concluindo, a diafanografia pode oferecer algumas informações adicionais em certos casos, mas não serve para distinguir tumores malignos de benignos.

CAPÍTULO 3. MAMOGRAFIA POR RAIOS-X

3.1. Introdução

Atualmente, a mamografia por raios-X é o método mais sensível e específico de visualização “in vivo”. Ela é, por enquanto, o único método apropriado para visualizar calcificações pequenas, mas outras técnicas como medida por Doppler, termografia, e transluminação proporcionam informações úteis sobre o tecido e os vasos sanguíneos que rodeiam o tumor.

A mamografia por raios-X ou radiografia para tecido mole é um dos métodos mais confiáveis para detectar lesões da mama. Porém, ela apresenta certas limitações para a mama densa, segundo Jackson et al. em [Jackson_93]. A dificuldade desta análise é devido à quantidade de gordura e fibras que ela contém e que acaba absorvendo igualmente os raios-X, resultando numa imagem sem muito contraste. Esse problema deve ser levado em consideração pois cerca de 25% das mulheres possuem mama densa. Numa situação como essa, outras modalidades de formação de imagem, como a ultra-sonografia e a tomografia por ressonância magnética, servem como métodos auxiliares (capítulo 2).

Um dos riscos da mamografia é o potencial carcinogénico da radiação espalhada, segundo [Säbel_96]. O diagnóstico radiológico está baseada na otimização e no mínimo de dose de radiação necessária para garantir a qualidade da imagem para o diagnóstico sem prejudicar o paciente.

A tabela 3.1 mostra os diferentes critério para mamografia e faz parte de um documento da CEC [Säbel_96] divulgado para contribuir com a

uniformização do critério de qualidade e para comparação entre os países da Europa.

Tabela 3.1: Critério de qualidade para mamografia por raios-X (rescrito de CEC 1990 por [Säbel 96])

1. REQUISITOS PARA DIAGNÓSTICO	
Critério da Imagem	
1.1 Reprodução visual de toda mama glandular	
1.2 Reprodução visual do cútis e subcutis	
1.3 O mamilo deverá ser paralelo ao filme	
2. CRITÉRIO PARA UMA BOA PERFORMANCE DE FORMAÇÃO DE IMAGEM	
2.1 Detalhes importantes da imagem: borda , 3mm de diâmetro; microcalcificações , 0.2mm.	
2.2 Dose de entrada para uma paciente padrão, 4.5cm de mama comprimida com grade anti-espalhamento: 7mGy	
3. EXEMPLO DE UMA BOA TÉCNICA RADIOGRÁFICA	
3.1 Dispositivo radiográfico	<ul style="list-style-type: none"> • equipamento especialmente dedicado • material do ânodo: Mo
3.2 Tamanho do ponto focal	$\leq 0.6\text{mm}$
3.3 Filtragem total	0.03mm Mo ou 0.5mm de Al equivalente
3.4 Grade anti-espalhamento	grade móvel especialmente designado(ver obs.)
3.5 Combinação tela-filme	combinação tela-filme de alta resolução
3.6 Distância foco-filme	$\geq 60\text{cm}$
3.7 Voltagem radiográfica	25-35 KV
3.8 Controle de exposição	câmara selecionada especialmente posicionada
3.9 Tempo de exposição	$< 2\text{ s}$
3.10 Compressão da mama	poderá ser aplicado a um nível de tolerância do paciente
Observações:	
<ul style="list-style-type: none"> • A escolha do material do ânodo, do filtro, voltagem do tubo e o uso de grade móvel para obter uma qualidade de imagem satisfatória em um nível aceitável de dose depende da densidade e espessura da mama pesquisada. • Para uma mama densa ou espessa (mais de 6cm de espessura) é recomendado o uso de um ânodo de tungstênio com filtro de alumínio ou outro material especial para filtragem, uma voltagem do tubo alto e o uso de uma grade anti-espalhamento eficiente. • Para mamas finas (menos que 4cm de espessura) não é necessário o uso de grade anti-espalhamento. 	

Os recentes desenvolvimentos na técnica mamográfica, que serão descritos nos parágrafos seguintes, também levam em consideração a otimização da visualização. O exemplo de uma boa técnica radiográfica da tabela 3.1, determina os diferentes componentes e parâmetros do sistema de imagem, e mostra que qualidade e exposição da imagem não podem ser analisados separadamente.

A “qualidade da imagem” é medida pela exatidão com a qual os detalhes podem ser percebidos no mamograma. Usualmente, ela é descrita pela interação do contraste, nitidez e ruído. Frequentemente os termos receptores de contraste, função transferência de modulação (FTM) e espectro de Wiener são usados para quantificar os componentes. Algumas vezes essas quantidades são combinadas a uma taxa sinal/ruído (TSR), uma detecção da eficiência quântica DEQ, e um índice de ruído equivalente quanta REQ ou um índice de qualidade da imagem IQI, que representa a qualidade da imagem coletada.

3.2. Estudos sobre o gerador e tubo de raios-X

De acordo com a figura 3.1 os elementos do tubo de raios-X que afetam diretamente a qualidade da imagem, especialmente o contraste, são: a voltagem aplicada entre os eletrodos cátodo e ânodo do tubo e o tipo de material que compõe o alvo e o filtro[Säbel_96]. Em princípio, todo elemento com absorção de energia entre 18 e 25 KeV e com temperatura de fusão alta, pode compor um alvo ou um filtro apropriado (tabela 3.2), segundo Aichinger et al. em [Aichinger_94]. O sistema mamográfico atual utiliza várias combinações de materiais no alvo e no filtro, sendo o conjunto ânodo e filtro de molibdênio o mais utilizado nos últimos 20 anos.

Figura 3.1. Componentes e parâmetros técnicos do sistema de imagem mamográfico que influenciam a dose absorvida e qualidade de imagem[Säbel_96].

Tabela 3.2: Materiais do ânodo e filtros para mamografia[Aichinger_94].

número atômico	Elemento	energia de absorção K (KeV)	Temperatura de fusão °C
41	Nióbio	18,99	-
42	Molibdênio	20,00	2617
43	Tecnécio	21,05	-
44	Rutênio	22,12	-
45	Rádio	23,22	1966
46	Paládio	24,35	-
47	Prata	25,52	962
			-
74	Tungstênio	69,51	3410

A preferência dada ao ânodo de molibdênio é devida à sua característica monoenergética[Aichinger_94], isto é, ele emite fótons de raios-X somente para energias entre 15 e 20 KeV (figura 3.2), aproximando-se a emissão de fótons com apenas um tipo de energia. Essa característica torna-se vantajosa porque a mama é composta por tecidos considerados leves e a maioria dos fótons com energia maiores que 15 KeV a atravessam conseguindo sensibilizar o detector. Caso encontrem os tecidos de um tumor,

os fótons são absorvidos, não sensibilizando o detector, formando assim, uma região de contraste na imagem.

Figura 3.2. Espectro de raios-X com filtro e ânodo de Mo com 25 e 30 kVp [Aichinger_94].

O filtro de molibdênio é usado para reduzir as energias menores que 20 KeV sem afetar a linha do espectro. Um filtro de 30µm de espessura proporciona uma resposta melhor que um filtro de 500µm de alumínio.

Para casos de mamas espessas ou densas é indicado uma combinação ânodo de tungstênio e filtro de molibdênio ou ródio, pois os fótons gerados possuem energia maior, até 25KeV, significando que eles tem maior poder de penetração nos tecidos que no sistema com ânodo de molibdênio. Segundo [Aichinger_94] ainda, consegue-se espectros de energia maiores com aumento na voltagem do tubo e troca simultânea do filtro de molibdênio pelo de ródio (figura 3.3), resultando numa vantagem maior para sistema tungstênio/ródio para visualizar mamas com espessuras maiores.

Figura 3.3. Espectros de raios-X produzidos com filtros de molibdênio(Mo) e ródio(Rh) e com ânodo de tungstênio a 25 e 30kVp, respectivamente[Aichinger_94].

3.2.1. Energia dual

A pesquisa de Johns &Beauregard em [Johns_94] mostra a aplicação de energia dual na mamografia. Essa técnica consiste em visualizar lesões na mama com uso de um feixe de raios-X com energia dual (uma de 19 KeV e outra de 68 KeV). Uma explicação para a utilização de tal método é que na mamografia convencional os tumores em estágio inicial podem ficar ocultas ou mascaradas pela superposição do tecido adiposo ao glandular, dificultando a visualização do tumor. Com o uso da energia dual, os fótons de raios-X com menor energia acabam sendo absorvidos pela maioria dos tecidos, e os de energia maior são absorvidos apenas pelas células do câncer, essas células são mais densas e necessitam de fótons de raios-X com mais energia para conseguir atravessá-las. Em outras palavras, sabendo que a imagem é formada

a partir fótons que conseguem atravessar os tecidos e sensibilizar o detector, os fótons de energia menor contribuem para visualizar a mama como um todo e, os fótons de energia maior contribuem na visualização do tumor.

Para gerar esse feixe de energia dual, [Aichinger_94] utilizou um tubo de raios-X com trilhas de dois materiais diferentes no disco anódico, uma trilha de molibdênio alternada a uma segunda trilha de ródio ou de tungstênio, conseguindo um alvo com as vantagens de ambos os materiais. A trilha de molibdênio melhora a qualidade da imagem e, a trilha de ródio ou tungstênio abaixa a dose no paciente. Quando um filtro de ródio é combinado a um ânodo de tungstênio é possível alcançar a redução da dose entre 40 e 50%, comparado ao sistema molibdênio-molibdênio, sem significativa perda do contraste na imagem de mamas com espessura maiores que 70 mm.

[Jonhs_94] fez testes com “phantoms” que simulam uma mama comprimida composta de gordura (50%) e tecidos (50%), obtendo resultados satisfatórios. No entanto, segundo [Säbel_96] essa técnica não alcançou aplicação no diagnóstico clínico de rotina até o momento, pois ela ainda requer estudos.

3.3. Exposição automática

A proposta de um controlador automático de exposição (CAE) é conseguir manter a densidade ótica constante em um mamograma independentemente da espessura da mama, da composição do tecido ou do parâmetro de exposição selecionado.

Esse método requer o uso de sistemas tela-filme, pois quando um filme sem tela é usado, a quantidade de fótons de raios-X é muito pequena, necessitando que o detector fique localizado logo abaixo do filme. Com a introdução do sistema tela-filme, a medida da radiação foi facilitada pelo efeito amplificador do feixe dada por este sistema, isto é, os fótons de raios-X transformados em fótons de luz pela tela intensificadora e amplificados em até 100 possibilitam uma melhor resposta no detector.

Säbel et al. em [Säbel_79], observa que para ter o controle de exposição automática a uma dose constante através do sistema tela-filme, é necessário evitar que um aumento da espessura do objeto resulte num decréscimo da densidade ótica, isto é, evitar que a qualidade da imagem piore com o aumento da espessura.

Para conseguir esse controle [Säbel_79], propôs o emprego de uma câmara de ionização, baseada na incidência de alguns fótons de raios-X em uma das superfícies provocando a formação de vários íons à superfície contrária a exposta, formando um potencial elétrico então utilizado para analisar a intensidade do feixe de raios-X incidente. A câmara de ionização então foi colocada acima do chassis do filme, entre o objeto e o sistema tela-filme, para receber a intensidade logo após a passagem pelo paciente. Porém, esse arranjo não mostrou bons resultados devido a uma certa espessura da câmara que tornava a distância objeto-filme maior, diminuindo a resolução. A solução

seria a disposição do detector abaixo do chassis do filme, mas devido a atenuação provocado pelos obstáculos (paciente + sistema tela-filme) seria necessário uma voltagem maior no tubo para poder sensibilizar o detector, representando uma dose maior no paciente.

Com o aparecimento das telas intensificadoras e da possibilidade de otimizar a imagem por manipulação de dados em computadores permitiram a Aichinger et al. [Aichinger_90] introduzir um sistema CAE com o detector logo abaixo do filme. O dispositivo utiliza detectores dispostos na forma de um “sanduiche”, com um material com características de filtragem própria disposta no meio (figura 3.4). Durante a exposição de raios-X o quociente entre os sinais dos detectores mostra segundo [Aichinger_90] o “poder de penetração” ou a intensidade do feixe de raios-X que atravessam a mama, podendo assim, estimar o valor da dose, adaptando à espessura e às condições do tecido da mama. A figura 3.5 mostra a densidade ótica em função da espessura do material plexiglass, fantom com características semelhante aos tecidos da mama, para controle da exposição com e sem compensação entre os sinais dos detectores. A densidade ótica para exposição sem compensação varia de acordo com a espessura do material e na exposição com compensação resultou numa faixa de densidade ótica entre 1.2 a 1.4.

Figura 3.4. O princípio da correção automática [Aichinger_94].

Figura 3.5. Densidade ótica em função da espessura do objeto usando CAE na mamografia[Säbel_96].

Em geral a CAE possui a capacidade de manter a dose sobre o receptor de imagem constante, de maneira a resultar na densidade ótica com margem de erro na ordem de ± 0.15 DO, com a tensão do tubo de raios-X variando entre 25 a 35 KV e a espessura da mama variando de 2.5cm até 8cm para as exposições sem grade, com grade e, com magnificação, segundo [Aichinger_94].

Outros sistemas CAE usam disparos de teste segundo Kimme-Smith et al. em [Kimme-Smith_94] para verificar e calcular a compensação necessária, ou sensores automáticos para verificar a espessura da mama comprimida e estimar a dose exata no ponto de “cut-off”, ponto limite do feixe de raios-X,

Entretanto os sistemas ainda estão em fase de teste, podendo estar disponíveis no futuro.

3.4. Técnica de fenda (“slit”)

A mamografia por raios-X vem merecendo grande destaque, sendo pesquisada nos mínimos detalhes, com intuito de aprimorar ou criar novas técnicas de visualização da mama. No meio deste contexto, uma das técnicas pesquisadas é a técnica de fenda, que foi introduzida a fim de diminuir fisicamente o tamanho do ponto focal e evitar o efeito de espalhamento.

Devido as suas características, a técnica de fenda era pouco usado até o final da década de 80, pois além de exigir uma sobrecarga do tubo de raios-X para que um número mínimo de fótons sensibilize o receptor, era necessário várias exposições sobre o mesmo objeto para visualizá-lo como um todo.

No entanto, com o avanço da tecnologia nos últimos tempos, esta técnica vem sendo testada em mamógrafos digitais com vários tipos de detectores, obtendo imagens processadas a partir de uma única exposição. Isto torna a sua aplicação rápida e viável.

A seguir estão apresentados mais detalhes sobre as características da técnica de fenda e suas aplicações.

Na técnica “slit” ou de fenda segundo [Curry_90], o feixe de raios-X é colimado por anteparos de chumbo, formando um feixe fino, próximo a forma de uma linha, sobre o objeto de interesse (no caso a mama do paciente). Os raios-X que conseguem atravessar o objeto são colimados posteriormente a fim de evitar sensibilizar qualquer outra região do receptor de imagens. Uma exposição longa de raios-X é usada durante a varredura desse feixe colimado na região de interesse do paciente.

Uma simples e importante razão para o desenvolvimento da radiografia “slit” é a sua característica de diminuição do espalhamento de raios-X. A figura 3.6 compara o espalhamento de um sistema radiográfico slit e de um sistema de formação de imagem tela-filme com grade. A radiação que atinge o receptor durante a exposição na radiografia slit é a porção da radiação do

primário que não sofreu nenhum espalhamento pelo paciente, ou que foi espalhada com um ângulo muito pequeno. A radiação espalhada em outros ângulos é absorvida pelo colimador pós-paciente.

Os sistemas com grade também rejeitam os fótons de radiação espalhada, mas são menos eficientes que a radiografia slit. O espalhamento é importante na formação de imagem radiográfica em geral e, particularmente na radiografia digital. Evitando o espalhamento, aumenta-se o contraste e a eficiência da dose, proporcionando uma imagem final bem próxima da verdadeira.

Figura 3.6. Técnicas de prevenção a espalhamento: a) técnica da grade ; b) técnica de fenda [Curry_90].

Um tipo de varredura usado atualmente em mamografias digitais, utilizando a técnica de fenda, é apresentado por [Säbel_96]. O feixe de raios-X colimado varre a mama a partir do movimento de rotação centrada no ponto focal do tubo de raios-X, mantendo constante o ângulo entre o disco do ânodo e o receptor de imagem durante o movimento, deste modo, evitando variações de intensidade devido ao efeito Heel (figura 3.7). Uma observação importante sobre essa varredura é que os colimadores anterior e posterior e o detector acompanham o movimento de rotação do tubo, garantindo e coletando as características do feixe.

Figura 3.7. Princípio da montagem para mamografia por leitura "slit" [Säbel_96].

O detector citado pode ser tanto um sistema tela-filme ou detector eletrônico fotossensível. Friedrich em 1984 como relata [Säbel_96] avalia um protótipo de varredura slit com 7.5mm de abertura em um sistema tela-filme, conseguindo com metade da exposição ao paciente, uma qualidade de imagem semelhante a um sistema convencional com grade.

Já os detectores eletrônicos são largamente utilizados devido a aquisição direta dos dados. Porém um problema é o tamanho do detector que é ainda maior que o grão do filme, tornando a resolução espacial pobre na maioria dos trabalhos radiográficos digitais. Tesic et al. em [Tesic_84] apresentam um típico sistema de imagem por varredura slit aplicado para digitalização do tórax formado por um conjunto de detectores dispostos em linha. Cada linha contendo 1024 pixels de 0.5mm^2 cada pixel. Com esse sistema [Tesic_84] conseguiu obter a imagem do tórax do paciente em 4,9 segundos em uma única exposição.

A radiografia slit necessita de alguns cuidados significativos. Como por exemplo, garantir que a linha do receptor da imagem receba uma quantidade

de fótons de raios-X suficientemente detectável, pois dependendo do tipo e tamanho do detector, será necessário uma dosagem mínima para sensibiliza-lo.

A grosso modo, para uma amostragem de matriz imagem de 1024 linhas x 1024 colunas seriam necessários 1024 exposições com fótons de raios-X suficientes para sensibilizar os detectores. Cada exposição pode ser considerada menor que o necessário para uma simples radiografia tela-filme, mas a soma de todas as exposições individuais ainda será alta.

O fator limite para o tamanho de uma matriz de imagem depende da capacidade do tubo de raios-X e do tempo de exposição mínima necessário para sensibilizar o receptor. O tubo de raios-X chega a ser acionado em um sistema radiográfico slit de linha simples em mais de 100 vezes (dependendo da abertura da fenda e do tamanho do objeto) para obter uma imagem com características de detetabilidade e contraste similar a uma exposição tela-filme. Essa sobrecarga no tubo se acentua mais quando são necessários exposições elevadas, como na formação de imagem do tórax, por exemplo. Sendo necessário, também, mais tempo para obter uma imagem.

Também, muitas vezes a inexatidão na colimação e no movimento do feixe aumenta a dose do paciente. Portanto, alguns dos vários tipos de procedimentos angiográficos de subtração digital dinâmico são impossíveis com essa técnica devido a alta dose recebida pelo paciente.

Para reduzir a carga no tubo, Yester et al. em [Yester_81] propuseram um sistema de leitura com múltiplos slits, isto é, várias linhas de detectores dispostas para detectar o feixe de raios-X. Cada linha com o propósito de eliminar o espalhamento na mamografia com pouca ou sem nenhuma perda do primário do raios-X após atravessar a mama. Ele obteve sensíveis resultados, porém ainda com grandes dificuldades em relação ao tempo de aquisição, sobrecarga no tubo e, problemas com o ruído .

Já [Säbel_96] relata uma melhoria de 25 a 45% no contraste de imagens da mama de 5-8cm de espessura obtidas com a técnica slit, em comparação a um sistema convencional com grades. Confirmando como um dos pontos

importantes da técnica slit a variação da abertura da fenda, que afeta inversamente a carga do tubo de raios-X.

Segundo [Curry_90], por hora, a técnica “slit” deve ser realizada com uma abertura larga e com várias linhas de detectores para aumentar o número de linhas por exposição. Entretanto isso, aumenta a complexibilidade e consequentemente o custo do sistema. Esse tipo de aplicação vem sendo utilizada nos dispositivos mamográficos digitais com bons resultados na imagem final da mama. Na seção seguinte veremos algumas dessas aplicações da técnica slit na mamografia digital.

3.5. Mamografia digital

A mamografia tela-filme é até agora o melhor padrão para a detecção e diagnóstico de câncer de mama, mas possui certas limitações que podem ser superadas se a imagem for adquirida diretamente na forma digital. No entanto deve-se levar em consideração um fator limite importante para sistemas digitais: a capacidade e o tamanho dos detectores de raios-X, segundo Maidment et al. em [Maidment_93a], deles dependerão a nitidez e contraste das imagens, pois se numa mesma área couber um número maior de detectores, isso representa uma resolução espacial melhor. Já no filme radiográfico a inclinação da curva característica determina a propriedade de contraste e a diferença de atenuação entre a lesão e o tecido ao redor que pode ser visualizada na imagem. Nódulos e microcalcificações que são indicadores importantes do câncer, são dificilmente visualizados em mamas muito densas pela combinação tela-filme. Entretanto na mamografia digital, com a ajuda de técnicas de processamento, a detectabilidade de detalhes é limitada somente

pelo ruído. A mamografia digital tem, portanto, o potencial de melhorar a visualização de detalhes em imagem de baixo contraste.

Devido ao tamanho dos grãos que a compõe, a combinação tela-filme provou excelente resolução espacial de detalhes de alto contraste. Para obter um limite de resolução compatível aos sistemas tela-filme com formato de imagem de $18 \times 24 \text{ cm}^2$, são necessários detectores com matrizes de tamanho maiores que $3600 \times 4800 \text{ pixels}^2$ segundo [Maidment_93a]. No entanto, a resolução não é o melhor parâmetro para descrever a nitidez da imagem. Na radiografia digital um parâmetro frequentemente usado para descrever características no sistema de imagens é a eficiência quântica detectável EQD (subseção 4.5), mas o EQD não responde sobre qual o tamanho do pixel é realmente necessário para o diagnóstico. A discussão sobre esse ponto na literatura é controversa, segundo Chan et al. em [Chan_94]. A resposta terá um grande impacto no projeto e custo do sistema mamográfico digital no futuro. Um tamanho de pixel da ordem de $50 \mu\text{m}$ provavelmente representa uma meta razoável e realizável, neste caso uma digitalização entre 12 e 13 bits será necessária[Maidment_93a].

3.5.1. Geometria de disposição dos detectores digitais.

Segundo [Maidment_96] existem quatro propostas de disposição geométricas dos detectores digitais: detector de ponto (varredura por ponto); de linha (varredura slit); de múltiplas linhas (varredura-slot), e de área. Assumindo o uso de detectores de $50 \mu\text{m}$, a comparação da performance desses detectores é mostrado na tabela 3.3. Uma imagem convencional de $18 \times 24 \text{ cm}^2$ de área produzido por um sistema de leitura de ponto (varredura de

ponto) necessita de $1,7 \cdot 10^7$ exposições individuais, enquanto que uma única exposição é necessária na leitura de área. Até o presente momento, a leitura de ponto e de linha são impraticáveis pois necessitam de um longo tempo de leitura acarretando no aumento de temperatura do ânodo. Apenas o detector de múltipla linha (slot) e de área são praticáveis, entretanto um detector de área grande representa o aumento da detecção da radiação espalhada e uma perda no contraste.

Tabela 3.3. Uma comparação de performance entre os detectores de ponto, slit, slot e de área[Maidment_96].

Tipo de disposição	área de varredura	mostras(nº de vezes)	mAs
Ponto	50um x 50um	17×10^6	3.3×10^6
Linha (slit)	50um x 24cm	3.600	7×10^4
Conjunto de linhas(slot)	3.2mm x 24cm	56	1.100
Área inteira	18cm x 24cm	1	20

Os detectores de área são bem conhecidos e convenientes, pois permitem tempos de exposição curtos na temperatura adequada do tubo de raios-X. Outra potencial vantagem de um sistema de varredura slot é de ser semelhante aos sistemas convencionais, conseguindo imagens de área inteira sem grandes modificações mecânicas.

O sistema esquematizado na figura 3.8 foi proposto por [Maidment_96] Um detector CCD acoplado a um material cintilante como $Gd_2O_3:S:Tb$ ou CsJ via redutor de fibra-ótica ou um sistema de lentes é concebível no futuro, apesar da complicada tarefa de conexão de múltiplos chips CCD. [Maidment_94] calculou o EQD de acordo com a frequência espacial do detector mamográfico digital acoplado opticamente através de fibra ótica. Ele encontrou que em frequências espaciais altas o EQD decresce com a redução da eficiência acoplada. Para se ter uma idéia, é necessário uma eficiência de

acoplamento da ordem de 10 elétrons/fótons de raios-X para limitar o ruído quântico de raios-X do detector e garantir assim, um bom desempenho à frequências espaciais altas.

Figura 3.8. Sistema proposto por [Maidment_96]

Os sistemas de aplicação de área inteira baseados na varredura da técnica slot estão ainda em estágio de desenvolvimento. Segundo [Rowlands_91] detectores de área com base de selênio possuem algumas vantagens sobre detectores com cintiladores acoplados, como a conversão direta da energia de raios-X no sinal de saída sem antes transforma-lo em energia luminosa de um material cintilante. A imagem latente eletrostática pode ser lida com múltiplas sondas microeletrômetros localizados logo abaixo da superfície do selênio. A formação de imagem digital habilita a aplicação da técnica de processamento da imagem na mamografia, como a projeção automática em conjunto a análise de borda auxiliada por computador (DAC). Na figura 3.9 [Kopans_87] mostra que a detecção das microcalcificações pode ser melhorada por DAC.

Figura 3.9. A) A imagem digital usando fósforo apresenta resultado convencional. B) Pode-se visualizar os dados digitais de diferentes maneiras através de técnicas de filtragem [Kopans_87].

3.6. Conclusões sobre as técnicas apresentadas

Houve várias pesquisas científicas sobre os sistemas utilizados na formação de imagem da mama principalmente a partir da década de 80, contudo, a eficiência para o diagnóstico do câncer de mama tem mudado muito pouco.

A mamografia por raios-X é até hoje o único método eficiente para esta detecção. Embora ha esperança no uso do ultra-som e da diafanografia, a situação não será mudada em poucos anos. A mamografia por raios-X, é também até hoje, a mais indicada para o diagnóstico de câncer de mama.

Entretanto o auxílio da imagem do ultra-som e da ressonância magnética (RM) tem reduzido o número de biópsias desnecessárias. Por outro lado, a sonografia não tem provado ser suficientemente sensível e específica, especialmente na detecção de pequenas lesões malignas ($< 1\text{cm}$). Já o RM depende essencialmente da vascularidade da lesão. Outros métodos de formação de imagem da mama que dependem também da vascularidade são a sonografia colorida por Doppler, TC de raios-X, ASD e diafanografia.

Na tecnologia do ultra-som existe um contínuo avanço acerca da resolução e sensibilidade. Transdutores poderão ser desenvolvidos com materiais e técnicas de manufatura mais sofisticados, dando preferência a altas frequências, que apresentam melhor resolução espacial. Métodos ultra-sônico de reconstrução tomográfica, identificação padrão e formação de imagem 3D continuarão como tópico de pesquisa científica para o futuro.

A alta sensibilidade é a maior vantagem do RM, mas este diagnóstico é muito dependente da melhoria da especificidade e do desenvolvimento de sistemas dedicados. Os novos desenvolvimentos tecnológicos terão que ter seqüências rápidas de formação de imagem; melhor adaptação da bobina à forma da mama, e melhoria de técnicas de localização.

É comum em todos os sistemas de formação de imagem o aumento do uso de métodos de processamento de sinais digitais. Imagens digitais podem ser armazenadas, extraídas e mostradas em múltiplas opções. Elas oferecem também a possibilidade de análise da textura e identificação padrão, que podem identificar lesões que não seriam vistas pelo radiologista, por fadiga ou qualquer fator humano. O auxílio por computador (DAC) é portanto, útil na mamografia.

Nos últimos 15 anos houve uma melhoria considerável na mamografia por raios-X. Como foi mostrado nesta revisão, o conceito da otimização da qualidade da radiação, a redução da radiação espalhada por grades móveis, os dispositivos de controle automático da exposição e os receptores tela-filme

trazem melhorias do sistema de formação de imagem. Nos últimos anos o mais significativo progresso será provavelmente trazido pelos receptores.

Antes para obter mamogramas digitais de área inteira era necessário produzir as imagens em sistema convencional e então digitalizar-las por meio de uma câmera CCD [Chan_94]. Receptores de imagens que imediatamente produzem mamogramas no formato digital são feitos com fósforo foto-estimulável, segundo Hillen et al. em [Hillen_87], selênio amorfo, segundo Rowlands et al. [Rowlands_91], ou silicone amorfo[Säbel_96]. Hoje em dia, o único sistema de imagem disponível comercialmente usa fósforo foto-estimulável como detector.

A detecção precoce do câncer para mulheres com idade inferior aos 50 anos poderá ser melhorada significativamente com a ajuda dessa técnica se nódulos forem detectados em mamas densas.

CAPÍTULO 4. TE

4.1. Tubo de raios-X

Um esquema simplificado de um tubo de raios-X é mostrado na Figura 4.1 abaixo. O tubo de raios-X compõe-se basicamente de dois eletrodos dispostos no interior de um envoltório de vidro que é feito o vácuo. O eletrodo negativo, mais conhecido como catodo, é composto por um filamento que, na passagem de uma corrente elétrica, libera elétrons, dando origem ao feixe de elétrons. Este feixe de elétrons é então acelerado por um campo elétrico até o eletrodo positivo, ou anodo, que apresenta, em sua extremidade, um pequeno alvo de metal pesado, em geral feito de tungstênio ou molibdênio. A área do alvo onde o feixe incide e onde é produzida a radiação, é chamada de ponto focal.

Figura 4. 1. Esquema simplificado de um tubo [Scaff_79].

Normalmente os tubos de raios-X comerciais usados em mamógrafos possuem anodos rotativos, figura 4.2. A razão disto deve-se a que, desta forma, uma área maior de material do alvo é bombardeada pelo feixe de elétrons, sem aumentar o tamanho do ponto focal, possibilitando uma distribuição do calor por uma área consideravelmente maior.

Figura 4. 2. Esquema de um tubo de raios-X com anodo rotativo [Scaff_79].

4.2. Influência do ponto focal.

A capacidade de resolução de um sistema de raios-X depende muito das características do ponto focal. A penumbra devida ao tamanho do ponto focal e a geometria de exposição é uma das origens de não nitidez nas imagens radiográficas segundo [Halmshaw_92].

Na figura 4.3, temos esquematizado o processo de formação de imagens com diferentes pontos focais.

Figura 4. 3. Processo de formação de imagens com pontos focais de diferentes tamanhos [Curry_90].

No primeiro caso, vemos no plano imagem uma sombra do objeto, correspondendo aos raios que saíram da fonte e foram barrados, ou parcialmente atenuados por este, e que reproduz fielmente a sua projeção no plano imagem. Nos outros casos, aparece uma região de penumbra, que tende a diminuir a nitidez das bordas. Este efeito será mais acentuado quanto maior for o tamanho do ponto focal em relação ao objeto. Assim, se o ponto focal for muito menor que este, a penumbra será desprezível, não prejudicando a definição das bordas da imagem. Por outro lado, no caso extremo em que o ponto focal é maior que o objeto, a sombra virtualmente desaparece, e temos apenas penumbra.

Observando a geometria de exposição, poderíamos em princípio levantar duas alternativas possíveis para diminuir a penumbra. Primeiro, se o plano imagem e o plano objeto coincidissem, como no caso de um objeto plano de espessura desprezível, situado diretamente sobre o sistema écran-filme radiográfico, a penumbra não existiria, e o tamanho do foco não teria influência sobre a definição da imagem. Segundo, aumentando a distância entre o objeto e o ponto focal, a penumbra tornar-se-ia cada vez menor, chegando ao ponto de podermos desprezar sua presença. Poderíamos pensar

então que, lançando mão destes princípios, melhorariamos a qualidade da imagem o quanto quiséssemos. Vejamos então por que isso não é possível.

Primeiramente, em se tratando de imagens médicas, não existem partes anatômicas que possamos considerar como tendo espessura desprezível. Assim, mesmo que a parte inferior da porção do corpo em questão esteja em contato com o chassi, onde se encontra o filme ou sistema écran-filme, a parte superior está a uma certa distância deste, e a imagem das estruturas contidas nesta porção fica sujeita à formação de penumbra. As estruturas situadas na parte inferior apresentar-se-ão mais nítidas que as situadas na parte superior. Na técnica chamada magnificação, o posicionamento do objeto a uma certa distância do sistema écran-filme proporciona um aumento da sombra em relação ao tamanho do objeto, o que pode facilitar a visualização de pequenas estruturas.

O fator de magnificação m , ou seja, a razão entre o tamanho da imagem e do objeto, é obtido tomando-se a razão entre a distância foco-filme ($dfo+dofm$) e a distância foco-objeto (dfo) (ver figura 4.3) sendo que $dofm$ é a distância objeto filme

$$m = \frac{dfo + dofm}{dfo} \quad (4.1)$$

Com relação à possibilidade de aumentar indefinidamente a distância foco-objeto, temos que lembrar que a intensidade de raios-X, em um ponto no cone de radiação, diminui com o inverso do quadrado da distância à fonte [Curry_90]. Assim, se situamos um objeto em um plano muito distante do ponto focal, temos uma intensidade de radiação muito pequena, e para conseguirmos um bom contraste, temos que aumentar o tempo de exposição, ou a corrente de tubo. Em ambos os casos, o procedimento implica sobrecarga do tubo, e conseqüente diminuição da sua expectativa de vida útil. Adicionalmente, no caso de imagens obtidas com exposições muito longas, uma fonte extra de não nitidez é adicionada devida ao movimento, voluntário ou não, da parte anatômica (paciente) em exame.

4.3. Característica de Campo

Figura 4. 4. Forma e tamanho efetivo do ponto focal diferentes no campo de radiação [Curry_90].

Uma outra característica que interfere na qualidade da imagem é a característica de campo. Devido à inclinação do anodo (figura 4.4), a forma e o tamanho efetivo do ponto focal, observados em pontos diversos do campo de radiação, apresentam-se diferentes. Na figura 4.5, temos uma ilustração do comportamento do ponto focal ao longo do plano imagem em um equipamento mamográfico [Kratzat_88]. O ponto focal apresenta-se menor na direção do anodo e mais simétrico ao longo do eixo central (paralelo ao eixo catodo-anodo), enquanto nas extremidades mais próximas do catodo apresenta-se maior e com forma mais irregular.

Figura 4. 5. Característica de campo de um equipamento mamográfico [Kratzat_88].

O equacionamento dessa característica é baseado em argumentos geométricos discutidos por [Doi_77], e ilustrados na figura 4.6 abaixo.

Figura 4. 6. Ilustração da característica de campo [Moores_73].

[Doi_65] fez várias suposições para equacionar a característica de campo: a superfície do alvo é considerada como um plano; e são considerados uniformes a distribuição de energia e a distribuição angular do feixe de raios-X emitido; sendo que os raios-X emitidos pela parte interna do alvo são desprezados.

Muitos tubos de raios-X modernos empregam um anodo rotatório; portanto, o alvo é de fato uma parte de um cone. Porém, a área do alvo onde o feixe de elétrons colidem é tão pequena, que a área da superfície do alvo do ponto focal pode ser considerada como um plano. O plano do alvo do tubo de raios-X, o plano objeto e o plano imagem, estão ilustrados na figura 4.7.

Figura 4. 7. Plano do alvo, plano objeto e plano imagem [Doi_77].

O eixo catodo/anodo, é uma direção paralela aos planos objeto e imagem. O ângulo do anodo (alvo) α (figura 4.7) e o plano do alvo interceptam estes dois planos com um ângulo $(\pi/2 - \alpha)$. A posição no plano do alvo é especificada pelo uso de duas pequenas escalas S_x e S_y . A escala S_x é paralela aos planos objeto e 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 feixe central de raios-X pode ser definido como uma linha vertical, do ponto T para os

planos objetos e imagem, cruzando estes nos pontos **G** e **C**. A distância entre **T** e **G** é **dfo** (distância foco/objeto) e a distância entre **G** e **C** é **dofm** (distância objeto/imagem). **S_Y** intercepta os planos objeto e imagem nos pontos **H** e **D**, respectivamente. Um feixe de raios-X arbitrário, chega ao ponto **A** no plano imagem, passando pelo ponto **E** no plano objeto. Utiliza-se um feixe complementar que chega aos pontos **B** e **F** nos planos imagem e objeto, respectivamente de tal maneira que a linha **AB** seja paralela à intersecção do plano imagem com o plano do alvo. Com esta geometria (figura 4.7), a localização de um feixe de raios-X arbitrário no plano imagem, pode ser especificado por dois ângulos: β e γ , onde β é o ângulo **BTC** e γ é o ângulo **ADB**.

Os ângulos são então determinados por:

$$\beta = \arctan (Y / dff) \quad e \quad (4.2)$$

$$\gamma = \arctan [X / (Y + dff * \tan \alpha)]. \quad (4.3)$$

onde:

- **Y** é a coordenada do plano filme na direção perpendicular ao catodo/anodo, com origem no centro do campo;
- **X** é a coordenada do plano filme na direção catodo/anodo, com origem no centro do campo;
- **Dff** é a distância entre o plano do foco e o plano do filme.

A figura 4.7 mostra uma pirâmide ilustrando o alvo com pequenas escalas e o plano imagem. Vamos considerar, primeiro, como são as projeções da área do alvo sobre o plano imagem. As escalas **S_K** e **S_C** correspondem aos valores de **S_X** e **S_Y**, respectivamente, no centro do campo de radiação quando a projeção é feita através do ponto **G**. Analogamente, as pequenas escalas (**S_K**, **S_A**) e (**S_K**, **S_B**) são obtidas através das projeções das escalas (**S_X**, **S_Y**) nas posições **A** e **B**. Para estas três posições (**A**, **B** e **C**) no plano do filme, as imagens **S_K** das escalas que

correspondem à escala S_X são paralelas entre si e seus tamanhos são os mesmos, porque a escala S_X está num plano paralelo aos planos objeto e imagem. Porém, os tamanhos das escalas S_A e S_B são diferentes da escala S_C , porque a escala S_Y está no plano do alvo, que é oblíquo ao plano imagem.

As relações entre os tamanhos dos lados do ponto focal em várias posições do campo, podem ser, agora, determinadas pelo uso da magnificação m , que é definido pela equação 4.1. Para as posições A, B, e C, o tamanho de S_X e S_K são dados através de semelhança de triângulos pelas seguintes equações:

$$S_K = (m-1) * S_X \quad (4.4)$$

$$S_C = S_Y * \sin(\alpha * \frac{d2}{d1 - S_Y \cos \alpha}) \quad (4.5)$$

$$S_B = S_C * (1 + \cot \alpha * \tan \beta), \text{ para eixo central anodo-catodo} \quad (4.6)$$

$$S_A = S_C * (1 + \cot \alpha * \tan \beta) / \cos \gamma, \text{ fora do eixo central anodo-catodo} \quad (4.7)$$

As dimensões efetivas de um ponto focal retangular, em qualquer ponto A do plano imagem, em função das dimensões medidas no centro do campo, são dadas portanto por:

$$f_A(x, y) = f\{x + y(1 + \tan \alpha \cdot \tan \beta) \tan \gamma, y(1 + \tan \alpha \cdot \tan \beta)\} \quad (4.8)$$

O ponto focal possui então as seguintes configuração geométricas :

Figura 4. 8. Representação do ponto focal uniforme retangular no centro do campo(A) e em uma posição arbitrária no campo de radiação(B) [Doi_77].

Onde $a = S_C$ ou S_A

$$b = S_K$$

$$k = (1 + \cot \alpha * \tan \beta) / \cos \gamma \quad (4.9)$$

4.4. Distribuição da Intensidade do Ponto Focal

Imagens de pontos focais, obtidas através de câmaras dotadas de abertura micrométrica, mostram claramente a não uniformidade de suas distribuições de intensidade (figura 4.9). Existem vários modelos propostos, que tentam aproximar-se dos diferentes tipos de distribuição observados na prática. As distribuições mais conhecidas são apresentadas em [Nickoloff_90]: a da distribuição retangular uniforme, a da distribuição gaussiana (figura 4.10), dupla-gaussiana e co-senoidal, além do modelo proposto por Burgess sustentando que basicamente, a distribuição de intensidade no anodo é uma imagem borrada do filamento [Burgess_77a].

Figura 4. 9. Imagens de pontos focais, mostrando diferentes distribuições de intensidade [Nickoloff_90]

Figura 4. 10. Ponto focal com intensidade aproximadamente gaussiana[Nickoloff_90]

Além da forma do filamento, também o mecanismo de focalização do feixe eletrônico afeta a distribuição de intensidade do ponto focal. Segundo

Madsen [Madsen, 89], esta distribuição também é função do espectro de energia dos raios-X produzidos. Isto se deve ao fato de que os raios-X originam-se, em sua grande maioria, não na superfície do anodo, mas a alguma profundidade desta. Como a atenuação sofrida pelos fótons, antes de emergirem na superfície, é uma função da sua energia, a distribuição de intensidade resultante também o será.

Mesmo tendo uma imagem da distribuição do ponto focal, e suas dimensões nominais, é difícil inferir seus efeitos sobre a qualidade da imagem. Em muitos casos, a distribuição de intensidade, observada ao longo do eixo catodo-anodo, apresenta uma forma aproximadamente gaussiana. Assim, a maior parte dos fótons emitidos concentra-se no centro, levando a um comportamento parecido com o de um ponto focal uniforme equivalente menor [Prasad_76]. Por outro lado, na direção perpendicular ao eixo catodo-anodo, a distribuição apresenta-se comumente como sendo formada por dois picos muito intensos, localizados nas laterais, tendo no centro uma região de pouca emissão de fótons. Nesta direção então temos o efeito contrário, com o ponto focal comportando-se como se fosse maior que um ponto focal uniforme de mesma tamanho nominal. No caso extremo de picos muito intensos, e com uma separação muito bem definida, o comportamento é muito próximo do observado no caso de duas fontes pontuais, separadas por uma distância equivalente ao tamanho nominal do ponto focal nesta direção.

A distribuição de intensidade é afetada tanto pela tensão como pela corrente do tubo, enquanto o tamanho do ponto focal propriamente, sofre variações em função da corrente, para valores maiores que 40 mA ([Mattsson_68],[Rao_73],[Moore_74]).

Mattsson ([Mattsson_68]) estudou a influência do comportamento do ponto focal com a corrente em imagens clínicas, comparando imagens obtidas com diferentes valores de corrente, mas com mesmo mAs, de forma a obter uma mesma densidade óptica no filme. Com baixos valores de corrente, cerca de 10 mA, as estruturas anatômicas apresentavam-se notadamente mais nítidas

se comparadas com imagens obtidas com correntes de 160 mA. A fim de verificar a causa deste efeito, o autor obteve imagens do ponto focal, a partir de uma câmara de orifício, variando a corrente do tubo no intervalo entre 10 e 200 mA e mantendo a tensão de operação constante. Para valores de corrente até 40 mA, o tamanho permaneceu praticamente inalterado, notando-se apenas uma diminuição da uniformidade da distribuição de intensidade. Para valores maiores de corrente, observou-se um aumento gradativo do tamanho do ponto focal, enquanto sua distribuição de intensidade tornava-se cada vez menos uniforme, com as linhas de emissão nas bordas cada vez mais acentuadas. Este comportamento, e a influência do tamanho e distribuição de intensidade do ponto focal na qualidade da imagem, justificam inequivocamente o efeito observado nas imagens clínicas.

[Rao_73] ressalta que, para valores altos de corrente, a temperatura do filamento aumenta, alterando substancialmente a distribuição espacial de cargas, e portanto o perfil de intensidade do feixe eletrônico, e cada vez mais a emissão é confinada às extremidades. Com relação à tensão do tubo, ambos concordam que esta não altera significativamente o tamanho, apenas a distribuição de intensidade e ligeiramente a forma do ponto focal. [Moores_74] conclui, a partir dos seus resultados, que o aumento da KVp proporciona uma distribuição de intensidade mais centralizada, e portanto mais favorável à resolução espacial da imagem.

Pode-se concluir que como o tamanho do ponto focal aumenta com a corrente, em situações em que há necessidade de maior resolução, para definição de pequenas estruturas, o ideal seria usar os menores valores possíveis de corrente, aumentando para isso o tempo de exposição. Aí, obviamente, cumpre observar que tempos de exposição maiores implicam maior probabilidade de aparecer borramento devido ao movimento, o que pode em detrimento na imagem maior que o efeito do tamanho do ponto focal. Assim, tem-se um compromisso que deve ser avaliado para a escolha da melhor relação entre corrente e tempo.

Quanto à tensão do tubo, poderíamos pensar que seria mais vantajoso aumentá-la, ao invés da corrente, de forma a obter a densidade óptica desejada no filme, já que este aumento proporcionaria uma distribuição de intensidade mais favorável. Utilizaríamos uma corrente baixa e uma tensão alta, conseguindo desta forma um ponto focal menor e com emissão de radiação mais centralizada. Entretanto, existe um compromisso muito grande entre a energia média dos fótons de raios-X e o contraste possível de ser conseguido entre diferentes tecidos, e portanto não se pode alterar a KVP arbitrariamente. Um exemplo claro é fornecido pela mamografia, onde as diferenças de atenuação da radiação nos tecidos, como gordura e glândulas, são muito pequenas.

4.5. Distribuição angular dos raios-X - efeito “heel”

Os ângulos de inclinação dos anodos em tubos de raios-X comercialmente disponíveis podem variar entre 6 e 20°, dependendo da aplicação pretendida. Quanto menor este ângulo, menor o tamanho aparente do ponto focal. No entanto, em geral este ângulo raramente é menor que 15°, devido ao aumento intolerável do efeito anódio, também chamado “efeito heel”. Este efeito produz uma variação considerável da distribuição de intensidade de radiação ao longo do campo, com uma diminuição desta no sentido catodo-anodo, como ilustrado na figura 4.11. Esta distribuição não é uniforme ao longo do campo de radiação (campo da imagem) e pode variar de 75 a 125 % em relação ao centro do campo.

Figura 4. 11. Variação da distribuição de intensidade ao longo do campo de radiação [Curry_90].

De acordo com [Curry_90], podemos explicar simplificadaamente o efeito anódio da seguinte maneira: quando os elétrons atingem o ponto focal, em geral não são barrados na superfície imediata, mas abaixo desta (figura 4.11). Assim, os fótons de raios-X são produzidos a uma determinada profundidade, e atravessam uma certa espessura do material do anodo para poderem emergir, sendo atenuados neste caminho. Esta espessura dependerá do ângulo entre a direção dos fótons emergentes e a normal ao plano do anodo. Quanto maior este ângulo, maior o caminho a ser percorrido pelos fótons, e maior a atenuação sofrida.

Por outro lado, quanto menor o ângulo de inclinação do anodo, mais acentuadas serão estas diferenças de caminho, e portanto maiores as diferenças relativas de intensidade ao longo do campo.

Figura 4. 12. Esquema simplificado da ocorrência do efeito "heel" [Curry_90].

A radiação que sofre a menor absorção pelo alvo é aquela que sai perpendicular à sua superfície (figura 4.12), pois a espessura de material que ela deve percorrer é menor. Em qualquer outro ângulo de saída, menor que 90° , a radiação precisa percorrer um caminho cada vez maior, proporcional à diminuição do ângulo, e por isso é mais absorvida pelo material.

Para estudar o efeito "heel", é necessário conhecer como ocorre a interação dos raios-X com o alvo. [Johns_83a] apresenta um estudo onde a interação dos raios-X no alvo foi realizada de acordo com o caminho dos elétrons no alvo; a mudança de direção em cada interação; a probabilidade de uma perda de ionização e de uma perda de radiação em cada aumento de caminho; a direção de emissão da radiação bremsstrahlung e, a atenuação e o espalhamento do alvo.

4.6. Conclusões

Este capítulo apresenta os principais parâmetros de um equipamento radiográfico, de forma a permitir um entendimento da sua utilização, propiciando a obtenção das melhores imagens, e portanto do melhor diagnóstico possível. Conhecendo os limites de resolução de um sistema, pode-se direcioná-lo para aplicações que requeiram tal definição, e tirar proveito das suas características, através da escolha da melhor geometria de exposição e sistema de registro da imagem, além da corrente e tensão de tubo mais adequados. No capítulo a seguir utilizaremos essa base teórica para discutir o processo de colimação proposto.

CAPÍTULO 5. MATERIAIS E MÉTODOS

5.1. Metodologia.

Para atingir os objetivos delineados para este trabalho, estamos propondo uma técnica de exposição realizada com um mamógrafo convencional e um dispositivo colimador-máscara. Simulamos as condições e geometria de exposição, o efeito do colimador, o objeto de teste e as imagens em níveis de cinza. A seguir para comprovar a validade do modelo implementamos um dispositivo experimental utilizando os parâmetros que proporcionaram os melhores resultados na simulação.

O modelo escolhido para a simulação é composto de um colimador, uma máscara e um objeto de testes dispostos no campo de radiação como descrito no item 5.2.2.

Posicionamos este dispositivo inicialmente no centro do campo e realizamos os seguintes passos:

- a) As distâncias objeto-filme **dof** e foco-filme **dff** foram calculadas para proporcionar a mais larga faixa de colimação sem prejudicar demais a intensidade;
- b) Deslocamos o dispositivo lateralmente, no sentido anodo-catodo, em passos de 1mm, para calcular o tamanho das faixas de colimação. Como o tamanho destas faixas muda em função do deslocamento, para permitir que cada faixa seja exatamente justaposta a anterior, é necessário conhecer este tamanho para programar o deslocamento automático do colimador;

- c) Deslocamos automaticamente o dispositivo lateralmente do anodo para o catodo, gerando a imagem das faixas de colimação;
- d) Deslocamos o dispositivo perpendicularmente ao eixo catodo-anodo gerando também uma imagem das faixas de colimação;
- e) Introduzimos no modelo, um objeto de teste descrito no item 5.4.2.2, composto por uma matriz de esferas, para verificar o efeito do colimador sobre a nitidez das imagens dos objetos pequenos. Fizemos isto para o deslocamento do colimador tanto lateral quanto longitudinal;
- f) Nesta primeira parte o arranjo colimador-máscara se deslocava no campo de radiação para realizar a varredura do objeto. Entretanto, para aproveitar o campo de radiação do lado do catodo onde a intensidade do feixe de raios-X é maior em consequência do efeito “heel”, modificamos o modelo. Agora é o objeto que se desloca, sendo irradiado por uma faixa de colimação fixa, escolhida na extremidade do campo de radiação de lado do catodo. Nesta posição não somente a intensidade do feixe de raios-X é maior, mas, se a faixa de colimação é maior, o tempo de varredura do objeto será menor. Com este novo modelo geramos uma imagem da matriz de esferas.
- g) Com os parâmetros do modelo que proporcionou a maior nitidez das imagens das esferas, desenvolvemos um dispositivo experimental e radiografamos a matriz de esferas com o aparelho de raios-X (mamógrafo Senographe CGR). Comparamos as imagens reais e simuladas. Comparamos também as imagens reais sem e com colimador para avaliar o aumento da nitidez trazido pelo colimador.
- h) Realizamos toda a simulação considerando um ponto focal com distribuição de intensidade uniforme. Entretanto esta escolha pode ser polêmica já que certos pesquisadores acreditam que a distribuição de intensidade do ponto focal influencia a nitidez das imagens. Portanto simulamos o tamanho das faixas de colimação e a nitidez das imagens das esferas considerando várias distribuições de intensidades do ponto focal.

5.2. Estudo genérico do sistema de colimação

5.2.1. Definições dos planos que compõem o modelo

Apresentamos nesse ítem os planos que englobam o sistema. Na figura 5.1 distinguimos quatro planos : da fonte, do colimador, do objeto e da imagem.

Figura 5. 1. Planos que englobam o sistema.

No plano da fonte se encontra o ponto focal com suas características importantes e marcantes para o resultado final da imagem radiográfica. Dependendo da forma e do tamanho do ponto focal teremos respostas diferentes. No plano do colimador se encontra o colimador, que consiste de uma chapa de chumbo com a borda laminada e lixada cuidadosamente, que pode ser deslizada nesse plano. No plano do objeto esta colocado o objeto de

teste que consiste, no nosso caso, de uma matriz de esferas. Já no plano imagem se encontra o chassis radiográfico com o filme mamográfico e a máscara.

5.2.2. Esquema de colimação proposto.

Figura 5. 2. Esquema de colimação proposto.

Colocamos o colimador como apresentado na figura 5.2 para a realização das experiências práticas e para a simulação computacional.

Colocamos uma chapa de chumbo de 2mm de espessura sobre o filme como máscara, e outra como colimador entre o tubo e o filme à uma distância variável do foco **dfe** (distância foco-colimador) e do centro **dcc** (distância centro-colimador) formando a faixa de colimação. A faixa onde o colimador interfere com o feixe de raios-X, depende do tamanho do ponto focal (**axb**), da distância do colimador ao centro do campo (**dcc**), da relação entre a distância foco-colimador (**dfe**) e da distância foco-filme (**dff**). O aumento desses parâmetros implica no aumento da faixa de colimação. Sob o feixe de radiação

colocamos uma matriz de esferas de tungstênio à uma distância **dfo** (distância foco-objeto) do ponto focal.

Procuramos encontrar por simulações as localizações do colimador que estejam de acordo com o seguinte compromisso: maior faixa do filme com ponto focal reduzido sem comprometer demais a intensidade do feixe de radiação.

5.2.3. Simulação do tamanho da faixa do plano imagem.

Queremos determinar através das simulações descritas aqui a posição no filme onde a faixa de colimação é maior. Isto porque quanto maior a faixa, maior o espaço para um objeto finito ser visualizado com nitidez.

O tamanho da faixa depende do tamanho do ponto focal (**axb**), da distância do colimador do centro do campo (**dcc**), da relação entre a distância foco-colimador (**dfc**), da distância foco-filme (**dff**) e, a distribuição de intensidade de raios-X no ponto focal.

Como primeiro estudo verificaremos a influência da distribuição de intensidade do ponto focal no tamanho da faixa de colimação.

Após feito isso verificaremos a influência das distâncias **dcc** e **dfc** no tamanho da faixa de colimação para um **dff** fixo.

Para estas simulações utilizamos o esquema geométrica do sistema de colimação da figura 5.2 com o colimador disposto perpendicularmente ou paralelamente ao eixo catodo-anodo. Duas chapas de chumbo de 2mm de espessura foram dispostas uma como colimador entre o tubo e o filme à uma distância variável do foco (**dfc**) e do centro (**dcc**) e, outra como máscara em contato com o chassi radiográfico. A máscara foi alinhada paralelamente ao colimador de maneira a proteger parte do filme.

A faixa de colimação é entendida como a região do filme sensibilizada pelo feixe de raios-X colimado, isto é, a região onde os pontos da imagem

observam parte do ponto focal, mascarado pelo colimador. Fisicamente esta faixa é limitada pelo colimador no lado do catodo e por uma máscara de chumbo do lado do anodo. O tamanho da faixa depende do tamanho do ponto focal (**axb**), da distância do colimador do centro do campo (**dcc**), da relação entre a distância foco-colimador (**dfc**), da distância foco-filme (**dff**) e, a distribuição de intensidade de raios-X no ponto focal. O aumento dessas distâncias implica no aumento da faixa de colimação.

Através do esquema geométrica do sistema de colimação da figura 5.2, encontramos por semelhança de triângulos, o tamanho da faixa de colimação que depende de **w** e **dfc** e obedece a seguinte equação:

$$\text{faixa} = w * (dff/dfc - 1) \quad (5.1)$$

onde :

- **w** é o tamanho do ponto focal;
- **dff** é a distância foco-filme;
- **dfc** é a distância foco-colimador.

w pode ser entendido com o tamanho do foco sendo (**a**) a projeção do tamanho do foco na direção paralela ao eixo catodo-anodo e a projeção do tamanho do foco na direção perpendicular ao eixo catodo-anodo (**b**). Lembrando ainda, que **a** é obtido através das equações 4.2, 4.3 e 4.6 fornecidas por [Doi_77].

5.3 Descrição dos algoritmos

5.3.1. Descrição geral do algoritmo

O programa que desenvolvemos calcula a faixa de colimação e a nitidez das imagens colimadas em linguagem Pascal, em ambiente Delphi 3. A figura 5.2 mostra a configuração geométrica que o programa simula. Os dados de entrada do sistema de colimação são os parâmetros do aparelho de raios-X, da matriz objeto de teste e do colimador-máscara. Cada um destes elementos são considerados com as suas respectivas características. A saída é uma imagem representativa de uma radiografia do tipo Bmp e em níveis de cinza.

O programa esta dividido em 4 etapas principais e é ilustrado em diagrama de blocos na figura 5.3.

Figura 5. 3. Diagrama de blocos do programa principal

A partir da entrada dos parâmetros fixos do sistema calculamos inicialmente a região de colimação e após isso, calculamos a imagem da matriz dos objetos para, finalmente, armazenar em forma de arquivo texto e exibir a imagem resultante do tipo Bitmap na tela do computador.

Explicaremos melhor os blocos que constituem a figura 5.3 nos itens que seguem.

5.3.2. Parâmetros de entrada do sistema de colimação.

Como mencionamos anteriormente os dados de entrada do sistema de colimação são os parâmetros do aparelho de raios-X, da matriz objeto de teste e do colimador-máscara. Os elementos com as suas respectivas características são mostrados na tabela 5.1 abaixo.

Tabela 5.1. Parâmetros do aparelho de raios-X, da matriz objeto e do colimador-máscara.

Características do tubo de raios-X:	Tipo de fonte	Uniforme(U),
	Tamanho do ponto focal:	Direção catodo-anodo(a); Direção perpendicular à direção catodo-anodo(b).
	Ângulo do anodo(α);	
Disposição do colimador :	Distância ponto focal colimador(df _c).	
	Distância centro ao colimador(dcc).	
	Deslocamento dcc :	Fixo (Fi);
		Automático(Aut); sem deslocamento (nDe).
Disposição da matriz-objeto :	Distância ponto focal matriz-objeto (dfo).	
	Diâmetro das esferas(d).	
	Disposição das esferas na matriz :	Quantidade de linhas;
		Quantidade de colunas;
		Espaçamento entre linhas
		Espaçamento entre colunas;

Nas características do tubo de raios-X trabalharemos com distribuição de intensidade uniforme(U). Resta saber o ângulo do anodo α e o tamanho do ponto focal na direção catodo-anodo (lateral) **a** e na direção perpendicular à direção catodo-anodo (longitudinal) **b**.

Quanto a disposição do colimador precisamos entrar com a distância ponto focal-colimador **df_c**, a distância centro-colimador **dcc** e escolher se o

colimador se desloca ou não, caso afirmativo, escolher o tipo de deslocamento constante ou com ajuste automático.

Precisamos saber também a posição da matriz-objeto em relação ao ponto focal, a distância ponto focal matriz-objeto **dfo**, o diâmetro das esferas(**d**) e a disposição das esferas na matriz: quantidade de linhas e colunas e o espaçamento entre as esferas na linha e na coluna;

5.3.3. Cálculo da região de colimação

Para calcular a região de colimação, consideramos o colimador como um objeto de teste posicionado no plano colimador e projetado no plano imagem. Percorremos a matriz imagem, que tem o formato do filme inteiro de 240mm por 180mm - matriz de 600 por 450 pixels ou de parte do filme (apenas 1/4 ou 1/2 deste), verificando, através de cálculos de projeção, se o ponto pertence a faixa de colimação.

Para calcular a faixa de colimação, supomos que cada ponto do plano imagem projeta a imagem do colimador no plano fonte, onde o ponto focal possui formato de um paralelogramo como iremos descrever no item 5.3.4.1 a seguir. Assim utilizando a técnica descrita no item 5.3.4.2 e 5.3.4.3 verificamos se a imagem do colimador esta se sobrepondo ao ponto focal, calculamos a área do ponto focal descoberta e calculamos a proporção que esta possui em relação a área do ponto focal original. Feito isso o ponto da matriz imagem recebe um valor em nível de cinza. A figura 5.4 mostra o diagrama em blocos do cálculo da região colimada.

Figura 5. 4. Diagrama em blocos do cálculo da região colimada.

5.3.3.1. Cálculo do tamanho e da forma do ponto focal.

A partir das fórmulas 4.2, 4.3, 4.6 e 4.7 descritas por Doi em [Doi_77] e apresentadas no capítulo 4, calculamos os tamanhos do ponto focal vistos em qualquer posição do plano imagem.

Após o cálculo do tamanho do ponto focal **a** verificamos a influência do colimador no plano imagem. Dependendo da posição de observação neste plano, a forma do ponto focal sofre uma deformação (apenas o tamanho do ponto focal de lado **a** sofre uma deformação).

Após este cálculo, verificamos se a posição de observação está ou não na região de exposição. Se estiver além, ela não receberá radiação direta e, neste caso, atribuímos ao ponto da matriz imagem um valor relacionado a cor branca. Na realidade, o filme para esta posição é transparente mas, na imagem, para efeito representativo, estabelecemos a cor branca. Caso o ponto estiver dentro da zona de exposição questionamos qual tipo de colimação foi escolhida: na direção catodo-anodo ou na direção perpendicular ao eixo catodo-anodo. E assim realizamos o cálculo da faixa de colimação utilizando projeção geométrica em ambos os casos. A figura 5.5 mostra a forma geométrica do ponto focal estabelecida pelos lados **a** e **b** e pelo ângulo γ .

Figura 5. 5. Representação do ponto focal para ponto imagem com um ângulo de inclinação γ em relação ao eixo catodo anodo para fonte uniforme de dimensões na direção anodo-catodo(**a**) e na direção perpendicular da direção anodo-catodo(**b**).

Calculamos a área do paralelogramo pelas equações seguintes:

- para deslocamento na coordenada x (longitudinal):

$$area = \int_0^{b+a \tan(\gamma)} f(x) dx \quad (5.2)$$

$$area = \int_0^{a \tan(\gamma)} (1/2) \tan(90 - \gamma) dx + \int_{a \tan(\gamma)}^{b+a \tan(\gamma)} a dx - \int_b^{b+a \tan(\gamma)} (1-b/x)(1/2) \tan(90 - \gamma) dx \quad (5.3)$$

- deslocamento na coordenada y (lateral):

$$area = \int_0^a f(y) dy \quad (5.4)$$

$$area = \int_0^a b dy \quad (5.5)$$

onde:

- γ é o ângulo de inclinação do ponto imagem em relação à perpendicular ao plano imagem no plano do filme.
- **a** é o valor do ponto focal na direção catodo-anodo .
- **b** é o valor do ponto focal na direção perpendicular ao eixo catodo-anodo .

A projeção geométrica do ponto focal **a** na direção catodo-anodo (lateral) é o próprio **a** enquanto que a projeção geométrica do ponto focal **b** na direção perpendicular ao eixo catodo-anodo (longitudinal) e dado por:

$$\text{proj } \mathbf{b} = \mathbf{b} + \mathbf{a} * \tan(\gamma) \quad (5.6)$$

A área resultante das equações 5.3 e 5.5 representam a quantidade de radiação que o ponto recebe e a ele é relacionado um valor para um nível de cinza, que é então, armazenado em uma matriz imagem.

5.3.3.2. Simulação do deslocamento do sistema.

Adotamos dois métodos de deslocamentos após cada disparo do tubo: sistema com deslocamento do conjunto colimador-máscara fixo e automático e sistema com deslocamento do conjunto objeto-filme com colimador fixo em determinada posição. Esses métodos são descritos a seguir.

5.3.3.2.1. Sistema com deslocamento apenas do colimador (dcc)

Fixamos os parâmetros de entrada do sistema esquematizado na figura 5.2 variando apenas a distância do colimador em relação ao centro do campo (deslocamento dcc) após cada disparo simulado do aparelho de raios-X. Iniciamos com o colimador no centro do campo ($dcc=0$) e a máscara a -5mm do centro e após cada disparo deslocamos o colimador de 1mm e a máscara de 10mm.

5.3.3.2.2. Deslocamento automático

Calculamos o deslocamento do colimador para que após cada exposição a faixa nova inicie na final da faixa anterior. Por exemplo, para um primeiro disparo que forma uma faixa de 7mm sobre o filme e que inicia a 3,5mm do centro do campo, o próximo disparo portanto deve estar colocada a 10,5mm do centro do campo.

5.3.3.2.3. Sistema com deslocamento do conjunto objeto-filme com colimador fixo em determinada posição.

Fixamos os parâmetros de entrada do sistema esquematizado na figura 5.2 com colimador e a máscara de chumbo posicionados na extremidade do campo do lado do catodo. A máscara de chumbo se encontra a 6mm desta extremidade. Variamos o deslocamento do sistema objeto-filme após cada disparo do aparelho de raios-X.

Iniciamos com uma disparo no centro do filme e para os disparos seguintes deslocamos o objeto de 3mm e o filme do mesmo valor (3mm) em sentido á extremidade do filme obtendo faixas de colimação de 6mm.

5.3.3.3. Algoritmo proposto por Oliveira em [Oliveira_95] para determinar a imagem de um objeto.

O programa desenvolvido por Oliveira determina a imagem de um objeto opaco colocado em qualquer posição do campo de radiação quando irradiado por uma fonte de intensidade uniforme e unitária e geometria estabelecida através das equações propostas por [Doi_77].

A imagem do objeto é calculado verificando para cada posição do ponto do filme a quantidade de área do ponto focal resultante da projeção do objeto sobre o plano fonte. O ponto focal é dado por uma matriz de pontos chamada matriz fonte (MF) e o objeto projetado por uma outra matriz de pontos chamada matriz objeto (MO) (ver figura 5.6). Para obter o valor do nível de cinza de um ponto qualquer no plano imagem, é feito um mascaramento entre as duas matrizes. O resultado é a área da fonte não coberta pela projeção do objeto.

Figura 5. 6. Método de convolução entre objeto e fonte utilizado por Oliveira [Oliveira_95].

A área resultante representa a quantidade de radiação que o ponto recebeu e a ele é relacionado um valor em nível de cinza, que é armazenado em uma matriz imagem.

Esse processo é realizado para todos os pontos da imagem do objeto que sofrem a influência do ponto focal.

5.3.4. Cálculo da Imagem do Objeto

Utilizamos o diâmetro das esferas e a distância entre as mesmas (linhas e colunas) na base acrílica. Essas dimensões são aumentadas durante a exposição devido a posição do objeto.

Uma vez que o ponto focal não é puntual dividimos e distribuimos a sua área em uma matriz fonte de tamanho 15x15 como mostra a figura 5.7 abaixo.

Figura 5. 7. Representação da matriz fonte com 256 posições.

Cada ponto dessa matriz é então considerado como ideal ou puntual, e forma uma imagem do objeto sem borramento em uma matriz auxiliar. A essa imagem são associados valores iguais a 1.

Portanto, para cada deslocamento na matriz do ponto focal é associado um deslocamento inverso, magnificado na matriz auxiliar, e adicionado ao valor 1 representativo da imagem correspondente. Com isso a soma das 256 exposições mostra, na matriz auxiliar (ver figura 5.10), a tonalidade da imagem em nível de cinza que o ponto focal original fornece.

Para verificar a influência do colimador na imagem do objeto foi acrescentada uma “trava”. Quando cada ponto da matriz ponto focal está formando a imagem do objeto na matriz imagem, uma rotina verifica se essa imagem não é influenciada, ou cortada, pelo colimador. Se isto ocorre o processo de formação da imagem é interrompido formando apenas parte desta.

Essa matriz auxiliar é então sobreposta a matriz imagem na posição correspondente a imagem do objeto.

Figura 5. 8. Diagrama em blocos do cálculo da imagem dos objetos.

5.3.5. Armazenar a saída de dados em arquivo texto e imagem Bmp

Após percorrermos a matriz inteira do ponto focal e somar os valores de contribuição na matriz imagem, realizamos a conversão desses valores totais em níveis de cinza que serão mostrados como imagem radiográfica do tipo Bitmap.

Além da imagem, armazenamos em um arquivo do tipo texto os dados de entrada e saída. Os dados de saída são o deslocamento do colimador em relação ao centro **dcc**; os pontos de início, fim, o tamanho de cada faixa de colimação e o tamanho da projeção do ponto focal limitado pelo colimador.

5.3.6. Simulando a Distribuição de Intensidade dos Raios-X

As simulações, até agora, foram realizadas considerando um ponto focal com distribuição uniforme. Para podermos avaliar os erros introduzidos por esta simplificação, simulamos a influência das diferentes distribuições de intensidade do ponto focal sobre o tamanho da faixa de colimação no plano imagem.

O ponto focal possui uma distribuição característica para cada aparelho de raios-X. No entanto existem algumas aproximações de distribuições de intensidade apresentadas por [Nickoloff_90] que são bem próximas da realidade. Distribuições que acompanham uma função gaussiana com um, dois ou quatro picos na região central (figura 5.9).

Figura 5. 9. Imagem da distribuição de intensidade do ponto focal. Gaussiana simples, Gaussiana dupla e, Gaussiana com quatro picos.

Segundo Nicholoff em [Nicholoff_90], as funções gaussianas simples e dupla possuem as seguintes equações :

$$\text{gaussiana simples: } f(x) = \exp(-\alpha^2 * x^2) \quad (5.6)$$

$$\text{gaussiana dupla: } f(x) = \exp(-\alpha^2 * (x + \epsilon)^2) + \exp(-\alpha^2 * (x - \epsilon)^2) \quad (5.7)$$

onde, segundo Marques em [Marques_98], a função gaussiana simples e dupla possuem os seguintes parâmetros :

$$\text{gaussiana simples: } \alpha = (3 * 2^{1/2}) / (2 * d) \quad (5.8)$$

$$\text{gaussiana dupla: } \alpha = (7 * 2^{1/2}) / (3 * d) \quad (5.9)$$

$$\epsilon = d * 2/7 \quad (5.10)$$

onde, d é o tamanho do ponto focal de acordo com a direção escolhida

ϵ é a dimensão linear da região central do ponto focal (distância entre o máximo valor de um pico da gaussiana e o eixo de intensidade de raios-X)

Utilizamos as distribuições de intensidade do ponto focal ideal, uniforme, gaussiana com um ou dois picos na região central como mostrada na figura 5.9 e o ponto focal real digitalizado. Uma distribuição de intensidade real acompanha a função gaussiana e, devido às características de saturação do filme, o pico possui uma forma planar.

5.3.6.1. Simulação da influência das diferentes distribuições de intensidade do ponto focal sobre a imagem do objeto.

Para simularmos a influência das diferentes distribuições de intensidade do ponto focal sobre a imagem do objeto, desenvolvemos este algoritmo considerando uma matriz n por m no plano do ponto focal e que foi alocada para armazenar a forma do ponto focal. Cada posição dessa matriz representa um ponto da área do ponto focal e é considerada como um ponto focal ideal, isto é, este ponto forma uma imagem perfeita do objeto de teste. Cada ponto da matriz do ponto focal portanto irá contribuir com um valor. O deslocamento na matriz do ponto focal representa um deslocamento proporcional na matriz do filme. Essa proporção depende da magnificação do objeto. Então, após percorrer a matriz inteira do ponto focal e somar os valores de contribuição na matriz filme, é feita a conversão desses valores totais em níveis de cinza.

Na realidade, manipulamos a matriz do ponto focal em função de dois vetores que armazenam os valores do ponto focal de formato retangular. Esta geometria porém, pode ser modificada através da inclusão do ângulo de inclinação, calculado através das equações fornecidas por [Doi_77], por exemplo. Então, através da multiplicação entre esses dois vetores determinamos a geometria do ponto focal no plano do ponto focal.

Consideramos o ponto focal com geometria retangular e mudamos apenas a distribuição de intensidade variando de acordo com o aparelho. Para uma distribuição uniforme, o ponto focal permanece com aspecto retangular. Porém utilizando as equações 5.6, 5.7, 5.8, 5.9 e 5.10 associadas aos dois vetores que armazenam os valores do ponto focal de formato retangular, a

distribuição acompanha uma função gaussiana simples ou dupla. Trabalhando com um vetor com uma função gaussiana simples no lado **a** e com uma função gaussiana simples no lado **b** temos uma distribuição de intensidade que acompanha uma função gaussiana simples e trabalhando com um vetor com uma função gaussiana dupla no lado **a** e com uma função gaussiana simples no lado **b** temos uma distribuição de intensidade que acompanha uma função gaussiana dupla.

Para verificar a influência do colimador na imagem do objeto foi acrescentada uma “trava”. Quando cada ponto da matriz ponto focal está formando a imagem do objeto na matriz imagem, uma rotina verifica se essa imagem não é influenciada, ou cortada, pelo colimador. Se isto ocorre o processo de formação da imagem é interrompido formando apenas parte desta. Novamente, após percorrer a matriz inteira do ponto focal e somar os valores de contribuição na matriz imagem, é feita a conversão desses valores totais em níveis de cinza.

Figura 5. 10. Representação da matriz auxiliar com 256 níveis de cinza.

5.4. Dispositivo experimental.

5.4.1. Descrição do dispositivo

O dispositivo mostrado na figura 5.11 é composto por três partes básicas: a) um aparelho mamográfico convencional; b) um conjunto mecânico formado pelos suportes da matriz objeto, do “chassis” radiográfico e da máscara de chumbo assim como um conjunto de trilhos que permite o deslocamento deste suporte em duas direções perpendiculares entre si; c) o conjunto colimador, composto por um colimador de chumbo e um conjunto de trilhos que permite seu deslocamento milimétrico. A seguir descreveremos detalhadamente cada uma destas partes.

Figura 5. 11. Dispositivo construído para obter imagens radiográficas com feixes de raios-X colimados.

5.4.2. Suporte da matriz objeto e filme.

Adaptamos o conjunto mecânico que apóia a matriz-objeto de um dispositivo para alinhar tubos radiográficos proposto e confeccionado por Santos em [Santos_98].

Figura 5. 12. Ilustração esquemática da parte mecânica do dispositivo

A base maior apóia-se na mesa do equipamento radiográfico. Em toda a extensão de duas laterais diametralmente opostas a base ha um encaixe no qual pode se deslocar uma placa de acrílico fixada num par de trilhos. Sobre este par de trilhos encaixa-se a base menor, que apóia o chassi radiográfico e o suporte da matriz de esferas. Ainda na base menor foram fixadas paralelamente duas cantoneiras em forma de L de 240mm de comprimento e 195mm de distância entre elas para poder deslizar o “cassete” em relação à base maior (figura 5.13).

Figura 5. 13. Foto da mesa com as guias de alumínio fixas na base menor.

Após o “chassis” com o filme ser colocado na mesa menor é fixado então o suporte da chapa de chumbo de proteção, a máscara. Esta chapa protege dos raios-X as regiões do filme que não devem ser expostas. Este suporte e a chapa de chumbo são mostrados na figura 5.14 .

Figura 5. 14. Suporte e chapa de chumbo para proteção do filme contra raios-x.

O suporte da matriz objeto, por sua vez, apóia-se sobre a base menor através de hastes de alumínio com altura regulável. Com isso, podemos alterar a altura entre a matriz objeto e o filme para adaptarmos às diferentes distâncias foco-filme(**dff**) permitidas por diferentes equipamentos radiográficos, obtendo

diferentes fatores de magnificação. O intervalo de variação possível da altura matriz-objeto ao filme é entre 200 e 500 mm.

A parte superior do suporte da matriz-objeto é circularmente vazada no seu interior, com um friso nas bordas internas para permitir o encaixe de diversos objetos. O diâmetro da circunferência do interior do suporte, 190 mm, foi escolhido de forma a acomodar os objetos de teste utilizados pela equipe de pesquisas do nosso laboratório em diversas investigações.

5.4.2.2. Objeto de teste (matriz-objeto) utilizado

O objeto de teste deve seguir um padrão que deve ser capaz de mostrar a falta de nitidez devida ao tamanho do ponto focal. O padrão utilizado nessa pesquisa foi composto de esferas de material totalmente opaco com forma perfeitamente regular e disposições conhecidas sobre uma placa de acrílico.

Utilizamos uma matriz de esferas proposta por Oliveira em [Oliveira_95] com algumas modificações quanto à disposição destas na base. Inicialmente a matriz era composta por uma placa circular de acrílico com 3,0 mm de espessura e 140 mm de diâmetro com esferas de 0,7mm fixas em linhas e colunas de 10 mm em 10 mm respectivamente. Modificamos este objeto de teste fixando mais esferas reduzindo o espaçamento entre linhas e colunas para 2,5mm e 10 mm respectivamente na metade da matriz. (figura 5.15). No centro da parte modificada reduzimos ainda mais o espaçamento entre linhas para 1,25mm automaticamente.

Figura 5. 15. Matriz de esferas.

5.4.3. Suporte com colimador

A figura 5.16 mostra o conjunto suporte com o colimador. Confeccionamos o suporte com trilho em PVC e em alumínio em razão da sua leveza e fácil manuseio, o que permitiu que o dispositivo não ficasse muito pesado, facilitando a sua fixação no tubo de raios-X, e também devido a disponibilidade e facilidade de encontrar perfis deste material adequados às necessidades do projeto. O colimador é deslocado por esse trilho através de uma porca com passos de 1mm por volta. O conjunto é fixado, no tubo de raios-X, no lugar do colimador inerente ao aparelho, através de parafusos. O colimador formado por uma placa de chumbo prensada em acrílico, se moverá pelo par de trilhos fixos.

Figura 5. 16. Conjunto suporte e colimador.

A seguir apresentamos com mais detalhes as duas partes que compõem o conjunto: o suporte e o colimador.

5.4.3.1. Medidas do suporte do colimador

Confeccionado o suporte mostrado na figura 5.16 em PVC e em alumínio, com eixo de ferro com rosca. Fresamos duas chapas de PVC de 150mm de comprimento, 25mm de largura e 10mm de espessura cada uma até formar no trilho um sulco de 5mm de profundidade e 7mm de base em cada uma delas. Utilizamos um trilho de alumínio de 120mm de comprimento para conectar, através de parafusos, as duas chapas de PVC. No centro do trilho de alumínio fixamos o eixo de ferro com rosca de 1mm de passo, assim o colimador é deslocado ao longo do trilho por uma porca com passos de 1mm por volta.

5.4.3.2. Medidas do colimador

O colimador foi confeccionado em uma placa quadriculada de acrílico com 3,0 mm de espessura e 70 mm de largura e 80mm de comprimento. Sobre esta base foi fixada com cola, uma chapa de chumbo de 0,4mm de espessura cuidadosamente laminada como mostra a figura 5.17.

Figura 5. 17. Colimador com chapa de chumbo de 0,4mm.

5.5. Descrição do método de aquisição do ponto focal real(em dpi).

Medimos o ponto focal do mamógrafo utilizado neste trabalho com uma câmera de orifício que consiste de uma placa de chumbo com um orifício de diâmetro de 0,5mm. Este dispositivo é colocado exatamente na metade da distância entre o ponto focal e o plano filme ($dff/2$). Realizamos uma exposição com 30KVp, 70mA e, 100s utilizando um filme do tipo Mamo-M da BRAFT sem tela intensificadora. Digitalizamos o filme com uma resolução de 1000dpi. Essa imagem então foi redimensionada na dimensão utilizada no programa, uma imagem de 50 por 50 pixels em níveis de cinza.

5.6. Dados do aparelho Senographe CGR. de São Carlos

O aparelho Senographe CGR. de São Carlos tem as configurações nominais apresentadas na tabela 5.2 abaixo.

Tabela 5.2. Dados nominais do aparelho Senographe CGR. de São Carlos

Tipo do tubo	Eureka
Modelo	MAM RAD 70
n. da Categoria	74-72201
n. de Série	A 22034
n. do Certificado	419
Insert Rad	RAD 72
Ponto Focal	0,1 - 0,3 mm
Tensão Máx	49,9 KV
Filtro (AL)	0,0mm
MFG (AT)	C
Data de fabricação	março de 1992
US Patente	4.868.842 e 4.894.853

CAPÍTULO 6. RESULTADOS E DISCUSSÕES

6.1. Introdução

Os resultados estão apresentados neste capítulo, seguindo os passos descritos no item 5.1 metodologia do Capítulo 5.

6.2. Determinação das distâncias d_{ff} , d_{fc} e d_{cc} para localização do dispositivo.

A partir da equação 5.1 abaixo descrita no item 5.2.3. do capítulo 5 :

$$\text{faixa} = w * (d_{ff}/d_{fc} - 1) \quad (6.1)$$

verificamos que o tamanho da faixa de colimação varia com as distâncias d_{ff} , d_{fc} e, d_{cc} . A distância d_{cc} está diretamente relacionado com o tamanho do ponto focal dado por w . Sendo que na direção catodo-anodo w é a projeção do tamanho do ponto focal do lado a , e na direção perpendicular ao eixo catodo-anodo w é a projeção do lado b .

Verificando a variação do tamanho da faixa de colimação notamos que o tamanho da faixa de colimação:

- aumenta proporcionalmente com o aumento de d_{ff} ;
- diminui proporcionalmente com o aumento de d_{fc} ;

- aumenta proporcionalmente com o aumento de **w**.

Como queremos determinar através das simulações a posição dentro do filme onde a faixa de colimação é maior, precisamos portanto trabalhar com **dff** e **dfc** o menor possível já que **w** é uma característica do aparelho.

A distância **dff** é limitada pela intensidade dos raios-X. A intensidade de raios-X é inversamente proporcional ao quadrado da distância **dff** ($I=1/\sqrt{d_{ff}}$). Portanto se aumentarmos demasiadamente **dff** a intensidade diminui drasticamente e afetar a imagem final. No nosso caso, adotamos a posição logo acima da acomodação destinada ao filme no aparelho mamográfico utilizado (ver figura 5.11 do sistema completo na metodologia) essa distância é de 577mm do ponto focal (levando em conta a espessura do chassis).

A distância **dfc** é limitada por um fator físico que é a distância que existe entre o ponto focal e a parede do tubo de raios-X (incluindo a espessura do vidro, da proteção de chumbo e da armação metálica). No aparelho mamográfico CGR utilizado, a distância mínima **dfc** é de 75mm.

6.3. Cálculo do deslocamento lateral do colimador.

Para poder realizar um deslocamento que garanta que cada faixa esteja situado imediatamente no fim da exposição anterior, precisamos saber qual é o tamanho de cada uma. O algoritmo é descrito no item 5.3.3.2. do capítulo 5.

Calculamos os resultados mostrados neste trabalho para **dff** igual a 577mm, **dfc** a 75mm, **a** no centro do campo a 0,4 mm, **b** a 0,9mm, iniciando a varredura a partir do centro do campo em direção ao catodo e variando **dcc** a cada 1mm. A figura 6.1 representa a variação da faixa de colimação (curva azul) e do tamanho do ponto focal (curva rosa).

A partir da figura 6.1 podemos verificar que a maior faixa encontrada fica no lado do catodo. Quanto mais o dispositivo se distancia do anodo maior é a faixa. Fica a equação obtida a partir do gráfico:

$$\text{faixa} = 0,1436 \cdot \text{dcc} + 2,636 \quad (6.2)$$

nós observamos um crescimento linear da função.

Sabemos que o dfc mínimo é limitado por um fator físico, que é a distância que existe entre o foco e a janela do tubo de raios-X . No aparelho mamográfico CGR de São Carlos o limite é de 75mm.

Então pela equação 6.1 temos para **dff** igual a 577mm **dfc** a 75mm e a a 0,4mm no centro do campo de radiação:

$$\boxed{\text{faixa} = 0,4(577/75 - 1) = 2,677\text{mm}}$$

E utilizando a equação 6.2 temos:

$$\boxed{\text{faixa} = 0,1436 * 0 + 2,636 = 2,636\text{mm}}$$

Os dois resultados são similares com apenas uma pequena variação. Essa pequena diferença é devida ao arredondamento dos valores de entrada.

Figura 6. 1 Variação da faixa de colimação e do tamanho do ponto focal a para deslocamento lateral.

A figura 6.2 representa graficamente o início e o fim da faixa de colimação em função do deslocamento lateral do colimador. Sendo que a curva amarela representa o fim da faixa de colimação, a curva rosa o início da faixa de colimação e a curva azul os pixels no filme.

Figura 6. 2 Gráfico do início e fim da faixa de colimação em função do deslocamento lateral do colimador.

6.4. Simulação das imagens obtidas com deslocamento lateral do colimador.

As imagens obtidas com o deslocamento lateral do colimador estão representadas na figura 6.3 onde se pode verificar o crescimento da faixa de colimação em direção ao lado do catodo.

Figura 6. 3 Resultado da simulação do deslocamento lateral do colimador.

Neste caso o deslocamento lateral é automático, o início da colimação é no fim da faixa anterior.

6.5. Cálculo do deslocamento longitudinal do colimador

Com o dispositivo se deslocando perpendicularmente ao eixo catodo-anodo como descrito no item 5.3.3.2., foram calculadas as faixas de colimação.

A variação do tamanho do ponto focal e das faixas em função do deslocamento do colimador esta representada na figura 6.4 onde estão a reta azul que mostra a variação da faixa de colimação e que representa a curva rosa o tamanho do ponto focal **b**.

A partir da figura 6.4 podemos verificar que nesta direção o tamanho da faixa encontrada varia pouco com o deslocamento **dcc** ela depende apenas da magnificação do colimador. O valor da faixa no centro do campo fica em :

$$\text{faixa} = 0,139 \cdot \text{dcc} + 6,0362$$

$$\text{faixa} = 0,139 \cdot 0 + 6,0362$$

$$\boxed{\text{faixa} = 6,0362\text{mm}}$$

Pela equação 6.1 temos para **dff** igual a 577mm e **dfc** igual a 75mm e **b** a 0,9mm no centro do campo de radiação:

$$\boxed{\text{faixa} = 0,9(577/75 - 1) = 6,024\text{mm}}$$

Os dois resultados são similares com apenas uma pequena variação devida ao arredondamento dos valores de entrada.

Figura 6. 4 Gráfico com a variação da faixa de colimação e do tamanho do ponto focal b.

A figura 6.5 representa graficamente o início e o fim da faixa de colimação em função do deslocamento longitudinal do colimador. Sendo que a curva amarela representa fim da faixa de colimação, a curva rosa representa início da faixa de colimação e a curva azul representa os pixels no filme.

Figura 6. 5 Gráfico do início e fim da faixa de colimação em função do deslocamento lateral do colimador.

6.6. Simulação das imagens obtidas com o deslocamento longitudinal do colimador

As imagens obtidas com o deslocamento longitudinal do colimador estão representadas na figura 6.6 onde se pode verificar a variação do tamanho da faixa de colimação em direção para fora do centro do campo de radiação.

Figura 6. 6 Resultado da simulação do deslocamento do colimador na direção longitudinal (perpendicular ao eixo catodo-anodo).

Neste caso o deslocamento longitudinal é automático, o início da colimação é no fim da faixa anterior.

Observamos aqui que a faixa independe do deslocamento de d_{cc} , ela depende apenas da relação $d_{ff} - d_{fc}$.

6.7. Discussão dos resultados obtidos com a simulação do deslocamento.

Observando o resultado da simulação do deslocamento lateral do colimador do centro do campo em direção ao catodo , notamos que o tamanho da faixa de colimação aumenta conforme previsto no equacionamento 6.1. As

variações de intensidade, são bem representadas pelas variações dos níveis de cinza da imagem. A faixa mais escura representa os pontos da imagem que receberam a radiação do ponto focal inteiro sem a influência do colimador e a faixa mais clara representa os pontos da imagem que não receberam nenhuma radiação devido a presença do colimador.

No resultado da simulação do deslocamento longitudinal do colimador não é perceptível o aumento do tamanho da faixa de colimação conforme previsto no equacionamento 6.1. Essa variação é muito pequena em relação ao tamanho da faixa para poder ser visualizado. As variações de intensidade são também bem representados em níveis de cinza como no deslocamento lateral.

6.8. Simulação da influência da faixa de colimação sobre a nitidez das imagens - deslocamento lateral e longitudinal.

Ao algoritmo que simula o deslocamento do colimador acrescentamos a simulação de uma matriz de esferas colocada a 288,5 mm (**dfo**) de distância do ponto focal.

O resultado, considerando o deslocamento lateral do colimador está mostrado na figura 6.7. E a figura 6.8. mostra o resultado do deslocamento longitudinal do colimador.

Figura 6. 7 Resultado da simulação do deslocamento lateral do colimador com simulação de esferas.

Figura 6. 8 Resultado da simulação do deslocamento longitudinal do colimador com simulação de esferas.

6.9. Discussão dos resultados obtidos com a simulação da nitidez dos objetos.

A partir das imagens das figuras 6.7 e 6.8 notamos que as esferas são mais nítidas quando elas são mais próximas do fim da faixa do lado mais claro. Isto porque, o ponto focal diminui quanto mais próximas do fim da faixa do lado mais claro, também.

Comparando as imagens das esferas marcadas com setas na figura 6.8, podemos notar que entre as esferas número 1,2 e 3, o número 3 é a que está mais definida. A esfera número 3 está em uma posição da faixa onde o ponto focal ainda é grande e, portanto, se encontra menos nítida. Já a esfera número 1 está em uma posição da faixa onde o ponto focal é pequeno, porém, é uma posição onde a intensidade de raios-X não é suficiente para formar a imagem inteira da esfera. A esfera número 2 está em uma posição da faixa onde o ponto focal é menor e, também, é uma posição onde a intensidade de raios-X é suficiente para formar a imagem inteira da esfera.

Portanto, para poder formar uma imagem nítida, a localização da imagem do objeto dentro da faixa tem que ser bem escolhida.

6.10. Imagens obtidas com exposição do dispositivo aos raios-X.

O dispositivo desenvolvido com os mesmos parâmetros utilizados na simulação foi exposto aos raios-X com a seguinte técnica: tensão de 30 KVp, corrente de 70mA e tempo de exposição de 1segundo. Utilizamos o filme Kodak Mamo-M e tela intensificadora (écran) do tipo Kodak Min-R, no

aparelho CGR Senographe (CGR São Carlos). Para tanto, para uma colimação na direção anodo-catodo com **dff** igual a 577mm, **dfc** a 75mm, **ao** a 0,4 mm, **b** a 0,9mm e **dcc** no centro do campo, iniciando portanto a varredura a partir do centro do campo em direção ao catodo obtivemos as figuras 6.9 e 6.10 com deslocamento lateral e longitudinal do colimador respectivamente.

Figura 6.9. Imagem com deslocamento lateral simulada (A) e real (B) com deslocamento do colimador de 1mm após cada disparo do tubo.

figura 6.10. Imagem com deslocamento longitudinal simulada (A) e real (B) com deslocamento do colimador de 1,2mm após cada disparo do tubo.

6.11. Discussão dos resultados obtidos comparando imagens simuladas e reais.

As imagens reais obtidas com o mamógrafo não apresentam exatamente as mesmas variações de densidade dentro das faixas que as imagens simuladas, isto é devido a falta de precisão do dispositivo mecânico que desloca o dispositivo após cada disparo. Um erro de posicionamento de 1mm do objeto significa, para magnificação 2, um erro de 2mm na imagem. Um erro de posicionamento do colimador de 1 mm significa, um erro de 7,69mm. Portanto qualquer falha no posicionamento representa um erro grande na imagem. Para realizar um deslocamento rápido e preciso seria necessário adaptar um sistema eletro-mecânico.

Uma outra fonte de erro foi na medida do tamanho do ponto focal na direção perpendicular ao eixo catodo-anodo **b** para o deslocamento longitudinal consideramos para a simulação um tamanho do ponto focal **b** igual a 0,9mm, mas na realidade o tamanho do ponto focal **b** esta muito borrado e deve ser de 0,4mm a 0,9 mm. Por isso obtivemos imagens com tamanho da faixa de colimação e a nitidez da imagens das esferas diferentes das simuladas. As imagens simuladas dos objetos aparecem mais distorcidas que as reais por causa do maior tamanho do ponto focal **b**.

Entretanto a simulação das esferas foi bem sucedida. As imagens das esferas marcadas com as setas tanto nas imagens obtidas por simulação como nas imagens reais são visivelmente maiores que as outras esferas que estão totalmente ou parcialmente fora da faixa de colimação nos dois casos.

6.12. Comparação das imagens obtidas sem e com colimador – deslocamento lateral do colimador.

Para avaliar se o colimador realmente aumenta a nitidez das imagens realizamos uma comparação entre as imagens obtidas do sistema mamográfico sem e com colimador. Estas imagens estão na figura 6.11 e 6.12. As figuras 6.11A e 6.12A mostram as imagens das esferas sem colimador e as figuras 6.11B e 6.12B as imagens das esferas com deslocamentos do colimador de 1mm.

Figura 6.11 Imagem da matriz de esferas com feixes de raios-X do aparelho CGR-Senographie :
A)Sem colimador. **B)**Com colimador com deslocamento lateral de 1mm após cada exposição.

Para comparar a nitidez das duas radiografias foi realizada uma ampliação das esferas marcadas com uma seta na figura 6.11 . Para realizar a ampliação que aparece na figura 6.12 as imagens foram digitalizadas com 1000dpi.

Figura 6.12 Imagem das esferas ampliadas da exposição **A)**Sem colimador. **B)**Com deslocando lateral do colimador de 1mm.

6.13. Comparação das imagens obtidas sem e com colimador – deslocamento longitudinal do colimador.

Figura 6. 13 Imagem da matriz de esferas com feixes de raios-X: A) Sem colimador. B) Com colimador deslocando longitudinalmente 1mm após cada disparo do aparelho.

Para comparar a nitidez das duas radiografias foi realizada uma ampliação das esferas marcadas com uma seta na figura 6.13 . Para realizar a ampliação que aparece na figura 6.14 as imagens foram digitalizadas com 1000dpi.

Figura 6.14 Imagem das esferas ampliadas da exposição A) Sem colimador B) Com colimador deslocando 1mm após cada disparo.

6.14. Comparação de imagens obtidas sem e com colimador – deslocamento da matriz objeto.

Para aproveitar a intensidade do feixe de raios-X que é maior na extremidade do campo, do lado do catodo, por causa do efeito “heel”, em lugar de deslocar o colimador deslocamos a matriz objeto como explicado no item 5.3.3.2.2. do capítulo 5. Neste caso a faixa de colimação é a maior e permanece constante durante a varredura do objeto.

As radiografias da figura 6.15 foram obtidas com 25Kvp, 50mA e 1s. Na imagem da figura 6. 15.**B** as esferas foram obtidas com o colimador fixo em **dcc** igual 11mm na direção do anodo com deslocamento da matriz objeto de 3mm e deslocamento do filme de 6mm.

Figura 6. 15. Radiografias obtidas da imagem da matriz de esferas com feixes de raios-X: A) Sem colimador. B) Colimados com deslocamento sucessivos da matriz-objeto de 3mm e do filme de 3mm.

A figura 6.16 abaixo representa as imagens da esfera indicadas na figura 6.16A e 6.16B. As imagens foram digitalizadas com resolução espacial de 1000dpi.

Figura 6.16. Imagem das esferas ampliadas da exposição A) Sem colimador B) Com colimador fixo e com deslocamento sucessivos da matriz-objeto de 3mm e do filme de 3mm após cada disparo.

Os resultados (figuras 6. 15B e 6.16B) mostram que as esferas são maiores e menos deformadas que as imagens da radiografia sem colimador (figura 6. 15A e 6.16A).

Podemos observar que quanto mais próximo do fim da faixa de colimação, menor é o tamanho do ponto focal e melhor a visualização da imagem do objeto.

6.15. Discussão dos resultados obtidos com a faixa de colimação.

Comparando os resultados obtidos com a faixa de colimação com deslocamento lateral e longitudinal fixo do colimador (figuras 6.11 e 6.13) e com deslocamento do conjunto matriz objeto e filme (figura 6.15), notamos que a imagem obtida com o deslocamento do conjunto matriz objeto e filme é melhor. Isto porque as imagens dos objetos estão sempre dentro das faixas de colimações. Com os deslocamentos fixos algumas imagens dos objetos estão fora das faixas de colimações.

Observando as imagens ampliadas nas figuras 6.12B, 6.14B e 6.16B, notamos que todas são mais nítidas. As imagens obtidas sem colimador (figuras 6.12A, 6.14A e 6.16A) possuem formas elípticas com diâmetros de 25 e 32 pixels. Na figura 6.12B a imagem do objeto é uma elipse com diâmetros de 60 e 65 pixels, a figura 6.14B apresenta a imagem do objeto em forma de elipse com diâmetros de 55 e 65 pixels e a figura 6.16B apresenta a imagem do objeto em forma circular com diâmetro de 55 pixels. A figura 6.16B é a mais nítida e sem deformação.

6.16. Comparando imagens reais e simuladas

A figura 6.17 mostra a imagem gerada pelo mamógrafo (A) e a gerada pelo computador. Pode ser visto nesta figura que as imagens à direita são menores e mais deformadas devido ao barramento introduzido pelo ponto focal maior (B). Visualmente as imagens são somente parecidas. Isto se deve ao fato que não é muito fácil comparar uma imagem analógico em filme com uma imagem na tela do microcomputador. Portanto comparamos os níveis de cinza em função da distância das duas imagens (figura 6.18) onde podemos ver que as características geradas no computador são semelhantes às obtidas por exposição prática. Os níveis de cinza indicam o quanto o filme recebeu de radiação e podemos perceber que os pontos da imagem mais próximos ao lado do colimador receberam menos radiação. Entretanto como este lado é o que recebe mais radiação total devido ao efeito “heel”, essa diminuição está diretamente relacionada com a diminuição do tamanho do ponto focal. Isto é, quanto mais próximo do fim da faixa de colimação menor é o tamanho do ponto focal e melhor a visualização da imagem do objeto.

Como pode ser visto na figura 6.17, onde as imagens à direita são menores e deformadas devido ao barramento introduzido pelo ponto focal maior.

Figura 6. 17 Radiografia prática(A) e simulada(B) da matriz de esferas com $dcc=3mm$ e $dfc=75mm$.

Figura 6. 18. Gráfico de nível de cinza pelo número de pixels da imagem do mamógrafo e a simulada por computador, com $dcc=3mm$ e $dfc=75mm$.

6.17. Influência da distribuição de intensidade do ponto focal.

As simulações até agora foram realizadas considerando um ponto focal com distribuição uniforme. Para podermos avaliar os erros introduzidos por esta simplificação, simulamos a influência das diferentes distribuições de intensidade do ponto focal sobre o tamanho da faixa de colimação no plano imagem.

Utilizamos as distribuições de intensidade do ponto focal ideal, uniforme, gaussiana com um ou dois picos na região central como mostrada na figura 5.9 do item 5.3.5. e o ponto focal real digitalizado.

Para obter a distribuição de intensidade do mamógrafo Senographe CGR que utilizamos, digitalizamos a imagem do ponto focal obtida com uma câmera pinhole e convertimos para níveis de cinza em uma matriz fonte auxiliar. Então, essa matriz fonte auxiliar foi redimensionada para uma matriz

fonte 30x30 para ser utilizada no programa como a matriz fonte do tipo gaussiana.

Figura 6. 19. Imagem da distribuição de intensidade do ponto focal do mamógrafo de São Carlos.

A imagem da esquerda na figura 6.19 representa a imagem digitalizada do ponto focal no centro do campo.

A distribuição de intensidade real é uma função gaussiana entretanto, devido às características de saturação do filme, o pico possui uma forma planar (figura 6.19).

6.17.1. Influência da distribuição sobre o tamanho das faixas de colimação.

Para verificar a influência da distribuição sobre o tamanho das faixas de colimação, simularemos uma colimação na direção anodo-catodo com **dff** igual a 577mm, **dfc** a 75mm, **ao** a 0,4 mm, **b** a 0,9mm, iniciando a varredura a partir do centro do campo temos as seguintes respostas.

Para a direção catodo-anodo, o tamanho da faixa de colimação é dado na figura 6.20, abaixo:

Figura 6. 20 Variação da faixa de colimação para as diversas distribuições de intensidade do ponto focal na direção catodo-anodo. A) para distribuição uniforme; B) para distribuição gaussiana simples; C) para gaussiana dupla e; D) para o ponto focal digitalizado.

A faixa A na figura 6.20, representa a resposta para um ponto focal com distribuição de intensidade de raios-X uniforme, a 6.20B para distribuição gaussiana simples, 6.20C para gaussiana dupla e, 6.20D para o ponto focal digitalizado. Em termos de níveis de cinza temos a seguinte resposta no gráfico da figura 6.21.

Figura 6. 21 Variação dos níveis de cinza na faixa de colimação para as diversas distribuições de intensidade do ponto focal na direção catodo-anodo.

Os tamanho das faixas obtidas no gráfico da figura 6.21 são praticamente semelhantes(18,5mm), com exceção da obtida com a fonte digitalizada (24,0mm). Esta diferença é devida ao fato que o nosso ponto focal

real é bem distante das distribuições gaussiana ou gaussiana dupla que são encontradas normalmente em mamógrafos.

A resposta uniforme e gaussiana dupla são próximas à uma rampa linear, mas a resposta para a gaussiana simples tem formato de “S” devido a resposta acompanhar a função gaussiana. Na gaussiana dupla isso é menos perceptível por causa da pouca resolução espacial ficando portanto semelhante à resposta uniforme.

6.17.2. Influência da distribuição sobre a imagem dos objetos.

6.17.2.1. Simulação das imagens de esferas com diversas distribuições de intensidade.

Simulamos as imagens das esferas utilizando várias distribuições de intensidade do ponto focal. Utilizamos as distribuições ideal, uniforme retangular, gaussiana simples, gaussiana dupla e a imagem digitalizada do ponto focal do aparelho CGR. Utilizamos ainda como parâmetros de entrada **dff** igual a 577mm, **dfo** (distância foco-objeto) a 288,5mm, **ao** a 0,4 mm, **b** a 0,9mm, e o objeto localizado no centro do campo ($(x_o, y_o) = (0,0)$).

As imagens receberam um pré-processamento para redistribuir os níveis de cinza (de 0 a 255) e poder observar melhor as formas dos objetos.

A figura 6.22 mostra as imagens da esfera para as diversas distribuições de intensidade do ponto focal: a figura 6.22.A é a imagem formada usando ponto focal com distribuição ideal ou puntual; a figura 6.22.B é a imagem formada usando ponto focal com distribuição uniforme retangular; a figura

6.22.C é a imagem digitalizada do ponto focal do aparelho CGR; figura 6.22.D é a imagem formada usando ponto focal com distribuição gaussiana simples. A figura 6.22.E. é a imagem formada usando ponto focal com distribuição gaussiana dupla, e a figura 6.22.F é a imagem formada usando a imagem digitalizada do ponto focal do aparelho CGR.

Figura 6. 22 Imagem da esfera no centro do campo para as várias distribuições de intensidade.

A figura 6.23 mostra as imagens da esfera para as diversas distribuições de intensidade do ponto focal com a influência do colimador: a figura 6.23.A é a imagem formada usando ponto focal com distribuição uniforme retangular; figura 6.23.B é a imagem formada usando ponto focal com distribuição gaussiana simples; figura 6.23.C. é a imagem formada usando ponto focal com distribuição gaussiana dupla, e; figura 6.23.D é a imagem formada usando a imagem digitalizada do ponto focal do aparelho CGR.

A coluna 1 mostra as imagens sem influência do colimador; a coluna 2 mostra as imagens com influência do colimador posicionado na posição projetado no plano filme em $x = -2\text{mm}$; a coluna 3 mostra as imagens com influência do colimador posicionado na posição projetado no plano filme em $y = -4\text{mm}$; a coluna 4 mostra as imagens com influência do colimador posicionado na posição projetado no plano filme nas duas coordenadas $(x,y) = (-2\text{mm}, -4\text{mm})$.

Figura 6. 23 Imagem da esfera no centro do campo para para as várias distribuições de intensidade uniforme com ponto focal de $a=0,4\text{mm}$ e $b=0,9\text{mm}$ colimado nas posições $x=-2\text{mm}$, $y=-4\text{mm}$ e, $(x,y)=(-2\text{mm}, -4\text{mm})$.

6.12.2.2. Simulação de imagem de objeto em forma de cruz com diversas distribuições de intensidade.

Para podermos observar melhor a influência e a eficácia do uso do colimador, utilizamos um objeto com forma geométrica mais acentuado que uma esfera. Sabemos que a forma especulada das microcalcificações é um detalhe importante para diagnóstico de câncer de mama, para verificarmos a possibilidade de visualizar essas estruturas pequenas utilizamos um objeto em forma de cruz com o raio da circunferência que o circunscreve (d) igual a 0,7mm (figura 6.24).

Figura 6. 24 Imagem da cruz no centro do campo para distribuição de intensidade ideal.

A figura 6.25 mostra as imagens da cruz para as diversas distribuições de intensidade do ponto focal com a influência do colimador: a figura 6.25.A é a imagem formada usando ponto focal com distribuição uniforme retangular; figura 6.25.B é a imagem formada usando ponto focal com distribuição gaussiana simples; figura 6.25.C. é a imagem formada usando ponto focal com distribuição gaussiana dupla, e; figura 6.25.D é a imagem formada usando a imagem digitalizada do ponto focal do aparelho CGR.

A coluna 1 mostra as imagens sem influência do colimador; a coluna 2 mostra as imagens com influência do colimador posicionado na posição projetado no plano filme em $x = -2\text{mm}$; a coluna 3 mostra as imagens com influência do colimador posicionado na posição projetado no plano filme em y

= -5mm e; a coluna 3 mostra as imagens com influência do colimador posicionado na posição projetado no plano filme nas duas coordenadas $(x,y) = (-2mm,-5mm)$.

Figura 6. 25 Imagem da cruz no centro do campo para para as várias distribuições de intensidade uniforme com ponto focal de $a=0,4mm$ e $b=0,9mm$ colimado nas posições $x=-2mm$, $y=-5mm$ e, $(x,y)=(-2mm,-5mm)$.

As figuras 6.23 e 6.25 mostram as imagens dos objetos com a influência da faixa de colimação, mas sem o fundo com variação de níveis de cinza. A variação de intensidade de fundo foi retirada para poder visualizar

melhor a influência do colimador em determinada posição do filme. Verificamos ainda que a imagem do objeto não muda muito para as várias distribuições de intensidade do ponto focal em estudo.

6.13. Discussões dos resultados obtidos.

Os resultados obtidos neste capítulo mostram que:

- A distribuição de intensidade não afeta significativamente o tamanho da faixa de colimação portanto, como utilizar uma fonte com distribuição uniforme facilita a construção do algoritmo, esta foi adotada.
- Quanto a distribuição da intensidade da faixa de colimação, elas são semelhantes, mas não iguais, pois temos que considerar que utilizamos a distribuição de intensidade uniforme para os cálculos e a simulação, sendo que na realidade a fonte possui uma distribuição bem diferente. Essa diferença existe, porém pequena demais para ser visualizada na imagem do filme resultante.
- As imagens simuladas foram geradas com 8 bits pois esse é o quanto suporta a ferramenta usada para programação, Delphi no ambiente Windows. Porém como o que se espera no programa é o auxílio visual no diagnóstico esse número é suficiente para poder sensibilizar o olho humano.

CAPÍTULO 7. CONCLUSÕES

7.1. Conclusões parciais

Neste estudo mostramos que a nitidez das imagens é melhorada com o uso de um colimador. Entretanto esta técnica tem duas desvantagens em relação ao exame convencional:

- a diminuição da intensidade do feixe de raios-X que incide no objeto;
- o aumento do tempo de exposição

Observando a faixa de colimação notamos que a diminuição da intensidade é ligada a diminuição do tamanho do ponto focal. Esta diminuição pode afetar a imagem final. Uma maneira de compensar esse decréscimo seria aumentando o tempo de exposição ou a corrente do tubo, porém isso significaria diminuir o tempo de vida do aparelho, representando um custo maior para os hospitais. Para minimizar esse problema nós trabalhamos com o colimador colocado no lado mais afastado do anodo, onde ,por efeito heel, a intensidade do feixe é maior.

Devido ao efeito heel o lado do catodo recebe 25% de radiação a mais que o centro do campo. Isso significa que, no local onde posicionamos o colimador, a 11cm do centro do campo na direção do catodo, teremos um acréscimo de intensidade de aproximadamente 15%. Se colocamos o objeto na metade da faixa de colimação, ele receberá a metade da intensidade original, mas se estivermos trabalhando do lado do catodo o objeto receberá a metade da intensidade com mais 15% relacionados com o efeito heel.

Na mamografia convencional são utilizadas grades para diminuir o espalhamento dos raios-X. No entanto, este método diminui a intensidade dos raios-X de acordo com a taxa de grade utilizada. Os métodos slit e slot apresentados por [Maidment_96] foram desenvolvidos para diminuir o efeito Compton. O método de colimação que implementamos é derivado destes e portanto deve também diminuir o espalhamento Compton. Embora esta avaliação não foi realizada neste trabalho é bem provável que o uso do colimador permite dispensar a grade e portanto proporcionar imagens com intensidade de raios-X suficiente para ter um bom contraste.

Quanto ao tempo de exposição podemos deprender que, com um deslocamento do colimador de 1mm que resulta em uma faixa de colimação de 5mm, necessitaríamos de 24 exposições para varrer a mama inteira, na posição crânio caudal (comprimento da mama comprimida estimado em 120mm) . Sendo que para cada exposição gastamos 1s de exposição e mais 2s para rearmarmos o tubo, teremos um gasto em termos de tempo de 72s. No entanto, na mamografia convencional são realizadas três imagens da mama: crânio caudal, oblíqua e médio-lateral, resultando em um tempo total gasto para o exame de aproximadamente 15 minutos.

Considerando portanto o tempo durante o qual a mama fica comprimida a duração do exame utilizando colimador não é significativo. Entretanto o número de exposições repetidas é mais crítico.

Portanto acreditamos que o método do colimador não deve ter o propósito de visualizar a mama inteira mas de ser utilizado para melhorar a visualização de regiões com agrupamento de microcalcificações ou peças de biópsia que possuem aproximadamente 20mm de comprimento.

Quanto a dose absorvida pela paciente, esta não aumentará , pelo contrário pode até diminuir, pois a paciente será exposta apenas a faixas de intensidades menores que em um exame normal.

7.2. Conclusões finais

A identificação e a localização de microcalcificações são detalhes importantes para o diagnóstico de câncer de mama. Entretanto por ser de tamanho reduzido elas são pouco nítidas.

A mamografia por raios-X é o método mais sensível e específico de visualização “in vivo” de microcalcificações da atualidade. Ela é, por enquanto, o único método apropriado para visualizar calcificações pequenas.

Tendo conhecimento dos parâmetros de um equipamento mamográfico, pode-se otimizar a sua utilização, propiciando a obtenção das melhores imagens, e portanto o melhor diagnóstico possível. Conhecendo os limites de resolução de um sistema, pode-se direcioná-lo para aplicações que requeiram tal definição, e tirar proveito das suas características, através da escolha da melhor geometria de exposição do sistema de registro da imagem apropriado, além da corrente e tensão de tubo mais adequados.

Neste trabalho mostramos que a falta de nitidez devida ao tamanho do ponto focal pode ser melhorada usando um colimador externo ao aparelho, na região mais afastada do anodo.

7.3. Proposta de trabalhos futuros

1. Adaptar um sistema eletro-mecânico para realizar um deslocamento rápido e preciso;
2. Após a aquisição e digitalização da imagem obtida com o uso de colimador na direção catodo-anodo retirar o degradê da imagem através de processamento;
3. Estudar a redução do efeito Compton com o dispositivo colimador-máscara.

CAPÍTULO 8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[Ackerman_85] Ackerman L V, Walt A C, Shetty P, Flynn M J, Burke M, Kambouris A, Fine G and Wilderman S. (1985). - Brest lesion examined by digital angiography *Radiology* **155** 65-8.

[Aichinger_94] Aichinger H, Dierker J, Säbel M. and Joite-Barfuß S. (1994). - Image quality and dose in mammography *Electromedica* **62** 7-11 .

[Aichinger_90] Aichinger H, Joite-Barfuß S and Marhoff P. (1990). - Automatic exposure control system in mammography *Electromedica* **58** 61-9.

[Bassett_87] Bassett L W, Kimme-Smith C, Sutherland L K, Gold R H, Sarti D and King W. (1987). - Automated and hand-held breast US: effect on patient management *Radiology* **165** 103-8.

[Bassett_91] Bassett L W and Kimme-Smith C. (1991). - Breast sonography *Am. J. Roentgenol.* **156** 449-55.

[Burgess_77] Burgess, A. E. (1977). - Focal spots: II. models - *Inv. Radiol.* - vol **12** – pgs 44-53.

[Chan_94] Chan H-P, Niklason L T, Ikeda D M, Lam K L and Adler D.D. (1994). - Digitization requirements in mammography: effects on computer-aided detection of microcalcifications *Med. Phys.* **21** 1203-11.

[**Cosgrove_90**] Cosgrove D O, Bamber J C, Davey J B, McKinna J A and Sinnelt H D (1990). - Color Doppler signals from breast tumors: work in progress *Radiology* **176** 175-80.

[**Curry_90**] Curry III, T. S.; Dowdey, J. E. e Murry, R. C. (1990). - The Christensen's physics of diagnostic radiology - 4^o edição - Ed. Lea & Febiger.

[**Dash_86**] Dash N, Lupetin A R, Daffner R H, Dceb Z L, Sefezek R J and Schapiro R I. (1986). - Magnetic resonance imaging in the diagnosis of breast disease *Am. J. Roentgenol.* **146** 119-25.

[**Doi_65**] Doi, K. (1965)- Optical Transfer function of the focal spot of X-ray tubes - *Am. J. Roentg.* - vol **94** - pgs 712-718 .

[**Doi_77**] Doi, K (1977). - *Field Characteristics of Geometric Unsharpness Due to the X-ray Tube Focal Spot* - *Med. Phys.* - vol **4** (1) - pgs 15-20.

[**Fritz_85**] Fritz, S. L. and LIVINGSTON, W. H. (1985). The Effect of Anode Curvature on Radiographic Heel Effect. *Med. Phys.* - vol **12** (4) - pgs 443-7.

[**Gilles_93**] Gilles R, Guinebretiere J M, Tardivon A, Lesnik M G, Maselot J and Vanel D. (1993). - Nonpalpave breast tumors: diagnosis by using dynamic contraste-enhanced subtration MR imaging. *Radiology* **189** 105.

[**Halmshaw_92**] Halmshaw, R. (1992) - The effect of focal spot size in industrial radiography - *Br. J. NDT* - vol **34** (8) - pgs 389-394.

[**Harms_93**] Harms S E, Flaming D P, Hesley K L, Meiches M D, Jensen R A, Evans W P, Savino D A and Wells R V. (1993). - MR imaging of the breast

with rotating delivery of excitation off resonance: clinical experience with pathologic correlation. *Radiology*. 493-501.

[Heidsieck_91] Heidsieck R, Bucquoy F, Laurencin G, Ponchon A, Gabbay E and Klausz R (1991). - Dual target x-ray tubes for mammographic examinations: dose reduction with image quality equivalent to that of standard mammographic tubes *Radiology* **181** 311.

[Heywang_93] Heywang-Koebrunner S H. (1993). - Diagnosis of breast cancer with MR-review after 1250 patient examinations *Electromedica* **61** 43-52.

[Hillen_87] Hillen W, Schiebel U and Zaengel T. (1987). - Imaging performance of a digital storage phosphor system. *Med. Phys.* **14** 744-51.

[Jackson_90] Jackson V.P. (1990). - The role of US in breast imaging *Radiology* **177** 305-11.

[Jackson_93] Jackson V P, Hendrick R E, Feig S A and Kopans D.B. (1993). - Imaging of the radiographically dense breast *Radiology* **188** 297-301.

[Jago_91] Jago J R and Whittingham T.A. (1991). - Experimental studies in transmission ultrasound computed tomography *Phys. Med. Biol.* **36** 1515-27.

[Jonhns_83] Jonhs, P.C. e Cunningham, J.R. (1983) – The Physics of Radiology, 4 ed., Illinois, Charles C Thomas Publisher.

[Johns_94] Johns P C and Beauregard R M. (1994). - Incorporation of iscatereed radiation of scattered radiation into dual-energy radiologic theory and application to mammography *Med. Phys.* **21** 1455-62.

[Jones_82] Jones C H (1982) - Methods of breast imaging *Phys. Med. Biol.* **27** 463-99.

[Kalender_90] Kalender W A, Seissler W, Klotz E and Vock. P. (1990). - Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continous transport, and continous scanner rotation *Radiology* **176** 181-3.

[Key_91] Key H, Davies E R, Jackson P C and Wells P.N.T. (1991). - Monte Carlo modelling of light propagation in breast tissue *Phys. Med. Biol.* **36** 591-602.

[Kimme-Smith_94] Kimme-Smith C, Wang J, DeBruhl N, Basic M and Bassett L W (1994). - Mammograms obtained with rhodium vs molybdenum anodes: contrast and dose differences *Am. J. Roentgenol.* **162** 1313-17.

[Kopans_84] Kopans D.B. (1984). - 'Early' breast cancer detection using techniques other than mammography *Am. J. Roentgenol.* **143** 465-8.

[Kopans_87] Kopans D.B. (1987). - Nonmammographic breast imaging techniques: Current Status and Future Developments. *Radiologic Clinics of North America.* vol **25** pages 961-71.

[Kratzat_88] Kratzat, M. (1988) - Evaluating the importance of focal spot sizes in mammography -Medicamundi - vol 33 (2) - pgs 74-80.

[Madsen_89] Madsen, J. U. (1989)- Focal spot size measurements for microfocus x-ray sets - NDT International - vol 22 (5) - pgs 292-296.

[**Maidment_93a**] Maidment A D A, Fahrig, and Yaffe M. J. (1993). - Dynamic Range requirements in digital mammography. *Med. Phys.* **20** 1621-33.

[**Maidment_93b**] Maidment A D A, Yaffe M J, Plewes D B, Mawdsley G E, Soutar I C, and Starkoski B G. (1993). - Imaging performance of a prototype scanned-slot digital mammography sistem. *Proc. SPIE Phys.Med.Imaging.* **1896** 93-103.

[**Maidment_94**] Maidment A D A and Yaffe M J (1994). - Analysis of the spatial-frequency-dependent DQE of optically coupled digital mammography detectors *Med. Phys.* **21** 721-9.

[**Maidment_96**] Maidment A D A. 1996. Full Field Digital Mammography. III Forum internacional em ciência e tecnologia em saúde. Campos do Jordão (Brasil).

[**Marques_98**] Marques, M. A. (1998). - Simulação computacional de parâmetros importantes de sistemas radiológicos. 156p, *Tese* (Doutorado) - Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo.

[**Mattsson_86**] Mattsson, O. (1986) - Focal spot variations with exposure data - important factors in daily routine - *Acta Radiol.* - vol 7 - pgs 161-169.

[**McOwan_87**] McOwan P W and Redpath T W (1987) - A specialised receiver coil for NMR imaging of female breasts *Phys. Med. Biol.* **32** 259-63.

[**Mintun_88**] Mintun M A, Welch M J, Siegel B A, Mathias C J, Brodack J W, McGuire A H and Katzenellenbogen J A. (1988) - Breast cancer: PET imaging of estrogen receptors *Radiology* **169** 45-8.

[**Monsees_88**] Monsees B. Destouet J M and Gersell D. (1988). - Light scanning of nonpalpable breast lesions: reevaluation *Radiology* **167** 352.

[**Moorees_73**] Moorees, B. M. e Roeck, W. (1973) - The field characteristics of the focal spot in the radiographic imaging process - *Inv. Radiol.* - vol 8 - pags 53-57 .

[**Moorees_74**] Moorees, B. M. e Brubacher, P. (1974) - Focal spot studies and electron focusing in a demountable x-ray tube - *Phys. Med. Biol.* - vol 19 - nº 5 - pgs 605-618.

[**Nickoloff_90**] Nickoloff, E. L., Donnelly, E.; Eve, L.; Atherton, J. V. e Asch, T. (1990) - Mammographic resolution: influence of focal spot intensity distribution and geometry - *Med. Phys.* - vol 17 (3) - pgs 436-447.

[**Oliveira_95**] Oliveira, H. J. Q. (1995). - Simulação computacional da nitidez de imagens radiológicas para controle de qualidade - *dissertação* - EESC/USP.

[**Parker_93**] Parker S H. Jobe W G, Dennis M A, Stavros A T, Johnson K K, Yakes W F, Truell J E, Price J G, Kortz A B and Clark D G. (1993) - US-guided autornated large core breast biopsy *Radiology* **187** 507-11.

[**Prasad_76**] Prasad, S. C.; Hendee, W. R. e Carson, P. L. (1976) - Intensity distribution, modulation transfer function, and the effective dimension of a line-focus x-ray focal spot - *Med. Phys.* - vol 3 (4) - pgs 217-223.

[**Profio_89**] Profio A E, Navarro G A and Sartorius O W. (1989) - Scientific basis of breast diaphanography *Med. Phys.* **16** 60-5.

[Rao_73] Rao, G. U. V. e Soong, A. (1973) - Physical characteristics of modern microfocus x-ray tubes - *Am. J. Roentgenol.* - vol **119** (3) - pgs 626-634.

[Rangayyan_97] Rangayyan R.M. (1997). - Measures of acutance and shape for classification of breast tumors. *IEE Translactions on medical imaging.* **16** 799-810.

[Rowlands_91] Rowlands J A, Hunter D M and Araj N (1991) - X-ray imaging using amorphous selenium: a photoinduced discharge readout method for digital mammography *Med. Phys.* **18** 421-31.

[Säbel_79] Säbel M, Paterok E M, Weishaar J and Aichinger H. (1979). - Exposure timing in mammography by the use of film/screen systems *Electrornedica* **3** 127-36.

[Säbel_96] Säbel M and Aichinger H. (1996). - Recent Developments in breast imaging *Phys. Med. Biol.* **41** 315-68.

[Santos_98] Santos, L. H. (1998). – Novo Dispositivo com sensoramento Eletrônico para Localização do raio Central do Feixe de Raios-x em equipamentos de Radiodiagnóstico. - *dissertação* - EESC/USP.

[Sauter_86] R, Requardt H and Weber H. (1986). - Magnetic resonance tomography using specially designed RF antennas. *Electromedica* **54** 96-101.

[Scaff_79] Scaff, L.A.M. (1979) - Bases Físicas da Radiologia – Diagnóstico e Terapia. São Paulo, Sarvier S/A Editora de Livros Médicos.

[Schreiman_84] J S, Gisvold J J, Greenleaf J F and Bahn R.C. (1984). - Ultrasound transmission computed tomography of the breast *Radiology* **150** 523-3U.

[Sickles_84] Sickles E.A. (1984). - Breast cancer detection with translumination and mammography. *Am. J. Roentgenol.* **142** 841-4.

[Testic_84] Testic M M, Sones R A, Morgan D R. (1984). - Single-Slit Digital Radiography: some practical considerations. *Am. J. Roentgenol.* **142** 697-702.

[Thompson_94] Thompson C J, Murthy K, Weinberg I N and Mako F. (1994). - Feasibility study for positron emission mammography *Med. Phys.* **21** 529-38.

[Wahl_91] Wahl R L, Cody R L, Hulchins G D and Mudgett G.E. (1991). - Primary and metastatic breast carcinoma: initial clinical evaluation with PET with the radiolabeled glucose analogue 2-[F-18]-fluoro-2-deoxy-D-glucose *Radiology* **179** 765-70.

[Weinman_84] Weinman H J, Brasch R C, Press W R and Wesbey G E (1984). - Characteristics of gadolinium-DTPA complex: a potential NMR contrast agent *Am. J. Roentgenol.* **142** 619-24.

[Wolfman_85] Wolfman N T, Moran R, Moran P R and Karstaedt N. (1985). - Simutaneous MR imaging of both breasts using a dedicated receiver coil *Radiology* **155** 241-3.

[Yester_81] Yester M V, Barnes G T and King M A (1981). - Experimental measurements of the scatter reduction obtained in mammography with a scanning multiple slit assembly *Med. Phys.* **8** 158-62.