Campus de São Carlos

**SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DE SISTEMAS DE REGISTRO
DE IMAGENS MAMOGRÁFICAS**

Autora: Kathy Camila Cardozo Osinski Senhorini

Orientador: Prof. Associado Homero Schiabel

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ESCOLA DE ENGENHARIA
DE SÃO CARLOS**

SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DE SISTEMAS DE REGISTRO DE IMAGENS MAMOGRÁFICAS

KATHY CAMILA CARDOZO OSINSKI SENHORINI

Serviço de Pós-Graduação EESC/USP

EXEMPLAR REVISADO

Data de entrada no Serviço: 09 / 03 / 2004

Ass.: Leandro Corcioli

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

ORIENTADOR: Prof. Associado Dr. Homero Schiabel

São Carlos
Janeiro - 2004

DEDALUS - Acervo - EESC

31100047243

✓

Class.	TESE - EESC
Cutt.	5282
Tombo	T090104
Sysno	1360260

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

S476s

Senhorini, Kathy Camila Cardozo Osinski

Simulação computacional de sistemas de registro de
imagens mamográficas / Kathy Camila Cardozo Osinski
Senhorini. -- São Carlos, 2004.

Dissertação (Mestrado) -- Escola de Engenharia de
São Carlos-Universidade de São Paulo, 2004.

Área: Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Assoc. Dr. Homero Schiabel.

1. Controle de qualidade em radiodiagnósticos.
2. Mamografia. 3. Sistema Écran-Filme. 4. Simulação
computacional. 5. Imagens médicas. I. Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidata: Engenheira **KATHY CAMILA CARDOZO OSINSKI SENHORINI**

Dissertação defendida e julgada em 08-01-2004 perante a Comissão Julgadora:

Prof. Assoc. **HOMERO SCHIABEL (Orientador)**
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

APROVADA

Prof. Assoc. **OSVALDO NOVAIS DE OLIVEIRA JUNIOR**
(Instituto de Física de São Carlos/USP)

APROVADA

Profª. Dra. **REGINA BITELLI MEDEIROS**
(Universidade Federal de São Paulo/UNIFESP)

APROVADA

Prof. Assoc. **MURILO ARAUJO ROMERO**
Coordenador do Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Elétrica

Profª. Assoc. **MARIA DO CARMO CALIJURI**
Presidente da Comissão de Pós-Graduação

Dedico este trabalho à minha família.

Agradecimentos

Ao Prof. Dr. Homero Schiabel, pela orientação, incentivo, apoio e confiança em meu trabalho.

A meu marido José Carlos por seu amor, apoio e compreensão.

A meus filhos João Carlos e Thiago pela compreensão nos momentos mais difíceis.

A meu irmão João pelo incentivo e ajuda nos momentos mais difíceis.

A minha mãe Odália por seu carinho, dedicação e compreensão.

Ao Marcelo, pela co-orientação e conhecimentos passados durante o desenvolvimento do trabalho e incentivo em todo o tempo de convívio.

Ao Maurício pelo auxílio primordial ao meu trabalho sempre que preciso.

À Kátia, por sua amizade e companheirismo.

À Fátima, por seu incentivo e apoio nas horas difíceis.

À Ana, Helien e Vivian pelo teto nas poucas noites dormidas em São Carlos, pela amizade e pela ajuda na elaboração destes agradecimentos.

À Ana Patrocínio pela troca de idéias, pelos momentos de descontração e pelo apoio.

À Michele, César, Cláudio, Rodrigo e Fábio pelo companheirismo.

Agradeço principalmente a Deus, pois sem ele, nada disso seria possível.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	I
LISTA DE TABELAS.....	VI
RESUMO.....	VIII
ABSTRACT.....	IX
CAPÍTULO 1.....	1
INTRODUÇÃO.....	1
1.1. <i>Motivação</i>	1
1.2. <i>Objetivos</i>	3
1.3. <i>Disposição do Trabalho</i>	4
CAPÍTULO 2.....	5
MAMOGRAFIA.....	5
2.1. <i>Introdução</i>	5
2.2. <i>Sistema Mamográfico</i>	6
CAPÍTULO 3.....	12
SISTEMAS DE REGISTRO MAMOGRÁFICOS.....	12
3.1. <i>Introdução</i>	12
3.2. <i>Filmes e telas intensificadoras</i>	12
3.3. <i>Sistemas Digitais</i>	15
3.4. <i>Curva Característica</i>	18
3.5. <i>Breve Histórico sobre as telas intensificadoras</i>	21
CAPÍTULO 4.....	27
METODOLOGIA.....	27
4.1. <i>Introdução</i>	27
4.2. <i>Procedimentos para a Simulação</i>	29
4.3. <i>Objetos de teste</i>	38
CAPÍTULO 5.....	43
RESULTADOS.....	43
5.1. <i>Introdução</i>	43
5.2. <i>Validade do Método</i>	59
CAPÍTULO 6.....	76
DISCUSSÕES E CONCLUSÕES.....	76
6.1. <i>Discussões</i>	76
6.2. <i>Conclusões</i>	83
6.3. <i>Sugestões Para Pesquisas Futuras</i>	84
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	85
ANEXO 1.....	93

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1. - A cadeia da imagem mamográfica convencional - Kopans (2002).....	7
Figura 2.2. – Aparelho Mamográfico.....	9
Figura 2.3. - Curva H&D mostrando regiões de densidades úteis, base e patamar.....	10
Figura 3.1. – Esquema simplificado de um sistema mamográfico digital.....	17
Figura 3.2. - Curva sensitométrica ou curva H&D de um filme radiográfico.....	20
Figura 4.1. – Esquema da simulação computacional desenvolvida.....	28
Figura 4.2. - Sensitômetro Digital X-RITE.....	30
Figura 4.3 – Exemplo de um filme sensibilizado através de sensitômetro.....	30
Figura 4.4. - Exemplo de filme mamográfico sensibilizado pela técnica de “sensitometria de tempo escalonado”.....	32
Figura 4.5 - Densitômetro Digital X-RITE.....	33
Figura 4.6. Diagrama de Blocos do Procedimento computacional desenvolvido...	34
Figura 4.7. – Tela da simulação onde o usuário escolhe a opção abrir arquivo....	35
Figura 4.8. – Tela da simulação onde o usuário escolhe o tipo de sistema de registro desejado.....	35
Figura 4.9. – Tela da simulação com imagem original, imagem simulada e respectivas curvas H&D e histograma.....	36
Figura 4.10. – Tela do programa desenvolvido para a determinação da curva característica dos digitalizadores de filmes radiográficos (ESCARPINATI et al, 2002).....	37
Figura 4.11 – “Phantom” antropomórfico Victoreen modelo 18-226 e imagem radiográfica típica correspondente.....	39
Figura 4.12– “Phantom” Mamográfico de Certificação Victoreen modelo 18-220 e seu gabarito interno.....	40
Figura 5.1. – Curva sensitométrica do filme Min R 2000 sem tela intensificadora obtido com exposição direta.....	44

Figura 5.2. – Curvas Sensitométricas (H&D) dos filmes Kodak Min R 2000, Fuji UM MA- HC e Fuji ADM sem tela intensificadora obtidos com sensitômetro.....	46
Figura 5.3. - Curvas H&D do filme Min R 2000 obtido com sensitômetro (preta) e com exposição direta (vermelha).....	47
Figura 5.4. Curva da diferença entre as curvas obtidas com sensitômetro e com exposição direta.....	47
Figura 5.5. – Curvas H&D dos filmes MinR 2000, Fuji UM MA-HC e Fuji ADM obtidas a partir das curvas H&D dos filmes medidos com sensitômetro, corrigidas com curva da diferença.....	48
Figura 5.6. - Curvas H&D do filme Min R 2000 sem tela intensificadora e com tela intensificadora Min R 2000 e écran Fuji AD Mammo Fine.....	50
Figura 5.7. - Curvas H&D do filme Fuji UM MA-HC sem tela intensificadora e com tela intensificadora Min R 2000 e écran Fuji AD Mammo Fine.....	51
Figura 5.8. - Curvas H&D do filme Fuji ADM combinado com tela intensificadora Min R 2000 e tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine.....	53
Figura 5.9. – Curvas H&D da tela intensificadora Kodak Min R 2000 com filmes Kodak Min R 2000, Fuji UM MA-HC e Fuji ADM.....	54
Figura 5.10. – Curvas H&D da tela intensificadora Fuji AD Mammo fine com filmes Kodak Min R 2000, Fuji UM MA-HC e Fuji ADM	55
Figura 5.11. Curvas H&D das telas intensificadoras Kodak Min R 2000 e Fuji AD Mammo Fine combinados com filmes Kodak Min R 2000, Fuji UM MA-HC e Fuji ADM.....	55
Figura 5.12. - Imagem Original com tela intensificadora / filme: Kodak Min R 2000 / Kodak Min R 2000 obtida do “phantom” antropomórfico com mamógrafo Philips..	61
Figura 5.13. – Imagem simulada com sistema de registro: tela intensificadora Min R 2000 e Filme Min R 2000.....	61
Figura 5.14. Imagem original com sistema de registro: tela intensificadora Min R 2000 e Filme Fuji UM MA-HC.....	62
Figura 5.15. Imagem simulada com sistema de registro: tela intensificadora Min R 2000 e Filme Fuji UM MA-HC.....	62

Figura 5.16. Imagem original com sistema de registro: tela intensificadora Min R 2000 e Filme Fuji ADM.....	63
Figura 5.17. Imagem simulada com sistema de registro: tela intensificadora Min R 2000 e Filme Fuji ADM.....	63
Figura 5.18. Imagem original com sistema de registro: tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e Filme Kodak Min R 2000.....	64
Figura 5.19. Imagem simulada com sistema de registro: tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e Filme Kodak Min R 2000.....	64
Figura 5.20. Imagem original com sistema de registro: tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e Filme Fuji UM MA-HC.....	65
Figura 5.21. Imagem simulada com sistema de registro: tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e Filme Fuji UM MA-HC.....	65
Figura 5.22. Imagem original com sistema de registro: tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e Filme Fuji ADM.....	66
Figura 5.23. Imagem simulada com sistema de registro: tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e Filme Fuji ADM.....	66
Figura 5.24. – Imagem original do “phantom” mamográfico 18-220 com sistema de registro tela intensificadora - filme Min R 2000 - Min R 2000.....	67
Figura 5.25. – Imagem simulada do “phantom” mamográfico 18-220 com sistema de registro tela intensificadora - filme Min R 2000 - Min R 2000.....	67
Figura 5.26. – Imagem original do “phantom” mamográfico 18-220 com sistema de registro tela intensificadora - filme Fuji AD Mammo Fine - Min R 2000.....	68
Figura 5.27. – Imagem do “phantom” mamográfico 18-220 com sistema de registro tela intensificadora - filme Fuji UM - Min R 2000.....	68
Figura 5.28. – Imagem original do “phantom” mamográfico 18-220 com sistema de registro tela intensificadora - filme Min R 2000 - Fuji UM MA-HC.....	69
Figura 5.29. – Imagem simulada do “phantom” mamográfico 18-220 com sistema de registro tela intensificadora - filme Min R 2000 - Fuji UM MA-HC.....	69
Figura 5.30. – Imagem original do “phantom” mamográfico 18-220 com sistema de registro tela intensificadora - filme Fuji UM - Fuji UM MA-HC.....	70

Figura 5.31. – Imagem simulada do “phantom” mamográfico 18-220 com sistema de registro tela intensificadora - filme Fuji AD Mammo Fine - Fuji UM MA-HC.....	70
Figura 5.32. – Imagem original do “phantom” mamográfico 18-220 com sistema de registro tela intensificadora - filme Min R 2000 – Fuji ADM.....	71
Figura 5.33. – Imagem simulada do “phantom” mamográfico 18-220 com sistema de registro tela intensificadora - filme Min R 2000 – Fuji ADM.....	71
Figura 5.34. – Imagem original do “phantom” mamográfico 18-220 com sistema de registro tela intensificadora - filme Fuji AD Mammo Fine – Fuji ADM.....	72
Figura 5.35. - Imagem simulada do “phantom” mamográfico 18-220 com sistema de registro tela intensificadora - filme Fuji AD Mammo Fine – Fuji ADM.....	72
Figura 5.36. - Imagem original do “phantom” CIRs com sistema de registro filme Min R 2000 sem tela intensificadora.....	74
Figura 5.37. - Imagem simulada do “phantom” CIRs com sistema de registro filme Min R 2000 sem tela intensificadora.....	74
Figura 6.1. - Histograma de parte (recorte) das imagens com tela intensificadora Min R 2000 e filme Min R 2000 e suas respectivas imagens: (a) real, (b) simulada.....	78
Figura 6.2. - Histograma de parte (recorte) das imagens de tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e filme Fuji UM MA-HC e suas respectivas imagens: (a) real e (b) simulada.....	79
Figura 6.3. - Histograma do recorte da imagem obtida com tela intensificadora Min R 2000 / filme Min R 2000 – (a) original, (b) simulada.....	80
Figura 6.4. - Histograma do recorte da imagem obtida com tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine / filme Min R 2000 – (a) original, (b) simulada.....	80
Figura 6.5. - Histograma do recorte da imagem obtida com tela intensificadora Min R 2000 / filme UM MA-HC - (a) original, (b) simulada.....	80
Figura 6.6. - Histograma do recorte da imagem obtida com tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine / filme UM MA-HC – (a) original, (b) simulada.....	81
Figura 6.7. - Histograma do recorte da imagem obtida com tela intensificadora Min R 2000 / filme Fuji ADM – (a) original, (b) simulada.....	81

Figura 6.8. - Histograma do recorte da imagem obtida com tela intensificadora Fuji
AD Mammo Fine / filme Fuji ADM – (a) original, (b) simulada.....81

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1. - Valores para filme Min R 2000 sem tela intensificadora obtidos com exposição direta.....	44
Tabela 5.2. -Valores para os filmes sem tela intensificadora obtidos com sensitômetro.....	45
Tabela 5.3. - Valores para combinação tela intensificadora e filme Kodak Min R 2000 obtidos com exposição direta.....	49
Tabela 5.4. - Valores para combinação tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e filme KODAK Min R 2000 obtidos com exposição direta.....	49
Tabela 5.5. - Valores para combinação tela intensificadora KODAK Min R 2000 e filme Fuji UM MA-HC obtidos com exposição direta.....	50
Tabela 5.6. - Valores para combinação tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e filme Fuji UM MA-HC obtidos com exposição direta.....	51
Tabela 5.7. - Valores para combinação tela intensificadora KODAK Min R 2000 e filme Fuji ADM obtidos com exposição direta.....	52
Tabela 5.8. - Valores para combinação tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e filme Fuji ADM obtidos com exposição direta.....	52
Tabela 5.9. - Resultados dos cálculos efetuados com as curvas características obtidas nos testes experimentais para filme Kodak Min R 2000 sem tela intensificadora e com tela intensificadora Min R 2000 e tela intensificadora FUJI AD Mammo Fine.....	57
Tabela 5.10. -Resultados dos cálculos efetuados com as curvas características obtidas nos testes experimentais para filme Fuji UM MA-HC sem tela intensificadora, com tela intensificadora Min R 2000 e tela intensificadora FUJI AD Mammo Fine.....	58
Tabela 5.11. - Resultados dos cálculos efetuados com as curvas características obtidas nos testes experimentais para filme Fuji ADM sem tela intensificadora, com tela intensificadora Min R 2000 e tela intensificadora FUJI AD Mammo Fine.....	58

Tabela 5.12. – Imagens utilizadas na Simulação com seus respectivos Sistemas de registro.....	60
Tabela 6.1. – Resultados dos cálculos efetuados para as 6 combinações entre tela intensificadora Min R 2000, tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e filmes Kodak MinR2000, Fuji UM MA-HC e Fuji ADM.....	77
Tabela 6.2. – Valores de média e desvio padrão dos níveis de cinza para os sistemas de registro simulados.....	83

RESUMO

Neste projeto foi desenvolvido um método computacional para verificação da melhor combinação tela intensificadora - filme para exames mamográficos através do estudo de suas características sensiométricas. O software, desenvolvido em ambiente Delphi para windows, apresenta na tela do microcomputador a imagem a ser obtida para cada tipo de combinação tela intensificadora - filme, utilizando imagens de "Phantoms" e de mamas reais. Em razão da ampla quantidade de fatores que influenciam a imagem mamográfica final, tais como magnificação, característica dos filmes e telas intensificadoras e condições da processadora, o método proposto pode proporcionar uma ampla avaliação da qualidade dos sistemas de imagem mamográfica de uma forma simples, rápida e automática, através de procedimentos de simulação computacional. A simulação investigou a influência que um determinado sistema de registro exerce sobre a qualidade da imagem, possibilitando conhecer previamente a imagem final a ser obtida com diferentes equipamentos e sistemas de registro. Dentre os sistemas investigados, três filmes (Kodak Min R 2000, Fuji UM MA-HC e Fuji ADM) e duas telas intensificadoras (Kodak Min R 2000 e Fuji AD Mammo Fine), aquele que apresentou melhores resultados, com melhor qualidade de imagens e menor exposição à paciente foi o de tela Min R 2000 com filme Min R 2000 da Kodak.

ABSTRACT

The present research has as main objective the development of a computational method for verification of the best combination screen-film for mammographic examinations through the study of its sensitometric characteristics. The Software interface was developed in Delphi for Windows and display the image to be gotten for each type of combination screen-film, using images of Phantoms and real breasts. Because several factors influence the final mammographic image, such as magnification, characteristic of the films and screens and conditions of the processing, the method can provide an ample evaluation of the quality of the systems of mammographic image of a simple, fast and automatic form, through procedures of computational simulation. The simulation investigates the influence of a register system on the quality of the image, making it possible to know the final image previously to be gotten with different equipment and register systems. Three films (Kodak Min R 2000, Fuji UM MA-HC and Fuji ADM) and two screens (Kodak Min R 2000 and Fuji AD Mammo Fine) was available and the screen Min R 2000 with film Min R 2000 was the best result with less exposure.

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

1.1. Motivação

De acordo com HAUS (1977) o interesse na mamografia tem aumentado significativamente devido à ênfase dada à detecção precoce do câncer de mama nos últimos tempos. Apesar de atualmente várias outras técnicas, além da mamografia, serem também avaliadas tais como Ultra-som e Ressonância Magnética, estas são de difícil acesso aos usuários devido a seu alto custo e sofisticação, impedindo que estes exames sejam realizados rotineiramente. Isto faz com que estas técnicas sejam usadas como complemento à mamografia.

Um radiologista necessita de um sistema de imagens radiológicas que lhe possibilite diagnosticar o mais precisamente possível se uma patologia existe ou não. Para isto é necessário, um sistema que proporcione imagens de alta qualidade, alta resolução, realce do contraste e baixo ruído, com um mínimo nível de dose ao paciente.

Com o avanço tecnológico de computadores mais rápidos, com capacidade de armazenamento cada vez maiores, tornou-se possível um melhor desempenho dos sistemas de imagens radiológicas, o que vem fazendo com que sistemas cada vez mais eficientes e automatizados sejam desenvolvidos, permitindo aos radiologistas um diagnóstico mais preciso e com menor dose de exposição ao paciente. Apesar do crescente desenvolvimento tecnológico, uma das grandes dificuldades no controle de qualidade de equipamentos de radiodiagnóstico em geral e mamógrafos, em particular, é avaliar exatamente o quanto de degradação é introduzida pelo ponto focal e pelo sistema de registro na imagem final. Este fato torna-se mais relevante quando a técnica de magnificação radiográfica é utilizada para realçar a imagem de pequenos objetos, pois, devido ao aumento de penumbra (borrão de contorno), a resolução é reduzida (KOPANS (2002)).

Para a avaliação dos sistemas radiográficos, diversos métodos considerando imagens obtidas no centro do campo de radiação têm sido apresentados. Porém, a eficiência de sua aplicação é limitada, pois, esses métodos, apesar de alguns se apresentarem altamente complexos teoricamente e outros apresentarem análise subjetiva dos resultados, não consideram as condições reais do exame radiológico, onde existem deslocamentos das estruturas anatômicas sendo analisadas.

A principal finalidade da utilização de alguma forma ou técnica de controle de qualidade em radiodiagnóstico é a obtenção de imagens de alta qualidade, suficientes para um diagnóstico médico confiável, submetendo o paciente à menor quantidade de radiação possível. Nesse sentido, alguns procedimentos de controle de qualidade contribuem em maior ou menor grau para que esses objetivos sejam atingidos, dependendo da forma e frequência com que são utilizados (VIEIRA(1999)).

OLIVEIRA(1995) desenvolveu um algoritmo de simulação computacional capaz de prever a variação da nitidez da imagem radiográfica em função da localização do objeto no campo de radiação, considerando a característica de campo (BURGESS(1977), DOI(1977)). SILVA(1997) apresentou um procedimento para simulação da influência de diversos tipos de filmes radiográficos e telas intensificadoras na qualidade da imagem. MARQUES (1998), também por simulação computacional, desenvolveu métodos de avaliação de diversos parâmetros importantes para sistemas radiológicos, como tamanho e distribuição de intensidade do ponto focal, efeito Compton e efeito "heel". A utilização desses métodos permite avaliar os mais diferentes parâmetros operacionais de aparelhos radiográficos de forma rápida e completa, apresentando, antecipadamente, ao usuário ou ao radiologista, as características da imagem que o sistema poderá apresentar.

A escolha de uma combinação tela intensificadora - filme, as condições de processamento do filme e a dose de radiação afetam substancialmente a qualidade da imagem radiográfica.

Em relação ao sistema de registro da imagem, o controle de qualidade avalia o resultado de pré-processamento, o que depende de uma série de

fatores, principalmente condições de exposição e condições da reveladora do filme.

Considerando essas avaliações e o aumento da repetição de exames ou de radiografias rejeitadas, o sistema de registro usado é verificado ou substituído por outro. Mas, não é empregado nenhum método que forneça uma relação física entre os resultados das avaliações do sistema de registro e a qualidade da imagem final. Isto é, a maioria dos resultados indica apenas o quanto um sistema é melhor ou pior do que um padrão e não se o sistema analisado é bom ou ruim (SCHIABEL et al (1998)).

O Laboratório de Análise e Digitalização de Imagens, da Escola de Engenharia de São Carlos, USP, tem realizado pesquisas voltadas à avaliação de imagens radiográficas cujas deformações são causadas pela variação do ponto focal ao longo de todo o campo de radiação. Tal avaliação é realizada por investigação do ponto focal efetivo (tamanho e formato) medido no centro do campo e o seu efeito em objetos posicionados em diferentes localizações sob o feixe de raios X, apresentando a imagem em tons de cinza simulada num plano paralelo ao plano imagem. Essas pesquisas têm por objetivo principal proporcionar uma relação física entre os resultados obtidos na simulação e a qualidade das imagens produzidas pelo ponto focal e pela geometria de exposição (SCHIABEL(1992); SCHIABEL(1997); SCHIABEL et al(1997); SCHIABEL et al(2002); VIEIRA(2000); VIEIRA et al(2002); ESCARPINATTI et al(2002); NUNES(1997)).

1.2.Objetivos

O presente trabalho tem como objetivo avaliar a qualidade das combinações tela intensificadora - filme para mamografia existentes no mercado atualmente, verificando a resolução de contraste de cada um, através de suas curvas sensitométricas – velocidade, gradiente médio e latitude. A partir daí, objetiva verificar qual ou quais as melhores combinações tela intensificadora - filme para imagens mamográficas, com base em técnicas de simulação. Para tal, foram efetuadas simulações com “phantoms”, analisando a curva H&D apenas do filme ou da combinação tela intensificadora - filme.

Foi desenvolvido um procedimento capaz de simular uma imagem e mostrá-la com a influência do sistema de registro, verificando qual a melhor combinação tela intensificadora - filme entre os comercialmente disponíveis para determinado tipo de exame, levando em conta a corrente no tubo (mAs), a tensão aplicada (kVp), o tamanho da mama, a compressão, etc.

1.3. Disposição do Trabalho

O presente trabalho encontra-se dividido em 6 capítulos, incluindo este primeiro capítulo que apresenta uma introdução com a motivação e objetivos do mesmo. Os capítulos 2 e 3 apresentam uma revisão bibliográfica sobre o assunto e os seguintes descrevem os algoritmos de simulação desenvolvidos, os resultados e conclusões obtidos. O capítulo 2 apresenta aspectos principais da mamografia. O capítulo 3 descreve os sistemas de registro, suas características, sistemas de registro tela intensificadora - filme, curva característica, sistemas de registro digital, suas diferenças e um histórico de estudos realizados sobre tela intensificadora - filme. O capítulo 4 trata da metodologia de obtenção dos dados experimentais. No capítulo 5 são apresentados os resultados obtidos e no capítulo 6 são apresentadas discussões e conclusões sobre a simulação desenvolvida.

CAPÍTULO 2

MAMOGRAFIA

2.1. Introdução

O câncer de mama constitui um sério problema para a saúde pública no Brasil. O Instituto Nacional de Câncer (INCA) estima que o câncer de mama em 2002 teve aproximadamente 30000 novos casos e 9000 óbitos (INCA2002a). Portanto, torna-se evidente a necessidade de exames preventivos para a detecção deste câncer em seu estágio inicial.

De acordo com KOPANS (2002) o câncer de mama é um dos tumores humanos mais bem estudados mas permanece mal compreendido. Os estudos controlados e aleatórios sobre rastreamento demonstraram claramente que a história natural do câncer de mama pode ser interrompida se o processo for detectado precocemente o suficiente e que, para muitas mulheres, pode ser obtida a cura ou uma mortalidade tardia. A eficácia do rastreamento em mulheres assintomáticas foi demonstrada particularmente com a utilização da mamografia. A mamografia foi o único sistema validado para o rastreamento e é a tecnologia preliminar da imagiologia mamária. Nos programas de rastreamento, ela é proposta apenas para mulheres acima de 50 anos de idade. Acima desta idade, o benefício do exame é 40 a 80 vezes maior que o risco de câncer radioinduzido (INCA,2001b; EIRAS et al, 2000).

A mamografia é capaz de detectar pequenos tumores, antes mesmo da aparição de sintomas clínicos, além de outras estruturas como as microcalcificações e tecido fibroso. Para oferecer condições de diagnóstico destas pequenas estruturas existentes na mama, o exame mamográfico necessita de um alto padrão de qualidade, pois o contraste entre as áreas normais e as que apresentam alguma patologia é muito pequeno. A resolução espacial também é de suma importância na verificação das microcalcificações, já que estas são frequentemente associadas a lesões na mama. Para se ter uma idéia, uma imagem radiográfica é considerada adequada ao

radiodiagnóstico quando é possível visibilizar fibras de até 0,75 mm, microcalcificações de até 0,32 mm de diâmetro e massas tumorais de até 0,75 mm de diâmetro (GAMMEX/RMI).

A garantia da qualidade da imagem necessária a um certo diagnóstico é alcançada através de um programa de controle de qualidade (MEDEIROS et al, 2000). Este programa engloba toda a cadeia de imagem de um serviço de radiodiagnóstico, ou seja: o aparelho de raios X, a integridade dos sistemas de registro utilizados, os filmes e telas intensificadoras intensificadores para o registro das imagens, a processadora dos filmes, os químicos usados no processamento, negatoscópios, a dose recebida pelos pacientes e pelo pessoal que trabalha no serviço. Ou seja, uma série de parâmetros devem ser medidos e avaliados periodicamente para que a imagem mamográfica apresente ótimas condições para o diagnóstico.

Devido à importância da qualidade da imagem para o diagnóstico médico, a Secretaria da Vigilância Sanitária (Ministério da Saúde) publicou em 1º de junho de 1998 a Portaria 453. Nesta Portaria se encontram as Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico, constando orientações para implementação do controle de qualidade.

2.2.Sistema Mamográfico

O objetivo final da mamografia por raios X segundo KOPANS (2002) é produzir imagens detalhadas das estruturas internas da mama, a fim de permitir a detecção precoce do câncer de mama. Como é necessário um detalhamento fino, o processo requer imagens com elevada resolução espacial. Sabendo-se que as diferenças inerentes de atenuação dos raios X (contraste) entre tecidos mamários normais e doentes são muito pequenas, a mamografia de alta qualidade requer a capacidade de realçar tais diferenças e fornecer uma resolução de alto contraste. Produzir essas imagens envolve uma interação complexa de muitos fatores relacionados (Figura 2.1).

Figura 2.1. - A cadeia da imagem mamográfica convencional - Kopans (2002).

Na figura 2.1.A. são mostrados em detalhes os parâmetros principais da unidade de raios X. Na figura 2.1.B é mostrada a cadeia da imagem mamográfica convencional, ou seja, a unidade de raios X, o cassete com tela intensificadora e filme, o processador (reveladora do filme) e o negatoscópio (onde são expostos os filmes para identificar as estruturas internas da imagem). Cada componente da seqüência de imagem influencia a imagem resultante e pode ter impacto na capacidade de detecção do câncer de mama precoce. Em última instância, a imagem é formada pelo detector e são as exigências do detector que ditam os parâmetros da imagem. As combinações tela intensificadora - filme, por exemplo, requerem exposição suficiente para ter certeza de que quando a imagem for processada, o filme resultante estará otimizado para a visualização em um negatoscópio. Isto tem desvantagens inerentes, porque as características do filme, como um meio de visualização, ditam os vários componentes da seqüência da imagem e os valores de exposição.

De acordo com WOLBARST (1993) o tubo de raios X utilizado em mamografia pode utilizar um alvo de molibdênio (Mo, $Z=42$ (número atômico)) e ser operado na faixa de 25 a 32 kVp. A forte emissão da camada K do Mo entre 17,4 e 19,8 keV, produz um feixe que não é altamente penetrante, mas providencia alto contraste em tecidos não muito espessos (mamas comprimidas ficam com espessura de 3 a 8 centímetros). A janela de um tubo de a nodo de Mo tem uma camada grossa de Berílio, porque a absorção de fótons de energia mais baixa pelo vidro poderia atenuar o feixe excessivamente. Segundo VIEIRA (1999) adicionar filtros de molibdênio ou alumínio contribui para que o contraste da imagem melhore com a atenuação necessária dos feixes de raios X, diminuindo a dose à paciente. A compressão da mama aumenta o contraste e diminui a dose de radiação ao tecido. É rotineiro também o uso de uma grade para atenuar os fótons espalhados que atingem o sistema de registro. A Figura 2.2. mostra um aparelho mamográfico.

Figura 2.2. – Aparelho Mamográfico

Atualmente, a maioria dos mamógrafos utiliza o sistema de registro tela intensificadora - filme, onde a tela intensificadora é feita de tungstato de cálcio ou terras raras, graças a suas características de fornecer resolução adequada com uma pequena fração de dose. Devido à baixa energia dos raios X, uma tela intensificadora pode absorver 50% dos fótons que a atingem. Desta maneira, a luz é transmitida principalmente da camada da tela intensificadora mais próxima do filme. A emulsão do filme é colocada somente no lado adjacente da tela intensificadora para reduzir o efeito de crossover (KOPANS, 2002).

Ainda segundo KOPANS (2002), clara visibilidade de microcalcificações de dimensão da ordem de 100 a 200 μm requer um sistema de resolução acima de 15 pares de linha por milímetro (lp/mm). A limitação inerente de resolução imposta pela tela é menor do que 20 lp/mm. Devido a estes dados, o tamanho do ponto focal efetivo deve ser 0,3 mm. Para magnificação, este tamanho deve ser diminuído. Alguns tubos mamográficos são desenvolvidos para produzir dois pontos focais, um de 0,3 mm ou em dimensões normais para exame mamográfico normal e o outro com cerca de 0,1 mm para magnificação

com um fator de 1.5 ou 2. Velocidades maiores e contraste melhor podem ser conseguidos para alguns filmes através de ciclos de processamento estendido. Filmes que são deixados na reveladora por mais de 4 minutos e são sobreexpostos, resultam em densidade ótica (D.O.) média maior e melhoria do contraste. Para conseguir a mesma densidade média (D.O. = 1,2), que seria resultante com uma revelação normal, é necessária uma exposição menor e conseqüentemente uma menor dose para a mama.

O filme tem uma resposta complexa em forma sigmoidal, à exposição aos raios X e à luz que os fótons estimulam nas películas de intensificação. Já que níveis baixos de exposição produzem pouca alteração no filme, há pouco contraste entre tecidos de atenuação elevada (as áreas brancas do filme), por causa das características do filme na "base" da curva. Para realçar as diferenças de atenuação e fornecer contraste nas áreas de alta atenuação da mama, é necessária uma maior exposição para mover-se à porção da curva característica (de Hunter e Driffield (H&D)) (Figura 2.3) onde existem pequenas alterações no escurecimento do filme (contraste mais elevado).

Figura 2.3. - Curva H&D mostrando regiões de densidades úteis, base e patamar

A melhor separação de contraste é obtida pela utilização de exposições que registram a atenuação dos raios X na porção linear de alta inclinação da curva, onde são amplificadas diferenças pequenas no contraste tecidual. Em exposições elevadas, as alterações na densidade do filme começam a se nivelar (o "patamar" da curva) e o contraste não é mais realçado. A base e o patamar da resposta do filme à luz estão entre as limitações do filme.

No capítulo 3 a seguir, serão fornecidos mais detalhes sobre filmes, telas intensificadoras e curva H&D.

CAPÍTULO 3

SISTEMAS DE REGISTRO

MAMOGRAFICOS

3.1. Introdução

Diferentes tipos de sistemas de registro são usados no moderno diagnóstico radiológico. Todos eles formam uma imagem através da absorção de energia do feixe de raios X, mas várias técnicas são usadas para converter a distribuição de energia resultante em algo que possa ser visualizado pelos olhos humanos. Neste capítulo são apresentadas as principais características dos sistemas de registro.

3.2. Filmes e telas intensificadoras

De acordo com WEBB (1988) o sucesso do diagnóstico mamográfico depende principalmente da percepção de estruturas de baixo contraste e da resolução de microcalcificações com a imagem. É importante monitorar o contraste e a resolução do sistema sob condições clínicas.

Em um exame radiológico, o paciente é colocado sob o feixe de raios X para que os fótons possam atravessar seu corpo. Desta forma, o feixe interage com os tecidos e órgãos, sofrendo diferentes níveis de absorção. O feixe emergente, com isso, passa a possuir níveis variados de intensidade, carregando consigo informações sobre o interior do corpo do paciente, necessárias para o exame radiográfico. No entanto, para uma avaliação dessas informações torna-se necessária a utilização de um meio de armazenamento adequado à visão humana. O filme radiográfico é o meio de armazenamento mais utilizado para registrar as informações obtidas num exame de raios X.

O filme radiográfico, segundo CURRYIII et al (1990) é constituído basicamente por quatro camadas: a camada protetora, a base, a interface e a emulsão. A parte do filme responsável pela formação da imagem é a emulsão

que, dependendo do tipo do filme, pode ser sensível à luz ou aos raios X. O filme sensível à luz deve ser utilizado juntamente com uma tela intensificadora reforçadora, que tem a finalidade de transformar os fótons de raios X em luz, diminuindo a quantidade de radiação necessária para a formação da imagem e, conseqüentemente, a dose que o paciente recebe durante o exame radiológico.

Existem filmes que possuem emulsão de ambos os lados da base. A finalidade da emulsão dupla é diminuir a exposição necessária para a formação de uma imagem satisfatória, diminuindo, assim, a dose de radiação no paciente.

As telas intensificadoras, também chamadas de telas reforçadoras ou telas intensificadoras ou écrans intensificadores, segundo CURRYIII et al (1990) têm a função de absorver os raios X que emergem do paciente e converter cada fóton de radiação em fótons de luz visível, os quais são absorvidos pelo filme formando a imagem latente. Desta forma, a utilização de tela intensificadora proporciona uma diminuição significativa da dose de radiação à qual o paciente é submetido, além de diminuir o tempo de exposição durante o exame radiológico. No entanto, o uso da tela intensificadora introduz um certo grau de borramento na imagem devido à difusão da luz, gerando uma diminuição da resolução do sistema e, conseqüentemente, uma degradação na qualidade da imagem.

A eficiência da tela intensificadora em converter fótons de raios X em fótons de luz visível pode ser expressa em termos de sua velocidade. Assim, quanto mais veloz é o sistema tela-filme, menos radiação é necessária para a formação da imagem.

O tipo de filme (emulsão simples ou dupla, haleto de prata contido, morfologia do grão e sensibilidade espectral), condições de processamento (agente químico, temperatura, tempo, agitação), nível de fog (armazenamento, luz de segurança), e nível de densidade ótica afetam o contraste do filme. O contraste característico do filme (gradiente) determina como o padrão de intensidade de raios X será relacionado com o padrão de densidade ótica na radiografia. Difusão da luz (espalhamento da luz pela tela intensificadora) causa borramento. Os fatores envolvidos incluem: o tipo de tela intensificadora (espessura da camada de fósforo, tintas e pigmentos absorvedores de luz, e

tamanho da partícula de fósforo) e contato tela intensificadora - filme. O tipo de tela intensificadora, velocidade do sistema de processamento tela intensificadora - filme (sensibilidade), granularidade do filme, uniformidade da tela intensificadora e contraste do filme afetam o ruído radiográfico. O tipo de tela intensificadora, tipo de filme, condições de processamento, e nível de densidade ótica afetam a dose de radiação.

Ainda segundo KOPANS (2002), HAUS dividiu a nitidez radiográfica em contraste e borramento ("falta de nitidez"). Estes fatores, segundo os autores, são descritos a seguir.

Contraste

Existe o chamado "contraste do objeto" inerente, que é a diferença na atenuação dos raios X dos vários tecidos da mama, que é determinada por suas características: espessura, densidade e composição atômica. A transmissão dos raios X através dos tecidos (penetração) é um fator dependente da qualidade do feixe (energia e número de fótons), que é uma função do anodo / material do alvo, da tensão de pico aplicada (kVp) e do material utilizado para filtrar o feixe. O contraste também é influenciado pela quantidade de dispersão que atinge o filme, que é influenciada pela colimação do feixe, espessura da mama, distância do tubo ao filme e pela grade. O contraste inerente do tecido é amplificado pelo contraste do filme. Este é influenciado pelo tipo de filme utilizado, seu processamento, isto é, os agentes químicos usados, temperatura, tempo e agitação e pelos fatores que comprometem a imagem fotográfica, incluindo o borramento decorrente de armazenamento impróprio, luzes de segurança impróprias e vazamento de luz.

Borramento

O borramento é dividido em diversos componentes, que começam com o movimento real da mama, que pode ser reduzido pela compressão para imobilizar a mama e tempos curtos de exposição. Existe o borramento geométrico (falta de nitidez geométrica), que está relacionado com o tamanho

do ponto focal, com a distância fonte-imagem e a distância do objeto ao detector. Há também um borramento relacionado com a espessura do fósforo na tela intensificadora que converte os fótons dos raios X em luz, ao tamanho das partículas do fósforo e ao contato entre filme e tela intensificadora.

A capacidade de produzir imagens com detalhes finos está relacionada com numerosos fatores, ou seja, qualquer coisa que cause borramento pode comprometer a capacidade de encontrar cânceres pequenos. Como em qualquer sistema de imagem, o movimento do objeto que está sendo representado como imagem, ou do sistema de imagem em relação ao objeto pode resultar em borramento dos detalhes. Nas imagens de raios X, o tamanho do ponto focal, sua distância ao objeto e a distância do objeto ao detector, assim como, a habilidade inerente do detector em registrar detalhes finos, são elementos que contribuem para o borramento. Um objetivo para a melhora das imagens de raios X da mama é minimizar o borramento, qualquer que seja sua fonte.

3.3. Sistemas Digitais

Um dos recentes avanços da mamografia é a mamografia digital - computadorizada. A mamografia digital se assemelha à convencional por usar raios X na produção das imagens, porém o sistema de registro é equipado com receptor digital e um computador ao invés de um filme e cassete??. Na mamografia convencional as imagens são gravadas em filme. O filme é revisado pelo radiologista no negatoscópio. Com o sistema digital, a imagem mamográfica é capturada por um detector eletrônico especial de raios X o qual converte a imagem numa foto digital e pode ser revisado no monitor do computador. O radiologista pode alterar a magnificação, orientação, brilho e contraste através do computador para verificar melhor algumas áreas da mama.

De acordo com GONZALES et al (2000), dois elementos são necessários para a aquisição de imagens digitais. O primeiro, é um dispositivo físico sensível a uma banda do espectro de energia eletromagnética (no caso da mamografia, raios X) e que produz um sinal elétrico de saída proporcional a

um nível de energia percebida, também conhecido como sensor. O segundo, chamado digitalizador, é um dispositivo para a conversão do sinal elétrico gerado pelo sensor na forma digital. Os sensores mais utilizados para a conversão de imagens em sinais elétricos são os dispositivos de carga acoplada (CCD ou "charge-coupled devices"). Os CCD se baseiam em pastilhas semicondutoras de silício que formam os "fotossítios" ou recipientes, capazes de armazenar carga elétrica e possuem um mecanismo para transferir essa carga entre elas. A quantidade de carga elétrica armazenada nos recipientes corresponde a valores analógicos, que é o mesmo que dizer que erros de quantização são praticamente nulos. Dessa maneira, o CCD equivale a uma memória analógica, cujos dados são acessados serialmente através de carga entre os recipientes. (MARQUES FILHO, 1999).

A utilização de materiais fotossensíveis permite a construção de dispositivos CCD cujos recipientes de carga constituem também elementos sensíveis à luz.

O sistema digital possui algumas vantagens e desvantagens sobre o tradicional, entre elas podem ser destacadas algumas vantagens:

- aquisição mais rápida da imagem;
- tempo de exame menor;
- facilidade em arquivar as imagens;
- facilidade de manipulação da imagem detectando melhor as possíveis lesões;
- transmissão das imagens via internet para outros médicos;
- minimizar a reconvocação de pacientes para repetição de exame.

E algumas desvantagens do sistema digital em relação ao tradicional:

- dá detalhes de alta resolução porém, às vezes, microcalcificações não são visualizadas tão bem como no método convencional;
- custa 4 a 5 vezes mais do que o convencional.

De acordo com esses fatores, a aquisição digital direta de uma imagem de raios X não será restringida, porque a apresentação da imagem não é

afetada pelos fatores envolvidos na aquisição da imagem. Os detectores digitais têm, essencialmente, uma resposta linear aos fótons dos raios X, a despeito do nível de exposição (KODAK, 2003).

Na figura 3.1. pode ser visto um esquema de um sistema mamográfico digital .

Figura 3.1. – Esquema simplificado de um sistema mamográfico digital

Pesquisas estão sendo realizadas em todo o mundo sobre a mamografia digital, pois esta tende a se tornar o sistema de registro mais utilizado em mamografia devido a suas vantagens descritas anteriormente, de acordo com VISWESWARAN et al (1996). DE PAREDES et al (2001) avaliaram uma unidade mamográfica digital usando “phantom” de detalhe de contraste para verificar as vantagens e desvantagens da mamografia digital sobre a mamografia convencional tela intensificadora - filme.

Apesar de já estarem sendo realizadas pesquisas na área de mamografia digital, ainda são realizadas muitas pesquisas com mamografia convencional (tela intensificadora - filme), pois esta possui um custo muito mais

baixo do que a da digital e os órgãos nacionais e internacionais que ditam as regras para o uso de aparelhos radiográficos ainda exigem que seja feita uma cópia em filme de todas as radiografias realizadas, para segurança dos dados dos pacientes. Além disso, no Brasil, principalmente, ainda irá demorar a troca dos aparelhos convencionais existentes por seus equivalentes digitais devido a seu alto custo.

3.4. Curva Característica

De acordo com CURRYIII et al (1990) é necessário entender o relacionamento entre a exposição recebida por um filme e a densidade produzida por esta exposição. Este relacionamento entre exposição e densidade ótica é desenhado como uma curva, conhecida como curva característica ou curva H&D, onde, a exposição relativa ou o logaritmo da exposição relativa é representada no eixo X (abscissa) e a densidade é representada no eixo Y (ordenada).

A curva característica é geralmente usada para descrever um filme sensitometricamente. Esta curva em geral, é fornecida pelo fabricante do filme, pois oferece descrições científicas sobre o material foto-sensível da emulsão. Para as combinações tela intensificadora - filme, estas curvas devem ser determinadas através de métodos sensitométricos, pois, baseiam-se na forma como os sistemas de registro são expostos na prática, devido ao tipo de exposição influenciar na forma da curva. Segundo HAUS (1970 e 1977) uma série de exposições relativas necessárias para cobrir toda a faixa de densidades do filme pode ser obtida, mantendo a intensidade de raios X constante e variando o tempo de exposição (sensitometria de tempo escalonado) ou variando a intensidade de raios X e mantendo o tempo de exposição constante (sensitometria de intensidade escalonada). Dependendo do sistema de registro e da maneira que este sistema será usado, escolhe-se um ou outro método. Para sistemas convencionais ambos os métodos apresentam as mesmas curvas características, enquanto para sistemas tela intensificadora - filme produzem curvas diferentes devido à falha de reciprocidade quando o filme é exposto à luz da tela intensificadora. Para

sistemas de registro tela intensificadora - filme o mais indicado é o de intensidade escalonada, pois a distribuição das intensidades de raios X que emergem de um objeto radiografado é variável devido à diferença de atenuação dos fótons de raios X pelas diferentes camadas da matéria. A maneira mais comum de se variar a intensidade de radiação que alcança o filme é usando a lei do inverso do quadrado da distância, ou seja, diminuir a intensidade de radiação afastando o filme da fonte de radiação.

HAUS et al (1977) introduziram um método preciso para determinação da curva característica, obtendo diferentes densidades pela aplicação de várias exposições relativas no filme. Para isso, desenvolveram um grande e complexo sensitômetro automático dedicado, um sensitômetro "inverso quadrado" para a determinação da curva característica de filmes expostos diretamente a raios X ou combinações tela intensificadora-filme, utilizando sensitometria de tempo escalonado ou sensitometria de intensidade escalonada. Este aparelho é constituído basicamente de uma fonte de raios X emitindo radiação constante na faixa de diagnóstico, janelas de exposição permitindo tempos de exposição precisos e reprodutíveis, dispositivo automático permitindo variação da distância foco-filme para produção de incrementos constantes e conhecidos de exposição, chassi radiográfico com combinação tela intensificadora - filme e dispositivos para movimentá-lo, um dispositivo para abrir e fechar as janelas de exposição, evitando que o filme seja exposto durante a movimentação do chassi, e um diafragma na parte posterior destas janelas para limitar o tamanho do feixe, de maneira que o filme "veja" toda a fonte, para todas as distâncias, sem que haja espalhamento proveniente da interação do feixe com a mesa, parede e demais objetos.

De acordo com HAUS (2000) na mamografia tela intensificadora - filme, uma tela intensificadora de fósforo absorve uma fração dos raios X incidentes. Esta fração, tipicamente, 60 a 70%, é conhecida como eficiência quantum. O fósforo também converte a energia em luz e possui uma certa eficiência de conversão para este processo. A luz atinge um pedaço do filme fotográfico através do contato direto da tela intensificadora com o filme. O sinal é registrado na forma de uma imagem fotográfica latente no filme. Este é desenvolvido por processo químico para produzir um padrão de densidade

ótica no filme. Para que se possa obter o máximo de informações relativas à imagem, são necessárias ótimas condições de visualização.

A curva característica, ilustrada na Figura 3.2., relaciona densidade ótica com o logaritmo da exposição, sendo muito útil na avaliação de um filme radiográfico ou sistema tela intensificadora - filme, pois dela extraem-se informações sobre o *contraste* (diferença de intensidade entre dois pontos ou entre duas regiões de uma imagem), *sensibilidade* (ou velocidade), que é determinada a través da exposição necessária para produzir um determinado enegrecimento no filme e, principalmente, sobre a *latitude*, que corresponde à faixa de exposição que deve ser utilizada para produzir uma imagem satisfatória para o radiodiagnóstico, a qual está localizada na parte linear da curva.

Figura 3.2. - Curva sensiométrica ou curva H&D de um filme radiográfico.

Nas porções denominadas patamar e base, o contraste é insatisfatório, pois grandes variações na exposição não produzem variações significativas na densidade ótica, ou por saturação (patamar) ou por subexposição (base). Em um filme radiográfico, o contraste é determinado pelo ângulo de inclinação da porção linear da sua curva característica.

A curva característica do filme descreve como diferentes intensidades de raios X são transformadas em densidade ótica no filme processado. Ela

também permite a aquisição da imagem para mostrá-la na tela do computador e o gradiente médio da curva indica como o contraste subjetivo é ampliado ou diminuído na formação da imagem mostrada.

Segundo CURRYIII et al (1990) o importante é conhecer o relacionamento entre duas exposições e não a exata exposição para cada ponto. Uma das funções da curva característica é permitir a quantidade de mudanças necessárias para corretamente prever um erro de exposição.

3. 5. Breve Histórico sobre as telas intensificadoras

Segundo ARNOLD et al (1978), o primeiro sistema de registro padrão para a obtenção de mamogramas usado em 1972, era constituído por tela intensificadora Dupont Cronex Lodose de alta resolução e filme Dupont Cronex Lo-Dose, apresentava alto contraste para o tecido mole e mínima perda de nitidez para microcalcificações.

BUCHANAN et al (1972) compararam as propriedades físicas de dois fósforos de terras raras (oxissulfato de lantânio ativado por térbio – $\text{La}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$ e oxissulfato de gadolínio ativado por Térbio – $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$) com os do CaWO_4 (tungstato de cálcio) e avaliaram estes fósforos como constituintes de telas intensificadoras de filmes de raios X. Apesar de as terras raras apresentarem uma desvantagem em relação ao tungstato de cálcio nos filmes de raios X pois estes filmes apresentam uma resposta melhor à luz azul do que os fósforos, as telas feitas com oxissulfato de gadolínio reduzem a exposição por um fator de dois mesmo com filmes de raios X convencionais com 70kVp e acima. Se um filme sensível à luz verde for exposto, provavelmente esta redução na dose será aumentada por um fator de 20 sobre a tela de CaWO_4 .

As primeiras telas intensificadoras foram construídas em 1896 com CaWO_4 e continuam a ser usadas até hoje, pois possuem um coeficiente de absorção de raios X relativamente alto e é um material com alto número atômico. Entretanto, sua eficiência de conversão de raios X em luz é pobre (cerca de 5%). BUCHANAN et al (1972) verificaram que os fósforos de terras raras oferecem melhorias significativas para as telas intensificadoras.

REYNOLDS et al (1976) compararam seis combinações de tela intensificadora - filme existentes comercialmente na época e avaliaram suas velocidades características. A resolução de objetos pequenos e de baixo contraste é crítica em muitas áreas da radiologia. Melhorando a resolução pela diminuição da kVp pode-se melhorar o contraste. Infelizmente, o tempo de exposição nesse caso é prolongado e conseqüentemente a nitidez diminui com o movimento degradando a imagem. Telas compostas de diferentes materiais exibem diferentes velocidades características através da faixa de kVp diagnóstica e os autores avaliaram sistematicamente as velocidades características de várias combinações tela intensificadora - filme. Os autores concluíram que a eficiência das telas de terras raras e telas compostas de sulfato de estrôncio de bário diminuem em faixas de kVp mais baixas comparadas com as telas de tungstato de cálcio. Esta diminuição pode tornar-se crítica quando o contraste subjetivo é melhorado pelo uso de uma kVp mais baixa.

CASTLE (1977) analisou uma tela intensificadora de terras-raras (mistura 80/20 de oxissulfato de gadolínio e lantânio) e uma tela de tungstato de cálcio de velocidade média com um filme Kodak Ortho G. Ele verificou a sensibilidade das telas à radiação espalhada e seu relacionamento com o contraste. Quando a radiação espalhada não é removida da combinação, a tela intensificadora de terras raras mostra contraste mais alto do que a de tungstato de cálcio, ou seja, a degradação inerente da imagem com o componente espalhado é menor para terras raras e a radiografia final possui uma percentagem maior de radiação primária contida na imagem. A razão fundamental para isso é a reduzida absorção de energias abaixo da borda de absorção K dos fósforos relativos ao espectro de energia dos raios X primário e espalhado.

SICKLES et al (1977) estudaram a aplicação da magnificação radiográfica na mamografia para a qualidade de imagens clínicas. Apresentaram uma análise detalhada das características da imagem (resolução, ruído e contraste) de magnificação radiográfica e as compararam quantitativamente com aquelas de mamografia de contato convencional. Avaliaram imagens com ambas as técnicas de vários "phantoms" de mama e

mamas de 125 pacientes. Eles mostraram que a magnificação radiográfica com um tubo de raios X de ponto microfocal é claramente superior a mamografia de contato convencional tanto qualitativa quanto quantitativamente, devido ao aumento na resolução e diminuição no ruído sistemático. Apesar da alta dose de radiação necessária para magnificação, isto pode ser diminuído através do uso de telas de terras raras sem prejuízo da qualidade da imagem.

HAUS et al (1970) escreveram um artigo descrevendo um sensitômetro de raios X usado em combinações tela intensificadora - filme em radiologia médica para medir curvas características. Estudaram também, em HAUS (1977), a sensitometria no diagnóstico radiológico, radioterapia e medicina nuclear. Discutiram os métodos sensitométricos aplicados para determinar a curva característica de interesse nas áreas citadas. Estes métodos se baseiam na maneira que vários sistemas de registro são expostos na prática. Para diagnóstico radiológico, um sensitômetro inverso quadrado é usado para medir as curvas H&D dos filmes convencionais e sistemas tela intensificadora - filme de acordo com o explicado em seu artigo anterior, citado no item 3.4.

HAUS et al (1977) estudaram a qualidade da imagem na mamografia, verificando que a qualidade da imagem é afetada por diversos fatores, entre eles: tamanho, forma e propriedades de absorção aos raios X das partes anatômicas ou lesões radiografadas, além da qualidade do feixe, não nitidez geométrica, propriedades da resolução, curva característica e ruído do sistema de registro. Reviram espectro de energia dos raios X, funções de transferência de modulação, espectro de Wiener, curvas característica e do gradiente e radiografias de "phantoms" de mama contendo microcalcificações; estes fatores e o complexo relacionamento entre eles afetam a qualidade da imagem e a exposição do paciente à radiação. Avaliaram o melhor sistema, ou técnica, para obter uma imagem de mama considerando o compromisso entre custo ou risco e diagnóstico correto.

KIRKPATRICK et al (1987) fizeram um estudo comparativo entre telas e filmes mamográficos. Compararam 10 filmes e seis telas intensificadoras com um "phantom" sob condições controladas. A melhor combinação tela intensificadora - filme segundo os autores foi Min R (Kodak) - Min R (Kodak), mas outros dois filmes também apresentaram bons resultados (Fuji II NC e

MR3 da Agfa). A dose no paciente também foi considerada e com esses três filmes, pequenos ganhos na qualidade da imagem foram balanceados por pequenos aumentos na dose.

LAW & KIRKPATRICK (1988, 1989 e 1990) compararam várias combinações tela intensificadora - filme destinadas a mamografia (filmes Kodak Min-R médium e fast, tela intensificadora Min-R médium e fast, chassi radiográfico Min-R, filme Kodak T-Mat M, filme Fuji NH, filme Fuji MA, tela intensificadora Fuji Hi-Mammo, filme Agfa MR5 e outros) utilizando as mesmas condições de exposição e a mesma processadora, avaliando a qualidade de imagem usando "phantom" de mama e a dose de acordo com a dose necessária para obter uma densidade ótica de 1,0 no filme, verificando que a combinação Kodak Min-R - Min-R disponível desde antes de 1980 permanecia como a melhor combinação disponível para qualidade da imagem.

HAUS (1990) revisou as melhorias tecnológicas ocorridas em mamografia tela intensificadora - filme. Comparou imagens clínicas e informações técnicas incluindo espectro de raios X, limitações geométricas de resolução, curvas características sensitométricas, FTM e espectro de Wiener utilizando-os para demonstrar as melhorias tecnológicas ocorridas na qualidade da imagem mamográfica.

FERNANDEZ et al (1993) avaliaram características físicas de quatro filmes mamográficos Kodak em relação à qualidade da imagem e dose à paciente. Avaliaram também tempo de processamento e efeito de armazenamento. Com o objetivo de reduzir dose ao paciente foram avaliados os filmes KODAK Min R, Min R ORTHO MA, Min R E e Min R H. As exposições foram feitas com um "phantom" TOR (MAX). As diferenças entre os filmes Min R, Min R MA e Min R E são muito pequenas e podem ser desconsideradas. O filme que proporciona o mais alto contraste com a mais alta redução de dose é o Min R H sendo indicado para detecção de detalhes de baixo contraste. O método usado para a avaliação da qualidade da imagem do filme (sensitometria de luz, sensitometria de raios X, qualidade da imagem com "phantom" e avaliação da dose, qualidade da imagem com pacientes) é adequado e dá uma boa relação entre a avaliação física e a expectativa do técnico.

BENSON et al (1995) compararam sensitometricamente dois filmes panorâmicos – KODAK T Mat G e FUJI Super HR G . Esta comparação foi realizada através da determinação do contraste do filme, velocidade relativa e resolução utilizando especificações do American National Standards Institute (ANSI). Os filmes foram expostos com tela intensificadora Kodak Lanex regular com sensitômetro de escala de tempo. As densidades ópticas foram lidas com densitômetro digital e as curvas características foram plotadas e analisadas por regressão polinomial e linear. Os gradientes médios dos filmes entre densidade óptica 0,25 e 2 acima da base + fog foram considerados como contraste. A velocidade relativa foi calculada para uma densidade óptica de 1 acima da base mais fog. A resolução e o contraste para ambos os filmes foi similar.

PRADIER et al (1999) fizeram uma análise retrospectiva de práticas clínicas na precisão de alinhamento na irradiação de mamas. Verificaram que o alinhamento é o fator clínico mais significativo para manter a homogeneidade e volume da dose no tratamento radioterápico.

AZUMA et al (2000) estudaram os efeitos do Processo de ciclo estendido em sistemas mamográficos analisando 4 combinações tela intensificadora - filme, com filmes de emulsão simples (Konica M-15 / New CM, Fuji UM MAMMO Fine / UM-MA HC, Kodak Min-R 2000 / Min-R 2000, e Kodak Min-R Médium / Min-R M). Perceberam que a granularidade do filme aumentou em todos os filmes no processo de ciclo estendido através de análise do espectro de Wiener. Com isso, verificaram também que se a temperatura de revelação é maior do que a recomendada e / ou o tempo de processamento é maior do que o recomendado (ciclo estendido), a velocidade do filme e o contraste aumentaram efetivamente.

SILVA (1997) utilizou alguns equipamentos mamográficos e radiográficos, junto com alguns sistemas de registro convencionais, mamográficos e tomográficos compostos apenas por filme ou por tela intensificadora - filme (Kodak Min R, Kodak TMG, Dupont, IBF, Fuji com cassete Min-R e Fuji). Considerou imagem simulada de esferas para as diversas combinações entre filmes, tela intensificadora - filme e equipamentos, considerando o efeito geométrico e o sistema de registro, utilizando fator de intensificação para a tela intensificadora baseado nas propriedades do mesmo,

apresentando essas imagens na tela, com uma resolução de 8 bits, possibilitando uma avaliação subjetiva da imagem. Verificou que a simulação pode ser uma ferramenta útil para Controle de Qualidade pois permite a avaliação do desempenho de qualquer combinação tela intensificadora – filme considerando suas características físicas e sensitométricas.

CAPÍTULO 4

METODOLOGIA

4.1. Introdução

A proposta deste trabalho é desenvolver um “software” que simule os sistemas de registro utilizados na mamografia, ou seja, sistemas compostos por filme e sistemas compostos por uma combinação tela intensificadora - filme, simulando seu efeito na imagem mamográfica a partir de imagens reais, considerando suas curvas características, possibilitando uma análise tanto qualitativa quanto quantitativa da imagem através do uso de “phantoms” antropomórficos (análise subjetiva) e “phantoms” de certificação (análise objetiva). O procedimento desenvolvido de simulação do sistema de registro de imagens mamográficas pode ser visualizado através do esquema da Figura 4.1.

Para a simulação ser realizada, é necessário escolher os mamogramas a serem digitalizados, assim como seus respectivos sistemas de registro, aparelho mamográfico e processadora utilizados na sua aquisição. Feito isso, esses mamogramas digitalizados geram um banco de dados.

O primeiro passo na simulação é a escolha da imagem a ser analisada. Após a imagem ser escolhida no banco de dados, é feita a conversão dos níveis de cinza dessa imagem para densidade ótica utilizando a curva característica do digitalizador (ESCARPINATI et al, 2002). A conversão das densidades óticas em exposição utilizando a curva H&D do sistema de registro utilizado produz uma “Matriz de Exposições” que corresponde às diferentes exposições que atingiram o sistema de registro. A partir dessa matriz, o usuário escolhe o sistema de registro a ser simulado e, então, a imagem em níveis de cinza, que corresponde ao resultado obtido para o novo sistema de registro, é exibida na tela.

Figura 4.1. – Esquema da simulação computacional desenvolvida

O algoritmo desenvolvido permite a escolha do tipo de sistema de registro usando apenas um dos filmes existentes ou usando o filme e tela intensificadora desejados dentre as combinações disponíveis, possibilitando, assim, comparar a imagem original com a simulada utilizando o sistema de registro escolhido, o qual pode ser diferente daquele da imagem original. É possível também visualizar a curva H&D do sistema de registro usado, bastando escolher no Menu a opção "gráficos" e o submenu "curva sensitométrica". Existe também a possibilidade de visualizar o histograma da imagem, escolhendo da mesma maneira, a opção "gráficos" e o submenu "histograma".

São descritos a seguir, os procedimentos da simulação para um melhor entendimento da mesma.

4.2. Procedimentos para a Simulação

A simulação computacional foi desenvolvida considerando as curvas H&D dos filmes e combinações telas intensificadoras - filmes utilizados em mamografia, com a intenção de proporcionar uma otimização na seleção de tais sistemas de registro da imagem. O ambiente de desenvolvimento escolhido para desenvolver esta simulação foi o Delphi, devido a suas características gráficas de visualização.

A curva característica ou sensitométrica ou H&D do filme é obtida com o uso de um sensitômetro e um densitômetro comercial calibrados. Com isso, obtém-se a relação entre a densidade ótica e a exposição que atinge o filme.

O sensitômetro é um aparelho que sensibiliza o filme mamográfico em regiões distintas, sendo aplicado para cada uma delas um valor diferente de exposição. Com isso, após a revelação do filme, obtém-se regiões com diferentes graus de escurecimento gerados por diferentes níveis de exposição. Para os testes práticos foi utilizado um sensitômetro X-RITE 334 GAMMEX RMI. Este aparelho sensibiliza um filme radiográfico com 21 regiões distintas com passo de 0,15 para os valores do logaritmo de exposição, em cada uma das regiões, variando de 0,0 a 3,0.

Figura 4.2. - Sensitômetro Digital X-RITE

Figura 4.3 – Exemplo de um filme sensibilizado através de sensitômetro

Na Figura 4.2 pode ser visualizado um exemplo de um sensitômetro e na figura 4.3 um exemplo de um filme sensibilizado com este sensitômetro.

Como o sensitômetro é um equipamento capaz de sensibilizar apenas o filme radiográfico, ele não pode ser utilizado para o cálculo da curva característica das combinações tela intensificadora - filme. Para este cálculo, foi utilizada a técnica proposta por HAUS et al (1977) conhecida como "sensitometria de tempo escalonado". Essa técnica consiste em expor diferentes regiões de um sistema tela intensificadora - filme aos raios X utilizando as mesmas distâncias entre o tubo e o sistema de registro, para uma técnica fixa de tensão aplicada e variando o tempo ou a corrente no tubo. As diferentes regiões devem ser delimitadas utilizando placas de chumbo posicionadas de forma a deixar apenas uma "janela" aberta, correspondente a cada região, para que os fótons de raios X possam sensibilizar o filme. A cada novo disparo, deve-se mudar o tempo de exposição, enquanto se mantém a tensão fixa. Desta maneira, para cada tempo utilizado haverá uma intensidade de exposição diferente irradiando a combinação tela intensificadora - filme, gerando graus de enegrecimento diferentes no filme. Um exemplo de um filme mamográfico Min R 2000 sensibilizado juntamente com tela intensificadora Min R 2000 pela técnica descrita é mostrado na figura 4.4.

Para calcular a exposição em cada região foi utilizado o dosímetro digital Solidose 400 da RTI Electronics (RTI Electronics AB, Suécia), junto com seu detector de estado sólido R100, o qual possui área de absorção aos raios X de 100 mm^2 e pode ser deslocado facilmente para qualquer posição ao longo do sistema de registro. Após a exposição completa do sistema de registro, o filme foi revelado e a densidade ótica de cada região determinada utilizando o densitômetro calibrado X-RITE 331, GAMMEX RMI mostrado na figura 4.5. O densitômetro mede as densidades óticas em qualquer região de um filme radiográfico. Dessa maneira foi possível calcular a curva característica das combinações telas intensificadoras - filmes utilizadas nos exames mamográficos para posteriormente serem comparadas com as curvas características simuladas no projeto.

Medindo-se a exposição que atinge o filme em cada nível de enegrecimento, obtém-se a relação D.O x Exposição, que é a curva H&D da combinação tela intensificadora - filme utilizada.

Figura 4.4. - Exemplo de filme mamográfico sensibilizado pela técnica de "sensitometria de tempo escalonado".

Figura 4.5 - Densitômetro Digital X-RITE

Três filmes, Min R 2000 da Kodak (Eastman Kodak Company, USA) , UM MA-HC e ADM ambos da Fuji (Fuji Photo Film Co, Japan) e duas telas intensificadoras: Min R 2000 da Kodak e FUJI AD Mammo Fine da Fuji foram analisadas e suas características sensitométricas determinadas e comparadas. Estas características correspondem a informações a respeito do contraste, velocidade e latitude do sistema. Foi verificado que o uso dessas telas intensificadoras em mamografia não altera significativamente a nitidez da imagem, mas diminui consideravelmente a dose absorvida pela paciente.

No diagrama de blocos da figura 4.6. podem ser vistas as etapas do procedimento computacional desenvolvido para a simulação do contraste de imagens mamográficas.

Figura 4.6. - Diagrama de Blocos do Procedimento computacional desenvolvido

O procedimento solicita ao usuário que escolha uma imagem de "phantom" existente em um banco de dados e defina se quer a comparação da imagem apenas com filme ou com filme e tela intensificadora. São disponibilizados três tipos de filmes (Min R 2000 da Kodak, UM MA-HC e ADM da Fuji) e as combinações desses filmes com duas telas intensificadoras (Min R 2000 da Kodak e FUJI AD Mammo Fine da Fuji). As figuras 4.7. e 4.8. mostram a tela para escolha dessas opções na simulação.

Figura 4.7. – Tela da simulação onde o usuário escolhe a opção abrir arquivo

Figura 4.8. – Tela da simulação onde o usuário escolhe o tipo de sistema de registro desejado

Na tela principal da simulação é fornecido um menu em que o usuário escolhe a opção desejada. Ao escolher Imagens, tem as opções de abrir uma imagem ou salvar essa imagem. Após escolher a imagem desejada no banco de dados, esta imagem é mostrada na tela em um tamanho que dê para comparar essa imagem original com a imagem simulada. É mostrada também sua curva característica (ou sensitométrica) e existe a opção de visualizar seu histograma, se desejado. Na opção Sistema de Registro, o usuário escolhe o tipo de sistema de registro a ser simulado, podendo ser escolhido apenas um

filme ou a combinação de filme com tela intensificadora desejada. Feita a escolha, é gerada sua imagem simulada, sua curva sensitométrica e mostrados os valores dos parâmetros de velocidade, gradiente médio e latitude para o sistema de registro escolhido, podendo ser feita uma análise desses parâmetros e das imagens propriamente, conforme pode ser visto na figura 4.9.

Figura 4.9. – Tela da simulação com imagem original, imagem simulada e respectivas curvas H&D e histograma.

Se o usuário desejar visualizar a imagem em mais detalhes, existe a opção de, com um clique na imagem, visualizar a mesma na tela inteira, com a outra permanecendo na tela com o tamanho original. Para novas análises, é necessário apenas escolher uma nova imagem no menu principal, opção Arquivos e executar os mesmos passos descritos acima. Para finalizar, o usuário escolhe no menu a opção Finalizar e o sistema é encerrado.

O *software* do digitalizador de filme radiográfico relaciona a densidade ótica de cada região do filme com o valor atribuído ao pixel correspondente na imagem digitalizada (YIN 1992, MEEDER 1995) gerando uma matriz de exposição da imagem. Utilizando os dados dessa matriz de exposição gerada, foi desenvolvido um algoritmo que determina automaticamente a curva

característica de qualquer digitalizador. Os algoritmos desenvolvidos funcionam a partir da imagem digitalizada de um mamograma padrão. Esse mamograma deve possuir diferentes regiões com diferentes graus de escurecimento, possibilitando o conhecimento prévio da densidade ótica de cada região. Então, é aplicada nessa imagem uma técnica de processamento para identificar as diferentes regiões de enegrecimento no filme. No processo de digitalização, são determinados os valores atribuídos a cada pixel para cada região. Determina-se a curva característica do digitalizador comparando-se o valor do pixel de cada região com a densidade ótica correspondente. O valor do pixel de cada região é obtido calculando para cada região a média dos pixels de uma área de aproximadamente 1 cm^2 (a quantidade de pixels utilizados nesta média varia de acordo com a resolução que foi utilizada na digitalização da imagem). A figura 4.10. ilustra a tela do programa desenvolvido para a determinação automática da curva característica dos digitalizadores (ESCARPINATI et al, 2002) e de alguns parâmetros da curva.

Após a obtenção da curva característica do digitalizador, foi desenvolvido um algoritmo que transforma os valores de exposição por pixel numa relação densidade ótica versus log da exposição relativa, através de funções polinomiais calculadas para a curva característica de cada filme e cada combinação tela intensificadora - filme.

Figura 4.10. – Tela do programa desenvolvido para a determinação da curva característica dos digitalizadores de filmes radiográficos (ESCARPINATI et al, 2002).

Para o cálculo dessas funções foram definidas três faixas: até $D.O = 0,25 + \text{fog}$, que é a parte em que as densidades se mantêm praticamente constantes, isto é, aumentar o log de exposição relativa não aumenta a densidade ótica; parte linear: de $D.O = 0,25 + \text{fog}$ até $D.O = 2,25 + \text{fog}$, onde as densidades variam linearmente de acordo com o log da exposição relativa ; e $D.O > 2,25 + \text{fog}$ que é a parte acima do patamar (sobrexposição).

Estes polinômios foram obtidos utilizando-se planilha gráfica eletrônica Excel e *Software Origin* a partir dos valores medidos para os filmes e combinações tela intensificadora - filme, gerando as curvas características de densidade ótica pelo log da exposição relativa para cada uma dessas combinações. Então, uma matriz de D.O para a imagem é gerada. Os digitalizadores específicos para filmes utilizam a relação: $\text{valor de pixel} = 1000 * D.O$ para determinar os valores de pixels na imagem digital de 12 bits e os valores típicos de densidades óticas em mamografia variam de 0 a 4. Por isso, multiplicam-se os valores obtidos pelo digitalizador por 1000 para encontrar os valores de pixels na tela, que representam o nível de escurecimento, ou o tom de cinza da imagem, e que podem assumir 4096 (2^{12}) valores, entre 0 e 4095. Com esses valores, a imagem resultante em níveis de cinza é apresentada na tela, junto com a curva característica do sistema de registro escolhido.

4.3. Objetos de teste

Os objetos de teste utilizados neste trabalho foram dois “phantoms”, descritos a seguir:

- “phantom” antropomórfico Victoreen modelo 18-226
- “phantom” mamográfico Victoreen modelo 18-220

O “phantom” antropomórfico Victoreen modelo 18-226 simula uma mama real comprimida com 4,5 cm de espessura com 50% de tecido adiposo e 50% de tecido glandular. Moldado de material equivalente a tecido, este

“phantom” proporciona uma imagem do tamanho e forma de uma mama comprimida de 5 cm, permitindo obter detalhes de baixa, média e alta resolução. Na figura 4.11. pode ser visto o “phantom” antropomórfico 18-226 da Victoreen junto com sua imagem radiográfica.

Figura 4.11 – “Phantom” antropomórfico Victoreen modelo 18-226 e imagem radiográfica típica correspondente

O “phantom” mamográfico de certificação Victoreen modelo 18-220 apresenta objetos que simulam microcalcificações, massas tumorais e fibras. Este “phantom” foi projetado para testar a performance de um sistema mamográfico através de uma análise quantitativa da habilidade do sistema em mostrar estruturas pequenas similares às aquelas encontradas clinicamente. Ele também determina se o sistema pode detectar estruturas pequenas que são importantes na detecção precoce do câncer de mama. Estes objetos dentro do “phantom” variam no tamanho desde aqueles que podem ser visíveis em qualquer sistema até objetos que são difíceis de ser vistos mesmo nos melhores sistemas mamográficos. O “phantom” de 4,4 cm de espessura é feito de um bloco de 7 mm contendo 16 conjuntos de objetos de teste. O “phantom”

simula uma mama comprimida de 4,5 cm de composição média glandular / adiposa. Dentro do bloco estão estrelas de óxido de alumínio (Al_2O_3) que simulam microcalcificações. Seis diferentes fibras de nylon simulam estruturas de tecido fibroso e cinco massas de forma circular de diferentes tamanhos simulam tumores. Este “phantom” é usado como parte de um Programa de Controle de Qualidade permitindo que este programa esteja de acordo com os critérios do American College of Radiology (ACR). Na figura 4.12. estão representados este “phantom” e seu gabarito interno.

Figura 4.12– “Phantom” Mamográfico de Certificação Victoreen modelo 18-220 e seu gabarito interno.

Estes “phantoms” foram expostos com as combinações tela intensificadora - filme para as quais foram obtidas suas curvas características. As imagens de “phantoms” foram digitalizadas em um “scanner laser” *Lumisys*

(Lumisys Inc., Sunnyvale, EUA), modelo *Lumiscan* 50, com 12 bits de resolução de níveis de cinza e 150 μm de tamanho de pixel, gerando uma matriz imagem que representa os valores de pixel (0-4095) por posição na imagem. Esse digitalizador converte a imagem do filme radiográfico em imagens digitais com 1024 x 1250 pixels em termos de resolução espacial e é sensível a uma faixa de 0 D.O a 3,6 D.O com uma sensibilidade de 0,001 D.O, ou seja, a imagem digitalizada assume uma resolução de contraste de 3600 níveis de cinza (LUMISYS, 2002).

A curva característica do *scanner* fornece a relação entre a D.O. do filme e o valor de pixel da imagem digital (posição) e foi determinada utilizando o algoritmo computacional descrito anteriormente no item 4.2.

4.4. Cálculos

Foram calculadas as curvas H&D dos filmes Kodak Min R 2000, Fuji UM MA-HC, Fuji ADM expostos diretamente à radiação e combinados com duas telas intensificadoras: Kodak Min R 2000 e Fuji AD Mammo Fine. Cada filme foi combinado com cada uma das telas intensificadoras, gerando seis combinações diferentes. Para cada combinação, foram realizadas doze exposições, suas doses foram medidas com dosímetro e anotadas, os filmes foram revelados e suas densidades óticas medidas com densitômetro. Para o filme Min R 2000 foram realizadas 26 exposições para obter densidades óticas compatíveis com as obtidas com sensitômetro. Com esses dados foram montadas tabelas para os filmes e combinações de tela intensificadora - filme, mostrados no próximo capítulo.

Os filmes foram expostos com placas de chumbo, deixando apenas uma região livre (sem chumbo) exposta, as medições das doses em cada exposição foram realizadas, os filmes foram revelados, feitas medições das densidades óticas com densitômetro e, em seguida, a dose dada em μGy foi convertida para exposição em mR através da relação dada em WOLBARST (1993) onde $1 \times 10^{-3} \text{ cGy} \cong 1 \text{ mR}$. Então, com os valores de exposição, foi encontrada a exposição relativa para um nível arbitrário (no caso, o fog do filme). Considerando a exposição do fog (primeira exposição) como exposição relativa

1 (um) e dividindo as demais exposições por esta primeira, obtêm-se os valores de exposição relativa para cada densidade ótica. A partir desses valores, os logaritmos das exposições relativas foram calculados para facilitar a apresentação e análise dos valores das densidades óticas dos filmes sem tela intensificadora e com as diferentes telas intensificadoras usadas. Utilizando planilha eletrônica Excel e *software* matemático Origin, foram obtidas funções polinomiais e lineares para cada filme e combinação tela intensificadora - filme medidos. Com essas funções foram geradas as curvas características de cada uma das combinações.

A partir da curva característica do filme e da curva característica da combinação tela intensificadora - filme é calculada a curva da diferença entre filme sozinho e filme com tela intensificadora, que representa o "ganho" promovido pela tela intensificadora. Esta curva foi considerada como padrão para gerar a curva H&D do filme com tela intensificadora a partir do filme sem tela intensificadora para a combinação escolhida.

CAPÍTULO 5

RESULTADOS

5.1. Introdução

Para simular o efeito somente do filme e do filme com tela intensificadora, foram observadas as características físicas e sensitométricas dos mesmos e sua importância no contraste da imagem. Verificou-se que estas características têm grande influência sobre o contraste das imagens, e que esta influência é dada principalmente pela curva H&D, de forma que, utilizando-a, está sendo verificado o efeito do filme e da combinação tela intensificadora - filme.

Utilizando mamógrafo LORAD Contour 2000, com 96 mAs fixos variando a kVp de 24 a 34 e um filtro de Alumínio de 7 cm de espessura, foram realizadas exposições com todas as combinações tela intensificadora - filme descritas anteriormente. A revelação dos filmes foi numa processadora Macrotec MX II. As doses foram medidas com dosímetro digital Solidose 400, e as densidades óticas foram medidas com densitômetro calibrado X-RITE 331 descrito no capítulo 4. A exposição relativa e o logaritmo de cada exposição foram calculados e esses dados foram colocados em tabelas para que fosse possível fazer comparações e levantamento das curvas características respectivas para cada um dos filmes e das combinações possíveis.

Os valores de dose, densidade ótica, exposição, exposição relativa e logaritmo da exposição relativa constantes da tabela 5.1, obtidos com exposição direta conforme descrito acima, foram usados para encontrar a curva característica do filme Min R 2000 sem tela intensificadora apresentado na figura 5.1.

Tabela 5.1. - Valores para filme Kodak Min R 2000 sem tela intensificadora
obtidos com exposição direta

FILME Min R 2000 sem tela intensificadora				
D.O	DOSE (μ Gy)	EXPOSIÇÃO (mR)	Exp Rel	Log Exp Rel
0,19	331,3	33,10	1,00	0,00
0,20	633	63,30	1,91	0,28
0,20	820	82,00	2,48	0,39
0,22	1320	132,00	3,99	0,60
0,24	1830	183,00	5,53	0,74
0,26	2370	237,00	7,16	0,85
0,29	2770	277,00	8,37	0,92
0,32	3440	344,00	10,39	1,02
0,37	4480	448,00	13,53	1,13
0,50	7030	703,00	21,24	1,33
0,65	12280	1228,00	37,10	1,57
0,71	17560	1756,00	53,05	1,72
0,81	26540	2654,00	80,18	1,90
0,87	27470	2747,00	82,99	1,92
0,92	31730	3173,00	95,86	1,98
1,07	37220	3722,00	112,45	2,05
1,25	44800	4480,00	135,35	2,13
1,41	49800	4980,00	150,45	2,18
1,56	52900	5290,00	159,82	2,20
1,63	59700	5960,00	180,06	2,26
2,20	81200	8120,00	245,32	2,39
2,42	104000	10400,00	314,20	2,50
2,79	116700	11670,00	352,57	2,55
3,43	191500	19150,00	578,55	2,76
3,75	380500	38050,00	1149,55	3,06
3,80	387300	38730,00	1170,09	3,07

Figura 5.1. – Curva sensitométrica do filme Min R 2000 sem tela
intensificadora obtido com exposição direta

Foram medidas também, as densidades óticas dos filmes Min R 2000, Fuji UM MA-HC e Fuji ADM sensibilizados com sensítômetro X-RITE, o qual utiliza a técnica de sensitometria de intensidade escalonada, suas densidades óticas foram lidas com o densitômetro X-RITE e esses valores foram colocados na tabela 5.2.

Com esses valores, foram obtidas suas curvas características, e calculados seus respectivos polinômios utilizando *software* Origin, as quais são vistas na figura 5.2. De acordo com essas curvas, os três filmes deveriam apresentar quase o mesmo resultado, com poucas variações em relação à velocidade e gradiente médio.

Tabela 5.2. – Valores para os filmes sem tela intensificadora obtidos com sensítômetro

FILME KODAK Min R 2000		FILME FUJI UM MA – HC		FILME FUJI ADM		Log exp rel
passo	D.O	passo	D.O	passo	D.O	
1	0,19	1	0,20	1	0,17	0,00
2	0,19	2	0,20	2	0,17	0,15
3	0,19	3	0,20	3	0,17	0,30
4	0,20	4	0,20	4	0,17	0,45
5	0,20	5	0,21	5	0,17	0,60
6	0,22	6	0,23	6	0,17	0,75
7	0,25	7	0,28	7	0,18	0,90
8	0,33	8	0,40	8	0,20	1,05
9	0,48	9	0,62	9	0,24	1,20
10	0,78	10	1,01	10	0,35	1,35
11	1,22	11	1,55	11	0,62	1,50
12	1,78	12	2,13	12	1,12	1,65
13	2,46	13	2,69	13	1,79	1,80
14	3,18	14	3,10	14	2,36	1,95
15	3,78	15	3,45	15	2,86	2,10
16	4,18	16	3,69	16	3,21	2,25
17	4,36	17	3,87	17	3,48	2,40
18	4,46	18	3,98	18	3,64	2,55
19	4,53	19	4,07	19	3,75	2,70
20	4,53	20	4,13	20	3,82	2,85
21	4,60	21	4,18	21	3,86	3,00

Figura 5.2. – Curvas Sensitométricas (H&D) dos filmes Kodak Min R 2000, Fuji UM MA- HC e Fuji ADM sem tela intensificadora obtidos com sensitômetro

Com os valores das medições dos filmes Min R 2000 sem tela intensificadora, obtidos com exposição direta aos raios X, comparados aos valores obtidos com sensitometria de intensidade escalonada (exposição ao sensitômetro – figura 4.3), encontramos uma curva de calibração para os filmes. Conforme pode ser visto na figura 5.3, a curva obtida com sensitômetro (preta) apresenta uma resposta nitidamente linear na região de densidades úteis, com uma dose bem menor em relação à obtida com o método de exposição direta (vermelha) devido ao fato de que o filme é mais sensível à luz do que aos raios X. Devido a essas variações, foi necessário encontrar uma curva de correção para calcular as curvas sensitométricas dos filmes Fuji UM MA-HC e Fuji ADM com exposição direta. Essa curva de correção foi gerada com a diferença entre as curvas obtidas com sensitômetro e com exposição direta para o filme Min R 2000 e está representada na figura 5.4.

Figura 5.3. - Curvas H&D do filme Min R 2000 obtido com sensitômetro (preta) e com exposição direta (vermelha)

Figura 5.4. Curva da diferença entre as curvas obtidas com sensitômetro e com exposição direta.

Na figura 5.5 estão representadas as curvas sensitométricas dos três filmes corrigidas com a curva diferença mostrada na figura 5.4.

Figura 5.5. – Curvas H&D dos filmes MinR 2000, Fuji UM MA-HC e Fuji ADM obtidas a partir das curvas H&D dos filmes medidos com sensitômetro, corrigidas com curva da diferença.

Os filmes Kodak Min R 2000, Fuji UM MA-HC e Fuji ADM, combinados com tela intensificadora Min R 2000 e tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine, foram expostos diretamente aos raios X, obtendo os valores de dose, e suas densidades óticas. Foram calculados os valores de exposição, exposição relativa e logaritmo da exposição relativa para cada uma das combinações utilizando os cálculos descritos no capítulo 4. Nas tabelas 5.3 e 5.4 encontram-se os valores calculados para o filme Min R 2000 com tela intensificadora Min R 2000 e tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine respectivamente. As curvas características para o filme Min R 2000 sem tela intensificadora e combinado com tela intensificadora Min R 2000 e tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine obtidas com os valores das tabelas mencionadas podem ser vistas na figura 5.6.

Tabela 5.3. - Valores para combinação tela intensificadora e filme Kodak Min R 2000 obtidos com exposição direta

TELA INTENSIFICADORA (ECRAN) KODAK Min R 2000 / FILME KODAK Min R 2000				
D.O	DOSE (μ Gy)	EXPOSIÇÃO (mR)	Exp Rel	Log Exp Rel
0,19	9,30	0,930	1,00	0,00
0,20	13,64	1,364	1,47	0,17
0,22	19,29	1,929	2,07	0,32
0,26	26,28	2,628	2,82	0,45
0,37	36,38	3,638	3,91	0,59
0,50	49,06	4,906	5,27	0,72
0,92	70,23	7,023	7,55	0,88
1,48	96,86	9,686	10,41	1,02
2,20	143,30	14,330	15,40	1,19
2,72	204,50	20,450	21,98	1,34
2,84	239,00	23,900	25,69	1,41
3,11	270,00	27,000	29,02	1,46

Tabela 5.4. - Valores para combinação tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e filme KODAK Min R 2000 obtidos com exposição direta

TELA INTENSIFICADORA (ECRAN) FUJI AD Mammo Fine / FILME KODAK Min R 2000				
D.O	DOSE (μ Gy)	EXPOSIÇÃO (mR)	Exp Rel	Log Exp Rel
0,19	8,70	0,870	1,00	0,00
0,22	13,55	1,355	1,56	0,19
0,28	18,99	1,899	2,18	0,34
0,40	26,01	2,601	2,99	0,48
0,61	35,08	3,508	4,03	0,61
0,93	47,58	4,758	5,47	0,74
1,40	60,56	6,056	6,96	0,84
2,34	93,66	9,366	10,76	1,03
2,50	109,00	10,900	12,52	1,10
2,99	137,30	13,730	15,77	1,20
3,35	192,80	19,280	22,15	1,35
3,39	232,00	23,200	26,66	1,43

Conforme pode ser visto na figura 5.6., as combinações utilizando tela intensificadora necessitam de doses bem menores para manter os mesmos níveis de contraste e qualidade da imagem gerada apenas com filme. A combinação do filme Min R 2000 da Kodak com a tela intensificadora da Fuji apresentou resultados semelhantes a o da combinação do mesmo filme com tela intensificadora Min R 2000 da Kodak.

Figura 5.6. - Curvas H&D do filme Min R 2000 sem tela intensificadora e combinado com tela intensificadora Min R 2000 e tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine

Tabela 5.5. Valores para combinação tela intensificadora KODAK Min R 2000 e filme Fuji UM MA-HC obtidos com exposição direta

TELA INTENSIFICADORA (ECRAN) KODAK Min R 2000 / FILME FUJI UM MA-HC				
D.O	DOSE (μ Gy)	EXPOSIÇÃO (mR)	Exp Rel	Log Exp Rel
0,19	8,98	0,90	1	0
0,20	13,59	1,36	1,51	0,18
0,22	19,13	1,91	2,13	0,33
0,27	26,35	2,63	2,93	0,47
0,39	35,58	3,56	3,96	0,60
0,63	47,75	4,77	5,32	0,73
0,93	61,45	6,14	6,84	0,84
1,66	95,70	9,57	10,66	1,03
2,34	142,80	14,28	15,91	1,20
2,76	206,20	20,62	22,97	1,36
2,92	233,70	23,37	26,03	1,41
3,10	266,30	26,63	29,66	1,47

Para o filme Fuji UM MA-HC combinado com tela intensificadora Min R 2000 e tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine, foram efetuados os mesmos

cálculos e seus valores se encontram nas tabelas 5.5 e 5.6 Com esses valores foram obtidas as curvas da figura 5.7.

Tabela 5.6. Valores para combinação tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e filme Fuji UM MA-HC obtidos com exposição direta

TELA INTENSIFICADORA (ECRAN) FUJI AD MAMMO FINE / FILME FUJI UM MA-HC				
D.O	DOSE (μ Gy)	EXPOSIÇÃO (mR)	Exp Rel	Log Exp Rel
0,19	8,43	0,84	1,00	0,00
0,22	12,38	1,24	1,47	0,17
0,27	17,67	1,77	2,10	0,32
0,36	24,33	2,43	2,89	0,46
0,69	33,05	3,31	3,92	0,59
1,07	46,06	4,61	5,46	0,74
1,48	59,61	5,96	7,07	0,85
1,99	93,19	9,32	11,05	1,04
2,88	138,40	13,84	16,42	1,22
3,23	197,80	19,78	23,46	1,37
3,33	234,20	23,42	27,78	1,44
3,54	268,80	26,88	31,89	1,50

Figura 5.7. - Curvas H&D do filme Fuji UM MA-HC sem tela intensificadora e combinado com tela intensificadora Min R 2000 e tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine

A partir da figura 5.7 pode ser verificado que o filme Fuji UM MA-HC combinado com tela intensificadora Min R 2000 e com tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine apresenta resultados similares, e mostra velocidades maiores, doses necessárias bem menores e uma faixa útil maior do que com filme sem tela intensificadora.

Tabela 5.7. Valores para combinação tela intensificadora KODAK Min R 2000 e filme Fuji ADM obtidos com exposição direta

TELA INTENSIFICADORA (ECRAN) KODAK Min R 2000 / FILME FUJI ADM				
D.O	DOSE (μ Gy)	EXPOSIÇÃO (mR)	Exp Rel	Log Exp Rel
0,17	9,1	0,91	1	0
0,22	55,18	5,52	6,06	0,78
0,31	74,51	7,45	8,19	0,91
0,47	95,40	9,54	10,48	1,02
0,73	122,70	12,27	13,48	1,13
1,02	149,70	14,97	16,45	1,22
1,36	178,90	17,89	19,66	1,29
1,67	217,30	21,73	23,88	1,38
1,93	249,50	24,95	27,42	1,44
2,1	288,20	28,82	31,67	1,50
2,33	329,70	32,97	36,23	1,56
2,36	342,70	34,27	37,66	1,58

Tabela 5.8. Valores para combinação tela intensificadora Fuji e filme Fuji ADM obtidos com exposição direta

TELA INTENSIFICADORA (ECRAN) FUJI AD MAMMO Fine/ FILME FUJI ADM				
D.O	DOSE (μ Gy)	EXPOSIÇÃO (mR)	Exp Rel	Log Exp Rel
0,17	8,92	0,89	1	0
0,27	46,88	4,69	5,27	0,72
0,46	74,13	7,41	8,33	0,92
0,78	96,58	9,66	10,85	1,04
1,08	121,50	12,15	13,65	1,14
1,46	149,50	14,95	16,80	1,23
1,8	184,40	18,44	20,72	1,32
2,13	215,00	21,50	24,16	1,38
2,39	253,10	25,31	28,44	1,45
2,56	284,30	28,43	31,94	1,50
2,66	326,60	32,66	36,70	1,56
2,71	332,70	33,27	37,38	1,57

Os mesmos dados foram obtidos para o filme Fuji ADM combinado com tela intensificadora Min R 2000 e tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine, sendo mostrados nas tabelas 5.7. e 5.8.

A partir desses dados, suas curvas características foram geradas (figura 5.8) e comparadas.

Figura 5.8. - Curvas H&D do filme Fuji ADM sem tela intensificadora e combinado com tela intensificadora Min R 2000 e tela intensificadora Fuji AD MAMMO Fine

No caso do filme Fuji ADM, a diminuição da dose é muito maior com o uso de tela intensificadora do que nos casos anteriores. A utilização de qualquer uma das duas telas intensificadoras fornece a mesma imagem com uma dose muito menor.

Em seguida, as curvas características para a tela intensificadora Kodak Min R 2000 combinado com os filmes Kodak Min R 2000, Fuji UM MA-HC e Fuji ADM foram colocadas em um único gráfico para comparações das características sensitométricas de cada combinação (figura 5.9).

A partir dessas curvas pode-se verificar que para a tela intensificadora Min R 2000, os filmes Min R 2000 e Fuji UM MA-HC forneceram praticamente o mesmo resultado, sendo mais rápidos do que o filme Fuji ADM e consequentemente uma diminuição da dose necessária para a obtenção de

uma imagem com as mesmas características das imagens obtidas com o filme Fuji ADM.

Figura 5.9. – Curvas H&D da tela intensificadora Kodak Min R 2000 com filmes Kodak Min R 2000 e Fuji UM MA-HC e Fuji ADM

O mesmo procedimento foi realizado com a tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e os filmes Min R 2000, UM MA-HC e ADM (figura 5.10). Com essas curvas, chegou-se à mesma conclusão, de que com os filmes Min R 2000 e Fuji UM MA-HC é necessária uma dose bem menor para se obter a mesma imagem com um filme Fuji UM MA-HC e Kodak Min R 2000 do que com um filme Fuji ADM sem tela intensificadora.

Dessas curvas pode-se concluir que a utilização de tela intensificadora diminui consideravelmente a dose necessária para a obtenção da imagem sem prejudicar sua qualidade; com respostas mais rápidas, pode-se evitar ruídos devido à movimentação da paciente; e fica mais fácil o ajuste dos parâmetros do equipamento, evitando sub e sobreexposições, pois a latitude aumenta, sem diminuir demais o contraste.

Figura 5.10. – Curvas H&D da tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine com filmes Kodak Min R 2000, Fuji UM MA-HC e Fuji ADM

Figura 5.11. - Curvas H&D das telas intensificadoras Kodak Min R 2000 e Fuji combinadas com filmes Kodak Min R 2000, Fuji UM MA-HC e Fuji ADM

Foram colocadas também todas as curvas das duas telas intensificadoras em um mesmo gráfico para visualizar suas respostas, comparando-as em relação à velocidade, contraste médio e latitude (figura 5.11).

Em seguida, utilizando a planilha do Excel, junto com o *software* Origin, foram calculados os polinômios que melhor representam as respectivas curvas.

De maneira análoga, foram calculados os polinômios para encontrar o logaritmo de exposição relativa a partir da densidade ótica, pois, a partir da curva característica de um sistema de registro para raios X, é possível determinar diversos parâmetros importantes para a definição de sua qualidade e aplicabilidade. Para os filmes e telas intensificadoras - filmes analisados experimentalmente foram calculados os seguintes parâmetros: latitude, velocidade, gradiente médio e fog (CURRYIII et al (1990)). Latitude corresponde à faixa de exposição ou dose onde o sistema de registro responde de forma linear e foi calculada considerando como limites os valores de exposição que causaram graus de escurecimento correspondentes a densidades óticas de 0,25 e 2,25 acima do valor de fog. A velocidade relativa é calculada como o inverso do logaritmo da exposição relativa para uma densidade ótica igual a 1 acima do valor de fog. Gradiente médio é correspondente à inclinação da curva característica na parte linear e pode ser calculado pela equação 5.1:

$$GM = \frac{2,25+fog - 0,25+fog}{\log E2 - \log E1} \quad (5.1)$$

onde E1 e E2 são correspondentes aos valores das exposições relativas às densidades óticas 0,25+fog e 2,25+fog, respectivamente.

O fog medido para o filme Min R 2000 foi 0,19. Para o filme Fuji UM MA-HC foi 0,20 e para o filme Fuji ADM foi 0,17. Os valores dos logaritmos de exposição relativa encontrados para D.O = 0,44 (0,25+fog), D.O = 1,19 (1+fog) e D.O=2,44 (2,25+fog) foram, respectivamente, 1,23, 1,45 e 1,82 para o filme Min R 2000 sem tela intensificadora. Para o filme Min R 2000 com tela

intensificadora Min R 2000 os valores encontrados foram, respectivamente, 0,75, 0,95 e 1,26. E para o filme Min R 2000 com tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine foram 0,49, 0,79 e 1,05, respectivamente. A tabela 5.9 apresenta os resultados obtidos com as curvas características dos testes experimentais para os parâmetros descritos.

Tabela 5.9. - Resultados dos cálculos efetuados com as curvas características obtidas nos testes experimentais para filme Kodak Min R 2000 sem tela intensificadora e com tela intensificadora Min R 2000 e tela intensificadora FUJI AD Mammo Fine.

	Filme KODAK Min R 2000	Tela intensificadora KODAK Min R 2000 e Filme Min-R 2000	Tela intensificadora FUJI AD Mammo Fine e Filme Min R 2000
FOG (D.O)	0,19	0,19	0,19
Gradiente médio	3,38	3,96	3,77
Velocidade relativa ($\log^{-1}$)	0,69	1,06	1,33
Latitude (log)	0,59	0,51	0,53

Dos valores obtidos, pode-se verificar que a velocidade com a combinação do filme Min R 2000 com tela intensificadora KODAK Min R 2000 aumentou aproximadamente 54% e com a tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine aumentou aproximadamente 83%. O gradiente médio para a combinação do filme Min R 2000 com tela intensificadora Min R 2000 aumentou 17% e com tela intensificadora Fuji aumentou 5% enquanto que suas latitudes diminuíram 13% e 5% respectivamente. Isto quer dizer que utilizando qualquer uma das duas telas intensificadoras diminui consideravelmente a dose necessária para se obter a mesma imagem com o filme sem tela intensificadora. Além disso diminui o tempo de exposição a que a paciente seria exposta aos raios X, pois o sistema tela intensificadora - filme é mais rápido, melhorando um pouco o gradiente e não diminuindo muito a latitude, ou seja, a faixa de densidades úteis continua praticamente a mesma.

Para os filmes Fuji UM MA-HC e Fuji ADM foram obtidas suas curvas características sem tela intensificadora e utilizando tela intensificadora. Em seguida, foram calculados seus parâmetros sensitométricos da mesma forma

que para o filme Min R 2000 e estes parâmetros foram colocados em tabelas para comparação do melhor sistema. Estes valores podem ser vistos nas tabelas 5.10 e 5.11.

Tabela 5.10. - Resultados dos cálculos efetuados com as curvas características obtidas nos testes experimentais para filme Fuji UM MA-HC sem tela intensificadora, com tela intensificadora Min R 2000 e tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine.

	Filme FUJI UM MA-HC	Tela intensificadora KODAK Min R 2000 e Filme FUJI UM MA-HC	Tela intensificadora FUJI AD Mammo Fine Filme FUJI UM MA-HC
FOG	0,20	0,20	0,20
Gradiente médio	3,52	3,6	3,72
Velocidade relativa	0,72	1,10	1,27
Latitude	0,57	0,56	0,54

Para o filme Fuji UM MA-HC, a melhor combinação se mostrou a que utiliza a tela intensificadora da Kodak MinR 2000 pois seu contraste e sua velocidade aumentam, sem diminuir muito a latitude, enquanto que com a tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine, a velocidade e o contraste aumentam, diminuindo a latitude, o que significa uma diminuição na percepção de diferenças entre os tecidos e um aumento na dose necessária.

Tabela 5.11. - Resultados dos cálculos efetuados com as curvas características obtidas nos testes experimentais para filme Fuji ADM sem tela intensificadora, com tela intensificadora Min R 2000 e tela intensificadora FUJI AD Mammo Fine.

	Filme FUJI ADM	Tela intensificadora KODAK Min R 2000 e Filme FUJI ADM	Tela intensificadora FUJI AD Mammo Fine e Filme FUJI ADM
FOG	0,17	0,17	0,17
Gradiente médio	3,82	3,72	3,89
Velocidade relativa	0,61	0,80	0,73
Latitude	0,52	0,54	0,51

De acordo com esses resultados, verifica-se que o filme Fuji ADM usado com qualquer uma das telas intensificadoras estudadas diminui significativamente a dose a ser aplicada à paciente, pois sua velocidade aumenta cerca de 30 a 50%, dependendo da tela intensificadora utilizada e sua latitude não diminui, o que quer dizer que o contraste permanece praticamente o mesmo. Apesar disso, sua velocidade é bem menor do que as combinações das mesmas telas intensificadoras com os filmes MinR2000 e Fuji UM MA-HC, aumentando o risco de ter que fazer novo exame, ou seja, nova exposição aos raios X para a paciente, pois como sua resposta é mais lenta, a paciente pode se movimentar, prejudicando o exame. Isto é, precisa-se de uma dose bem maior para conseguir a mesma imagem com o filme Fuji ADM do que para os filmes Min R 2000 e Fuji UM MA-HC.

Dessas tabelas e respectivos resultados pode-se concluir que a melhor combinação ainda é a de filme Kodak Min R 2000 e filme Kodak Min R 2000, apesar das combinações com o filme Fuji UM MA-HC apresentarem resultados bem próximos, pois seu contraste sendo maior, a diferença entre os diversos tecidos da mama é mais definida.

5.2. Validade do Método

Para confirmar a validade da simulação desenvolvida foram expostos "phantoms", utilizando: um mamógrafo Philips, modelo MD 4000, com filtro de Molibdênio, foco grosso, grau de enegrecimento normal (0), modo ACO (alto contraste); os sistemas de registro apresentados anteriormente; e reveladora automática M-35 da Kodak. As temperaturas respectivas para o revelador, fixador e água foram 35,2° C, 34,7° C e 26,7° C, a tensão foi mantida constante em 24 kV e o produto do tempo pela corrente no tubo (mAs) foi variado de acordo com a tabela 5.12.

Após a obtenção das imagens dos "phantoms" expostos, estas foram digitalizadas com um digitalizador laser Lumiscan 50 da Lumisys e salvas em um banco de dados. Algumas dessas imagens foram visualizadas com o algoritmo desenvolvido e comparadas com sua imagem simulada gerada pelo algoritmo considerando os sistemas de registro escolhidos. A seguir, nas

figuras 5.12 a 5.23 são apresentadas telas da simulação computacional desenvolvida como parte desse projeto.

Tabela 5.12. – Imagens utilizadas na Simulação com seus respectivos Sistemas de Registro

No. Imagem	<i>Phantom</i>	Filme	Tela intensificadora	mAs
1	Antropomórfico	Kodak Min R 2000	Kodak Min R 2000	188
2	Antropomórfico	Kodak Min R 2000	Fuji AD Mammo Fine	190
3	Modelo 18-220	Kodak Min R 2000	Kodak Min R 2000	142
4	Modelo 18-220	Kodak Min R 2000	Fuji AD Mammo Fine	146
5	Antropomórfico	Fuji UM MA-HC	Kodak Min R 2000	186
6	Antropomórfico	Fuji UM MA-HC	Fuji AD Mammo Fine	193
7	Modelo 18-220	Fuji UM MA-HC	Kodak Min R 2000	140
8	Modelo 18-220	Fuji UM MA-HC	Fuji AD Mammo Fine	146
9	Modelo 18-220	Fuji ADM	Kodak Min R 2000	140
10	Modelo 18-220	Fuji ADM	Fuji AD Mammo Fine	145
11	Antropomórfico	Fuji ADM	Kodak Min R 2000	190
12	Antropomórfico	Fuji ADM	Fuji AD Mammo Fine	185

A imagem mostrada na figura 5.12 é a imagem do “phantom” antropomórfico, obtida no mamógrafo Philips MD 4000, com tela intensificadora e filme Kodak Min R 2000. Em seguida, escolhendo o sistema de registro tela intensificadora Min R 2000 e filme Min R 2000, foi gerada a imagem simulada para este “phantom” antropomórfico (figura 5.13). As imagens das figuras 5.14 a 5.23 referem-se às imagens originais e simuladas para o “phantom” antropomórfico obtidas com os sistemas de registro tela intensificadora Kodak Min R 2000 e Filme Fuji UM MA-HC, tela intensificadora Kodak Min R 2000 e Filme Fuji ADM, tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e Filme Kodak Min R 2000, tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e Filme Fuji UM MA-HC e tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e Filme Fuji ADM respectivamente.

Figura 5.12. - Imagem Original com tela intensificadora / filme: Kodak Min R 2000 / Kodak Min R 2000 obtida do "phantom" antropomórfico com mamógrafo Philips

Figura 5.13. – Imagem simulada com sistema de registro: Tela intensificadora Min R 2000 e Filme Min R 2000

Figura 5.14. Imagem original com sistema de registro: Tela intensificadora
Min R 2000 e Filme Fuji UM MA-HC

Figura 5.15. Imagem simulada com sistema de registro: Tela intensificadora
Min R 2000 e Filme Fuji UM MA-HC

Figura 5.16. Imagem original com sistema de registro: Tela intensificadora Min R 2000 e Filme Fuji ADM

Figura 5.17. Imagem simulada com sistema de registro: Tela intensificadora Min R 2000 e Filme Fuji ADM

Figura 5.18. Imagem original com sistema de registro: Tela intensificadora
Fuji AD Mammo Fine e Filme Kodak Min R 2000

Figura 5.19. Imagem simulada com sistema de registro: Tela intensificadora
Fuji AD Mammo Fine e Filme Kodak Min R 2000

Figura 5.20. Imagem original com sistema de registro: Tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e Filme Fuji UM MA-HC

Figura 5.21. Imagem simulada com sistema de registro: Tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e Filme Fuji UM MA-HC

Figura 5.22. Imagem original com sistema de registro: Tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e Filme Fuji ADM

Figura 5.23. Imagem simulada com sistema de registro: Tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e Filme Fuji ADM

Figura 5.24. – Imagem original do “phantom” mamográfico 18-220 com sistema de registro tela intensificadora Min R 2000 e filme Min R 2000

Figura 5.25. – Imagem simulada do “phantom” mamográfico 18-220 com sistema de registro tela intensificadora Min R 2000 e filme Min R 2000

Figura 5.26. – Imagem original do “phantom” mamográfico 18-220 com sistema de registro tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e filme Min R 2000

Figura 5.27. – Imagem do “phantom” mamográfico 18-220 com sistema de registro tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e filme Min R 2000

Figura 5.28. – Imagem original do “phantom” mamográfico 18-220 com sistema de registro tela intensificadora Min R 2000 e filme Fuji UM MA-HC

Figura 5.29. – Imagem simulada do “phantom” mamográfico 18-220 com sistema de registro tela intensificadora Min R 2000 e filme Fuji UM MA-HC

Figura 5.30. – Imagem original do “phantom” mamográfico 18-220 com sistema de registro tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e filme Fuji UM MA-HC

Figura 5.31. – Imagem simulada do “phantom” mamográfico 18-220 com sistema de registro tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e filme Fuji UM MA-HC

Figura 5.32. – Imagem original do "phantom" mamográfico 18-220 com sistema de registro tela intensificadora Min R 2000 e filme Fuji ADM

Figura 5.33. – Imagem simulada do "phantom" mamográfico 18-220 com sistema de registro tela intensificadora Min R 2000 e filme Fuji ADM

Figura 5.34. – Imagem original do “phantom” mamográfico 18-220 com sistema de registro tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e filme Fuji ADM

Figura 5.35. – Imagem simulada do “phantom” mamográfico 18-220 com sistema de registro tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e filme Fuji ADM

Na figura 5.24, a imagem original utilizada foi do “phantom” Victoreen modelo 18-220, obtida com sistema de registro tela intensificadora Min R 2000 e filme Min R 2000, com um mamógrafo Philips MD 4000. Escolhendo o sistema de registro tela intensificadora Min R 2000 e filme Min R 2000 foi gerada a imagem simulada mostrada na figura 5.25. Utilizando o mesmo mamógrafo e “phantom” descritos acima, foram obtidas as imagens originais e simuladas, para os sistemas de registro tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e Filme Kodak Min R 2000, tela intensificadora Kodak Min R 2000 e Filme Fuji UM MA-HC, tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e Filme Fuji UM MA-HC, tela intensificadora Kodak Min R 2000 e Filme Fuji ADM, e tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e Filme Fuji ADM, sendo estas mostradas nas figuras 5.26 a 5.35, respectivamente.

Os resultados obtidos mostram que as imagens simuladas estão dentro dos padrões exigidos pelas Normas Nacionais e Internacionais de que deve ser visibilizada a microcalcificação simulada de 0,32 mm, fibra de nylon de 0,75 mm e a massa de 0,75 mm. Em todas as combinações foi possível visibilizar esses objetos e em algumas foi possível visibilizar mais objetos do que as outras, significando que o sistema de registro Min R 2000 – Min R 2000 é a melhor combinação.

Para simular imagens sem tela intensificadora, obtidas apenas com filme, foi usada uma imagem obtida num mamógrafo Philips Mammodiagnost ROT 201 de Ribeirão Preto, com “phantom” Victoreen CIRs, filme Kodak Min R 2000, com 31 kVp e 0,1s que está mostrada na figura 5.36. Em seguida, utilizou-se o sistema de registro filme Min R 2000 sem tela intensificadora para a simulação e foi obtida a imagem da figura 5.37.

Figura 5.36. - Imagem original do “phantom” CIRS com sistema de registro filme Min R 2000 sem tela intensificadora

Figura 5.37. - Imagem simulada do “phantom” CIRS com sistema de registro filme Min R 2000 sem tela intensificadora

Como era de se esperar, devido aos valores obtidos experimentalmente e às curvas sensitométricas dos filmes e combinações, a imagem simulada do sistema de registro utilizando apenas filme ficou bem mais clara do que as imagens simuladas para as demais combinações dos filmes e tela intensificadoras. A imagem obtida com filme Fuji ADM foi a mais clara obtida para todas as simulações, o que significa um aumento muito significativo na dose necessária usando apenas filme, pois a tela intensificadora amplifica a densidade ótica diminuindo a dose.

No anexo 1 encontram-se simulações das imagens da tabela 5.12 com as diversas combinações testadas.

CAPÍTULO 6

DISCUSSÕES E CONCLUSÕES

6.1. Discussões

A mamografia tela intensificadora - filme ainda será utilizada por um bom tempo para o rastreamento do câncer de mama, pois são poucos os hospitais e clínicas com condições de migrar para a mamografia digital devido a seu alto custo atualmente. Com base nisso, torna-se necessário estudar formas de melhorar o controle de qualidade dessas unidades. Neste trabalho foi simulado o sistema de registro de mamógrafos com a finalidade de verificar a melhoria ou degradação da imagem dependendo da combinação de sistema de registro escolhida.

Com os experimentos foram constatadas claramente diferenças na resposta dos sistemas de registro mamográficos quando utilizadas telas intensificadoras, demonstrando que, em termos de resolução de contraste, o uso da tela intensificadora não altera as características da imagem mamográfica, mas permite que uma dose muito menor seja utilizada para o enegrecimento do filme, resultando em uma redução significativa na dose absorvida pela paciente durante o exame mamográfico. Verificou-se que apesar da combinação tela intensificadora Min R 2000 com filme Min R 2000 ainda ser a melhor combinação, as combinações usando tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine com filme Min R 2000 e filme Fuji UM MA-HC também apresentaram bons resultados. A combinação de tela Fuji AD Mammo Fine e filme Fuji UM MA-HC forneceu imagens muito escuras, o que prejudica a identificação das estruturas internas da mama.

Na tabela 6.1 estão alguns parâmetros obtidos na simulação para as combinações testadas usando suas curvas sensitométricas para a realização

de uma análise sensitométrica dos filmes sozinhos e combinados com telas intensificadoras.

Em todos os casos, as curvas sensitométricas foram reconstituídas com erro quadrático maior do que 0,98 ($R^2 > 0,98$), fornecendo uma latitude linear.

Tabela 6.1. – Resultados dos cálculos efetuados para as 6 combinações entre tela intensificadora Min R 2000, tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine e filmes Kodak MinR2000, Fuji UM MA-HC e Fuji ADM

	ECRAN MINR2000/ FILME MINR2000	ECRAN MINR2000/ FILME UM MA	ECRAN MINR2000/ FILME ADM	ECRAN FUJI/ FILME MINR2000	ECRAN FUJI/ FILME UM MA	ECRAN FUJI/ FILME ADM
VELOCIDADE	1,06	1,10	0,80	1,33	1,27	0,73
GRADIENTE MÉDIO	3,96	3,6	3,72	3,77	3,72	3,89
LATITUDE	0,51	0,56	0,54	0,53	0,54	0,51

Das combinações analisadas, a melhor se mostrou aquela entre filme MinR2000 e tela intensificadora MinR2000, pois, forneceu contraste maior com velocidade maior entre as demais analisadas, o que significa que a nitidez permanece boa com redução significativa de dose aplicada à paciente. Em seguida, a combinação de tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine com filme Min R 2000 da Kodak apresentou resultados bem próximos. O sistema que apresentou a menor definição de contraste foi o da tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine com filme Fuji ADM. Esta combinação se mostrou menos sensível e sua latitude foi a menor de todas, diminuindo a faixa de utilização do filme e aumentando a dose, sendo menos indicada do que as outras combinações para mamografia.

Foram feitas análises qualitativa e quantitativa das imagens. A análise qualitativa consiste na comparação visual entre imagens simuladas e reais. A análise quantitativa foi realizada através do processamento digital, escolhendo uma área da imagem, recortando-a e gerando o histograma para essa região em todas as imagens, verificando assim, as variações nos níveis de cinza das imagens reais e simuladas.

Esta análise objetiva através do histograma de uma parte (recorte) das imagens simuladas com suas respectivas imagens originais foi realizada para verificar as diferenças entre os sistemas de registro analisados. Os

histogramas obtidos para uma mesma parte recortada da imagem original e da simulada foram os mesmos, conforme pode ser visto a título de ilustração nas figuras 6.1 e 6.2, junto com as imagens reais e simuladas utilizadas, o que valida a simulação. Nesse caso, foram utilizados os sistemas de registro tela intensificadora Min R 2000 / filme Min R 2000 e tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine / filme Kodak Min R 2000.

Figura 6.1. – Histograma de parte (recorte) das imagens de tela intensificadora Min R 2000 e filme Min R 2000 e suas respectivas imagens: (a) real e (b) simulada

Figura 6.2. - Histograma de parte (recorte) das imagens de tela intensificadora AD Mammo Fine e filme Fuji UM MA-HC e suas respectivas imagens: (a) real e (b) simulada

A seguir, as figuras 6.3 a 6.8 mostram os histogramas obtidos para os recortes das imagens do "phantom" 18-220, mostradas nas figuras 5.24 a 5.35 no capítulo anterior. Foi escolhida uma região com microcalcificação para o recorte.

(a)

(b)

Figura 6.3. - Histograma do recorte da imagem obtida com tela intensificadora Min R 2000 / filme Min R 2000 – (a) original, (b) simulada

(a)

(b)

Figura 6.4. - Histograma do recorte da imagem obtida com tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine / filme Min R 2000 – (a) original, (b) simulada

(a)

(b)

Figura 6.5. - Histograma do recorte da imagem obtida com tela intensificadora Min R 2000 / filme UM MA-HC – (a) original, (b) simulada

Figura 6.6. - Histograma do recorte da imagem obtida com tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine / filme UM MA-HC – (a) original, (b) simulada

Figura 6.7. - Histograma do recorte da imagem obtida com tela intensificadora Min R 2000 / filme Fuji ADM – (a) original, (b) simulada

Figura 6.8. - Histograma do recorte da imagem obtida com tela intensificadora Fuji AD Mammo Fine / filme Fuji ADM – (a) original, (b) simulada

Para a comparação do efeito quantitativo entre as imagens reais e as simuladas, foi utilizada uma técnica de subtração de imagens, onde a imagem simulada é subtraída da original e esses valores são colocados em uma matriz resultante. Com essa matriz resultante, calculamos a média, o desvio padrão e a variância.

A média dos níveis de cinza de uma imagem é obtida somando os valores dos níveis de cinza de cada pixel e dividindo esse resultado pela quantidade total de pixel, conforme é dado na equação 6.1.

$$\text{Média}(\text{NC}) = \Sigma \text{NC} / \text{NP} \quad (6.1)$$

onde: NC = Níveis de cinza de cada pixel da imagem

NP = Número total de pixel da imagem

A variância dos níveis de cinza (σ^2) é obtida pelo quadrado do desvio padrão dos níveis de cinza em relação ao valor médio, de acordo com a equação 6.2.:

$$\sigma^2 = \Sigma (\text{NC} - (\text{Média}(\text{NC}))^2 / \text{NP} \quad (6.2)$$

Os resultados obtidos de média dos níveis de cinza, desvio padrão e variância calculados para o “phantom” 18-220 da Victoreen encontram-se na tabela 6.2.. Além desses valores, foi calculada também a percentagem do desvio padrão.

Se as imagens fossem iguais, todos os valores seriam nulos, indicando um sistema perfeito, mas na realidade isso não ocorre, pois a resposta dos sistemas de registro não é invariável e nem linear.

Tabela 6.2. – Valores de média e desvio padrão dos níveis de cinza para os sistemas de registro simulados

SISTEMA DE REGISTRO	MÉDIA	DESVIO PADRÃO	DESVIO %	VARIÂNCIA
Min R 2000 / Min R 2000	216,204	18,204	0,506	331,39
Min R 2000 / Fuji UM MA-HC	-12,889	190,891	5,3	36439,61
Min R 2000 / Fuji ADM	-3,028	173,028	4,8	29938,81
Fuji AD Mammo Fine / Min R 2000	291,226	99,226	2,8	9845,76
Fuji AD Mammo Fine/ Fuji UM MA-HC	-86,39	276,388	7,7	76390,46
Fuji AD Mammo Fine/ Fuji ADM	1371,773	1201,773	33,38	1444257,86

6.2. Conclusões

O algoritmo desenvolvido fornece imagens simuladas dos sistemas de registro desejados, além dos parâmetros necessários para análise sensitométrica. Permitiu, assim verificar melhoras e degradações nas imagens, dependendo do tipo de sistema utilizado.

Este método possui vantagens em relação a outros trabalhos, pois fornece uma análise qualitativa e quantitativa das imagens simuladas, utilizando “phantom” mamográfico de certificação, que simulam estruturas existentes na mama, como fibras, microcalcificações e massas tumorais, além do “phantom” mamográfico antropomórfico que simula uma imagem muito próxima da real dos exames, além de verificar as diferenças nos níveis de cinza das imagens.

É possível variar com facilidade as diversas combinações sem necessitar de testes com aparelhos mamográficos e produtos químicos, evitando assim, o desgaste dos aparelhos e o desperdício dos produtos.

A partir da análise das imagens obtidas com a simulação e as imagens reais, verificamos que a simulação pode ser útil a qualquer hospital ou clínica radiológica, sendo uma ferramenta para avaliação rápida de um sistema tela

intensificadora - filme, permitindo uma avaliação sem exposição desnecessária aos raios X. Considera a resposta sensitométrica dos filmes ou combinações tela intensificadora - filme e mostra a imagem real e simulada ao mesmo tempo na tela do computador, permitindo a qualquer pessoa verificar as diferenças entre as várias combinações e escolher a que julgar melhor, sem precisar usar aparelhos sofisticados e caros.

6.3. Sugestões Para Pesquisas Futuras

Este trabalho faz parte de um sistema maior que compreende o controle de qualidade e o processamento da imagem. Podem ser desenvolvidos métodos para o sistema funcionar em um ambiente multi-plataforma e inclusive com *software* livre podendo ser disponibilizado na World Wide Web, permitindo que vários usuários de diversos lugares tenham acesso a ele. Este sistema integrado aos demais trabalhos do grupo, poderá tornar-se uma ferramenta útil para controle de qualidade de imagens, bem como para o processamento da mesma. Poderá ser realizado também um trabalho para fazer essa simulação com imagens em três dimensões, o que possibilitará uma melhor visualização dos objetos de interesse.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ARNOLD, B.A.; WEBSTER, E.W.; KALISHER, L. *Evaluation of mamographic screen-film systems*. Radiology, v129, p.179-185, 1978.

AZUMA, Y.; GOTO, S.; MARUYAMA, T.; NAKAGIRI, Y.; SUGITA, K. *Basic Study of the Effect of the Extended-cycle Process on Mammographic Screen/Film systems: Granularity*, Journal Radiol Technol, v 56, pg 937-945, 2000.

BENSON, B.W.; FREDERIKSEN, N.L. *A sensitometric comparison of Fuji HR-G and Kodak T-mat G panoramic films*. Oral Surgery oral medicine oral pathology oral radiology, 79, pg 646-648, 1995.

BLASSE, C.; GRABMAIER, B.C. *Luminescent materials*. Spring-Verlag, Berlin Heidelberg, Germany, p.1-9 e 146-168, 1994.

BRINK, C.; VILLIERS, J.F.K.; LOTTER, M.G. *The influence of film processing temperature and time on mammographic image quality*. The British Journal of Radiology, v.66, n.788, p.685-890, 1993.

BUCHANAN, R.A.; FINKELSTEIN, S.I.; WICKERSHEIM, K.A. *X-ray exposure reduction using rare-earth oxysulfide intensifying screens*. Radiology, v.105, p.185-190, 1972.

BURGESS, A.E. *Focal Spots: III Field characteristics*. Investigative Radiology, v12, n.1, p.54-61, 1977.

CANTU, M. *Dominando o Delphi6 – A Bíblia*. MAKRON Books, São Paulo, 2002.

CASTLE, J.W. *Sensitivity of radiographic screens to scattered radiation and its relationship to image contrast*. Radiology, v.122, p.805-809, 1977.

CURRY III, T.S.; DOWDEY, J. E.; MURRY, R. C. *Cristensen's Physics of Diagnostic Radiology*. Williams & Wilkins, Philadelphia, USA, 4a. ed., 1990.

DOI, K. Fields characteristics of geometric unsharpness due to X-ray tube focal spot. Medical Physics, v.4, n1, p15-20, 1977.

EIRAS, A.L.; KOCK, H.A.; PEIXOTO, J.E. *Parâmetros envolvidos na qualidade da Imagem Mamográfica – Revisão dos Fundamentos Teóricos*. Revista. Da Imagem, v.22, n.3, jul-set, pp 143-148, 2000.

ESCARPINATI, M.C.; VIEIRA, M.A.C.; SCHIABEL, H. *Computer Technique for Digital Radiographic Images Correction Based on the Digitizer Characteristic Curve*, In 19th Symposium for Computer Applications in Radiology (SCAR), Cleveland, USA, mai.02-05, 2002.

EVANS, A.L. *The Evaluation of Medical Images*. Adam Hilder Ltd, Bristol, UK, 1981.

FERNANDEZ, J.M.; GUIBELALD,E.. *Technical note: physical evaluation of recent kodak films for mammography*. The British Journal of Radiology, v66, n789, p828-832, 1993.

FERREIRA, D.F.P. *Programa de Controle de Qualidade em Exames de Mamografia*. Florianópolis, SC,. 109 pg. Dissertação (Mestrado). Universidade Federal de Santa Catarina, 2001.

GAMMEX / RMI, Mammographic Accreditation Phantom User Manual, model 156.

GAYLORD, G. M.; DAVAS, L.P.; BAKER, S.R. *Diagnostic and Interventional Radiology - a Clinical Manual*. 1989. USA. ed Saunders.

GONZALES, R.C.; WOODS, R. E. *Processamento de Imagens digitais*. Edgard Blucher LTDA, S.P, 2000.

GRAHAM, D.T. *Principles of Radiological Physics*. Third edition, Churchill Livingstone, New York, 1996.

HAUS, A.G.; ROSSMAN, K. *X-Ray Sensitometer for Screen-Film Combinations Used in Medical Radiology*. Radiology, vol 94, pg 673-678, 1970.

HAUS, A.G.; ROSSMAN, K.; VYBORN, C.; HOFFER, P.B.; DOI, K. *Sensitometry in Diagnostic Radiology, Radiation Therapy, and Nuclear Medicine*. Journal of Applied Photographic Engineering, vol 3, n3, pg 114-124, 1977.

HAUS, A.G.; DOI, K.; METZ, C.E.; BERNSTEIN, J. *Image Quality in Mammography*. Radiology, vol 125, pg 77-85, 1977.

HAUS, A.G. *Technologic Improvements in Screen-film mammography*. Radiology, v 174, n 3, pg 628-637, 1990.

HAUS, A.G.; JASKULSKI, S.M. *The Basics of Film Processing in Medical Imaging*. Medical Physics Publishing, 1997.

HAUS, A.G., YAFFE, M.J. *Screen-film and Digital Mammography- Image Quality and Radiation Dose Considerations*. Radiologic Clinics of North America, v.38,n.4,p.871-898, 2000.

HUANG, H.K; RATIB, O.; BAKKER, A.R.; WITTE, G. *Picture Archiving and Communication Systems (PACS) in Medicine*. Computer and Systems Sciences, v74, Springer-Verlag, 1991.

INCA,2001a, http://inca.org.br/inca/releases/press_pnccm.html “INCA lança Programa Nacional de Controle do Câncer de Mama.”

INCA,2001b, <http://inca.org.br/manual/mama/mamografia.html> “Falando sobre doenças da mama.”

JOHNS, H.E.; CUNNINGHAM, J.R. *The Physics of Radiology*. 4.ed. Illinois, Charles C. Thomas Publisher, 1983.

KARILA, K.T.K. *Quality control of mammographic equipment: a 5 year follow-up*. Brit.J.Radiol, v61, p1135-1167, 1988.

KIRKPATRICK, A.E.; LAW,J.; PHD. A comparative study of films and screens for mammography. British Journal of Radiology, v60, p73-78, 1987.

KODAK INC., <http://www.kodak.com/US/en/health/ti.docs/ti2291/ti2291.shtml> (20/06/2003)

KOPANS, D.B. *Imagem da Mama*. 2ª. Ed., Medsi Editora, 2002.

LAW, J.; KIRKPATRICK, A.E. *Film processing for mammography*. The British Journal of Radiology, v61, n730, p939-942, 1988.

LAW, J.; KIRKPATRICK, A.E. Film, screens and cassettes for mammography. The British Journal of Radiology, v62, n734, p163-167, 1989.

LAW, J.; KIRKPATRICK, A.E. *Technical note: further comparisons of films, screens and cassettes for mammography*. The British Journal of Radiology, v63, n746, p128-131, 1990.

LAW, J; FAUKNER, K. *Methods of Scoring Mammographic Phantom Films*, Radiat. Prot. Dosim. v49(1-3), pp 183-185,1993.

LOWE, H.J. *Multimedia Eletronic Medical Record Systems*. Academic Medicine, v74, n.2, p146-152, fev,1999.

LUMISYS INC., [HTTP://www.lumisys.com](http://www.lumisys.com) (01/10/2002)

MARQUES, M.A.; FRÈRE, A.F.; OLIVEIRA, H.J.Q.; SCHIABEL, H.; AZEVEDO MARQUES, P.M.; FERRARI, R.J.; PEREIRA, A.S. *Computer simulation of the geometric unsharpness effect on radiologic images*. In: SPIE Optical Science, Engineering and Instrumentation. *Proceedings*, v.2847, p.609-617, 1996.

MARQUES, M.A. *Simulação computacional de parâmetros importantes de sistemas radiológicos*. São Carlos. 156p. Tese (Doutoramento) - Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, 1998.

MARQUES FILHO, O.; VIEIRA NETO, H. *Processamento Digital de Imagens*, Brasport Livros e Multimídia LTDA., Rio de Janeiro, 1999.

MEDEIROS, R.B.; ALVES, F.F.R.; FERREIRA, A.H.P.G. How the Quality Control Program Can Help the clinical Detectability of Findings in Mammograms. In World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Chicago, 2000.

MEEDER, R.J.J.; JAFFRAY, D.A.; MUNRO, P. *Tests for evaluating laser film digitizers*, Medical Physics, v22, n2, p 635-642, 1995.

NUNES, F.L.S. Esquema de diagnóstico auxiliado por computador para detecção de agrupamentos de microcalcificações por processamento de imagens mamográficas. Dissertação (mestrado). Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, 1997.

OLIVEIRA, H.J.Q. *Simulação computacional da nitidez de imagens radiológicas para controle de qualidade*. São Carlos. 189p. Dissertação (Mestrado) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, 1995.

OLIVEIRA, H.J.Q.; FRÈRE, A.F.; SCHIABEL, H.; AZEVEDO MARQUES, P.M.; MARQUES, M.A.; PEREIRA, A.S. *Evaluating the radiologic images quality by a simulation of objects sharpness*. In: SPIE OPTICAL SCIENCE, ENGINEERING AND INSTRUMENTATION. *Proceedings*, v.2847, p.618-627, 1996.

PAREDES, E.S.de; FATOUROS, P.P.; THUNBERG, S.; COUSINS, J.F.; WILSON, J.; SEDWICK, T. *Evaluation of a digital Spot Mammographic Unit Using a Contrast Detail Phantom*, *electromedica* 69, n 1, 2001.

PRADIER, O.; SCHIMIDBERGER, H.; WEISS, E.; BOUSCAYRIL, H.; DABAN A.; HESS, C.F. *Accuracy of alignment in breast irradiation: a retrospective analysis of clinical practice*, *The British Journal of Radiology*, vol 72, pg 685-690, 1990.

REYNOLDS, J.; SKUCAS, J.; GORSKI, J. *An evaluation of screen-film speed characteristics*. *Radiology*, v 118, p711-713, 1976.

SCHIABEL, H. *Proposta de simulação computacional para avaliação de sistemas de imagem radiológica pelo método das funções de transferência*. Tese (doutoramento), IFQSC/USP, São Carlos, São Paulo, 1992.

SCHIABEL, H.; FRÈRE, A.F. *Nova abordagem da avaliação de qualidade de sistemas radiológicos em função da característica de campo. Parte II: mapas de nitidez*. *Radiol. Bras.*, vol 27, p 31-35, 1994.

SCHIABEL, H.; FRÈRE, A.F.; AZEVEDO MARQUES, P.M. *The modulation transfer function – a simplified procedure for computer-aided quality evaluation in mammography*. *IEE – Eng. In Med. And Biol.*, vol 16, p 93-101, 1997.

SCHIABEL, H.; SILVA, M.A.; OLIVEIRA, H.J.Q.; AZEVEDO MARQUES, P.M.; FRÈRE, A.F. *A computer simulation technique to preview the influence of the recording system on the image sharpness in mammography*. In: SPIE PHYSICS OF MEDICAL IMAGING. Proceedings, v.3336, pg 602-609, 1998.

SCHIABEL, H. *Modulation transfer function for quality assurance of mammographic systems: a "Quality Relative Index" for expressing radiographic system quality*. IEEE Eng. In Med. And Biol., vol.19, p 96-110, 2000.

SCHIABEL, H.; NUNES, F.L.S. *O controle de qualidade na melhoria do desempenho do processamento de imagens mamográficas*. XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. São José dos Campos, São Paulo, 09-12/09/2002.

SECRETARIA DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA – Ministério da Saúde, 1998. "Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico", Portaria 453.

SICKLES, E.A.; DOI, K.; GENANT, H.K. *Magnification Film Mammography: Image Quality and Clinical Studies*. Radiology, vol 125, pg 69-76, 1977.

SILVA, M.A. *Um Método de Avaliação da Nitidez de Imagens Radiográficas por Simulação Computacional do Sistema de Registro*. São Carlos. Dissertação (Mestrado) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, 1997.

VIEIRA, M.A.C. *Avaliação de qualidade em Radiodiagnóstico: Simulação Computacional para Investigação da Camada Semi-Redutora*. São Carlos. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, 1999.

VIEIRA, M.A.C.; SCHIABEL, H.; CURI, N.S.M.A. *A New Portable Electronic Device for Single Exposure Half-Value Layer Measurement. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*. Chicago, USA, jul 23-28, 2000.

VIEIRA, M.A.C.; SCHIABEL, H. Método computacional para cálculo da função de transferência ótica de aparelhos mamográficos a partir da imagem de fenda digitalizada. XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. São José dos Campos, SP, 09-12/09/2002.

VISWESWARAN, A.; LIU, H.; FAJARDO, L.L.; DEANGELIS, A. *Comparison of Contrast Detail Curves of Full Field Digital With Screen Film Breast Phantom Images*. *Frontiers in Bioscience* 1, b5-7, 1996.

WEBB, S. *The Physics of Medical Imaging*. Philadelphia, USA, IOP Publishing, 1988.

WILKS, R.J. *Principles of Radiological Physics*. New York, Churchill Livingstone, 1987.

WOLBARST, A.B. *Physics of Radiology*. USA., Appleton & Lange, 1993.

YIN, F.F.; GIGER, M.L.; DOI, K.; YOSHIMURA, H.; XU, X.W.; NISHIKAWA, R.M. *Evaluation of imaging properties of a laser film digitizer*. *Physics in Medicine & Biology*, v37, n.1, p 273-280, 1992.

ANEXO 1

IMAGENS SIMULADAS DAS COMBINAÇÕES TELA INTENSIFICADORA-FILME

Neste anexo encontram-se algumas simulações obtidas para as combinações com os sistemas de registro disponíveis no algoritmo desenvolvido, descritos no capítulo 5, constantes da tabela 5.12. Cada uma das figuras representa a imagem real, a simulada, bem como a curva H&D e o histograma para cada uma delas.

Imagem original – Sistema de Registro Min R 2000 / Min R 2000

Figura A1- Imagem original e simulada do "phantom" antropomórfico com sistema de registro tela intensificadora/filme Min R 2000 e filme Min R 2000.

Figura A2 - Imagem original do "phantom" antropomórfico com sistema de registro tela intensificadora/filme Min R 2000 e filme Min R2000. Imagem simulada sistema Min R 2000 / Fuji UM MA-HC.

Figura A3- Imagem original do "phantom" antropomórfico com sistema de registro tela intensificadora/filme Min R 2000 / Min R 2000. Imagem simulada sistema Min R 2000 / Fuji ADM.

Figura A4 - Imagem original do "phantom" antropomórfico com sistema de registro tela intensificadora/filme Min R 2000 / Min R 2000. Imagem simulada sistema Fuji AD Mammo Fine / Min R 2000.

Figura A5- Imagem original do "phantom" antropomórfico com sistema de registro tela intensificadora/filme Min R 2000 / Min R 2000. Imagem simulada sistema Fuji AD Mammo Fine / Fuji UM MA-HC.

Figura A6- Imagem original do "phantom" antropomórfico com sistema de registro tela intensificadora/filme Min R 2000 / Min R 2000. Imagem simulada sistema Fuji AD Mammo Fine / Fuji ADM.

Figura A7- Imagem original do "phantom" antropomórfico com sistema de registro tela intensificadora/filme Min R 2000/ Min R 2000. Imagem simulada sistema Filme Min R 2000 sem tela intensificadora.

Figura A8 – Imagem original do "phantom" antropomórfico com sistema de registro tela intensificadora/filme Min R 2000 / Min R 2000. Imagem simulada sistema Filme Fuji UM MA-HC sem tela intensificadora.

Figura A9- Imagem original do "phantom" antropomórfico com sistema de registro tela intensificadora/filme Min R 2000 / Min R 2000. Imagem simulada sistema Filme Fuji ADM sem tela intensificadora.

Imagem original – Sistema de Registro Fuji AD Mammo Fine / Min R 2000

Figura A10- Imagem original e simulada do "phantom" antropomórfico com sistema de registro tela intensificadora/ filme Fuji AD Mammo Fine e filme Min R 2000.

Figura A11 - Imagem original do "phantom" antropomórfico com sistema de registro tela intensificadora/ filme Fuji AD Mammo Fine / Min R 2000. Imagem simulada sistema Min R 2000 / Min R 2000.

Figura A12- Imagem original do "phantom" antropomórfico com sistema de registro tela intensificadora/filme Fuji AD Mammo Fine / Min R 2000. Imagem simulada sistema Min R 2000 / Fuji UM MA-HC.

Figura A13 - Imagem original do "phantom" antropomórfico com sistema de registro tela intensificadora/filme Fuji AD Mammo Fine / Min R 2000 . Imagem simulada sistema Min R 2000 / Fuji ADM.

Figura A14- Imagem original do "phantom" antropomórfico com sistema de registro tela intensificadora/filme Fuji AD Mammo Fine / Min R 2000. Imagem simulada sistema Fuji AD Mammo Fine / Fuji UM MA-HC.

Figura A15 - Imagem original do "phantom" antropomórfico com sistema de registro tela intensificadora/filme Fuji AD Mammo Fine / Min R 2000. Imagem simulada sistema Fuji AD Mammo Fine / Fuji ADM.

Figura A16- Imagem original do "phantom" antropomórfico com sistema de registro tela intensificadora/filme Fuji AD Mammo fine / Min R 2000. Imagem simulada sistema Filme Min R 2000 sem tela intensificadora.

Imagem original – Sistema de registro Min R 2000 / Min R 2000

Figura A17- Imagem original e simulada do "phantom" 18-220 com sistema de registro tela intensificadora / filme Min R 2000 e filme Min R 2000.

Figura A18 - Imagem original do "phantom" 18-220 com sistema de registro tela intensificadora/filme Min R 2000 / Min R 2000. Imagem simulada sistema Min R 2000 / Fuji UM MA-HC.

Figura A19- Imagem original do "phantom" 18-220 com sistema de registro tela intensificadora / filme Min R 2000 / Min R 2000. Imagem simulada sistema Min R 2000 / Fuji ADM.

Figura A20 - Imagem original do "phantom" 18-220 com sistema de registro tela intensificadora / filme Min R 2000. Imagem simulada sistema Fuji AD Mammo Fine / Min R 2000.

Figura A21- Imagem original do "phantom" 18-220 com sistema de registro tela intensificadora/filme Min R 2000 / Min R 2000. Imagem simulada sistema Fuji AD Mammo Fine / Fuji UM MA-HC.

Figura A22 - Imagem original do "phantom" 18-220 sistema de registro tela intensificadora/filme Min R 2000 / Min R 2000. Imagem simulada sistema Fuji AD Mammo Fine / Fuji ADM.

Figura A23- Imagem original do "phantom" 18-220 com sistema de registro tela intensificadora/filme Min R 2000/ Min R 2000 Imagem simulada sistema Filme Min R 2000 sem tela intensificadora.

Imagem original – Sistema de Registro Min R 2000 / Fuji UM MA-HC

Figura A24- Imagem original e simulada do "phantom" antropomórfico com sistema de registro tela intensificadora/ filme Min R 2000/ Fuji UM MA-HC. Imagem simulada Min R 2000 / Fuji UM MA-HC.

Figura A25 - Imagem original do "phantom" antropomórfico com sistema de registro tela intensificadora/ filme Min R 2000 / Fuji UM MA-HC. Imagem simulada Min R 2000 / Min R 2000.

Figura A26- Imagem original do “phantom” antropomórfico com sistema de registro tela intensificadora/filme Min R 2000 / Fuji UM MA-HC. Imagem simulada sistema Fuji AD Mammo Fine / Fuji UM MA-HC.

Figura A27 - Imagem original do “phantom” a ntropomórfico com sistema de registro tela intensificadora/filme Min R 2000 / Fuji UM MA-HC. Imagem simulada sistema Min R 2000 / Fuji ADM.

Figura A28- Imagem original do “phantom” antropomórfico com sistema de registro tela intensificadora / filme Min R 2000 / Fuji UM MA-HC. Imagem simulada sistema Fuji AD Mammo Fine / Min R 2000.

Figura A29 - Imagem original do “phantom” antropomórfico com sistema de registro tela intensificadora / filme Min R 2000 / Fuji UM MA-HC. Imagem simulada sistema Fuji AD Mammo Fine / Fuji ADM.

Figura A30 - Imagem original do “phantom” antropomórfico com sistema de registro tela intensificadora/filme Min R 2000 / Fuji UM MA-HC. Imagem simulada sistema Filme Min R 2000 sem tela intensificadora.