**SIMULAÇÃO DO DESEMPENHO DE SISTEMAS ÉCRAN-FILME EM
FUNÇÃO DO FEIXE DE RAIOS X INCIDENTE**

MARCIA APARECIDA SILVA

**Tese apresentada ao Instituto de Física de
São Carlos, Universidade de São Paulo,
para obtenção do título de Doutor em
Ciências "Física Aplicada-Opção Física
Computacional"**

Orientadora: Profa. Dra. Annie France Frère Slaets

USP/IFSC/SBI

8-2-001417

**São Carlos – São Paulo
2001**

IFSC-USP SERVIÇO DE BIBLIOTECA
INFORMAÇÃO

Silva, Márcia Aparecida

“Simulação do Desempenho de Sistemas Écran-Filme em Função do Feixe de Raios X Incidente”/ Márcia Aparecida Silva – São Carlos, 2001

Tese (Doutorado) – Instituto de Física de São Carlos da Universidade de São Paulo, 2001 – páginas: 85

Área: Física Aplicada-Opção Física Computacional

Profa. Dra. Annie France Frère Slaets

1. Simulação computacional, 2. Combinação Écran-Filme, 3. Modelagem

I. Título

**MEMBROS DA COMISSÃO JULGADORA DA TESE DE DOUTORADO DE
MARCIA APARECIDA SILVA, APRESENTADA AO INSTITUTO DE FÍSICA
DE SÃO CARLOS, UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO, EM 11-09-2001.**

COMISSÃO JULGADORA:

Profa. Dra. ANNIE FRANCE FRÈRE SLAETS (Orientadora e Presidente) – UMC

Dra. LILIANE VENTURA SCHIABEL – FMRP-USP

Dra. YVONE MARIA MASCARENHAS – SAPRA

Profa. Dra. ADELAIDE DE ALMEIDA – FFCLRP-USP

Prof. Dr. ALBERTO TANNUS – IFSC-USP

Nunca digas: “Não posso”

Não fales: “Impossível”

Não perguntes: “Quem sou”

Não afirmes: “Não tenho”

Não te queixes: “Sou fraco”

Não clames: “Nada valho”

Não te digas inútil,

Não te creia sem força.

Age servindo aos outros,

Não deixes de ajudar.

Trabalha e Deus por ti criará maravilhas.

(Emmanuel)

Dedico este trabalho a todos que de alguma forma contribuíram para a sua realização, especialmente a Deus, a minha querida orientadora e ao meu adorável esposo.

AGRADECIMENTOS

À Annie France Frère Slaets pela amizade, paciência, ânimo, experiência, colaboração e dedicação sem os quais a conclusão dessa pesquisa jamais seria possível.

Ao amor da minha vida, meu querido esposo Luiz Fernando Bissaco (Bi), pelo amor, carinho, dedicação e compreensão nos momentos de ausência e de mau humor.

À FAPESP pelo suporte financeiro imprescindível para a realização da pesquisa.

À Henrique J.Q. de Oliveira, Ricardo T. Irita, Leandro A. Neves, Marcelo Z. Nascimento, Maria Lúcia Nana Ebisawa, Sílvia C.M. Rodrigues e demais integrantes do @LADIM pela amizade, apoio técnico e/ou psicológico, esclarecimentos de dúvidas e etc.

À Marcelo A.C. Vieira (Mogi) e demais integrantes do LADI pela amizade e esclarecimentos de dúvidas.

À Ana Mara M.C. Prado, Jean-Jaques Bonvent, Maria Neusa A. Azevedo, Nívea M.D. da Motta, Paulo A.P. Gomes, Roseli Ribeiro, Ruy Bertho, Teresinha A.M. de Lorena, Wladerez A.G. Caiado e os demais professores, funcionários e amigos da USP de São Carlos e da Universidade de Mogi das Cruzes, que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho.

À Concepta, Paulo M.A. Marques, Thomaz G. Netto e demais integrantes da Física Médica e do Centro de Ciência das Imagens do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto pela colaboração em uma das fases do procedimento experimental.

À Adelaide de Almeida, Alberto Tannus e Eduardo E. Castellano. membros da banca do exame de qualificação, pela valiosa contribuição.

Aos amigos Ana Carmelina, Arlete, Edsonina, Ewelise Caetano, José Fabrício, Glaucia Quierós, Neiva Neves e Roselina R. Silva pelo “empurrão” financeiro e/ou psicológico sem os quais não teria chegado à Universidade.

Aos amigos Alexandre Benedetti, Antônio Luiz Olino, Débora C. Fonseca, Hermano da Silveira, Isaura N.S. de Oliveira, Kleber M. Galvão, Maria Marília, Mineiro, Nívea M.D. da Motta, Regina C. Regiane, Sizumi C.S. Suzuki, Taísa B. Souza, Tânia Traversa, Teresinha A.M. de Lorena pelo carinho e reforço psicológico nos momentos de desânimo.

Aos meus pais Divino e Margarida e aos meus irmãos Diuliano, Eliane, Ronaldo e Rubens pelo sentimentos de amor, união e confiança sempre demonstrados.

Aos familiares do meu esposo pelo carinho com que me acolheram. À Mônica e ao Nilson Benedito agradeço também pelo computador que me deram e que foi muito útil durante o desenvolvimento da pesquisa.

A todos que cruzaram o meu caminho e que influenciaram o meu modo de agir.

Obrigada a todos!

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....iii

LISTA DE TABELAS.....iv

RESUMO.....vii

ABSTRACT.....viii

CAPÍTULO 1 - Introdução.....1

 1.1. Objetivo.....1

 1.2. Motivação.....1

 1.3. Contribuições do trabalho.....3

 1.4. Organização do trabalho.....3

CAPÍTULO 2 - Contextualização do trabalho em relação à literatura.....5

 2.1. Introdução.....5

 2.2. Processo de formação da imagem radiográfica.....6

 2.3. Contribuições dos pesquisadores ao modelo teórico da interação dos raios X com o sistema de registro.....10

 2.4. Uso de fantasmas para avaliação do sistema de registro.....15

 2.5. Simulações computacionais do sistema de registro.....17

 2.6. Conclusões e determinação do modelo para a simulação.....19

CAPÍTULO 3 - Materiais e métodos.....21

 3.1. Os algoritmos desenvolvidos.....21

 3.1.1. Introdução.....21

 3.1.2. Cálculo do feixe de raios X.....22

 3.1.3. Cálculo do rendimento da fluorescência do écran reforçador.....29

 3.1.4. Cálculo da densidade óptica.....32

 3.1.5. Determinação dos parâmetros não fornecidos pelos fabricantes.....36

 3.1.6. Interação dos raios X com o objeto.....39

 3.1.6.1. Objeto utilizado.....39

3.1.6.2. Cálculo da interação.....	40
3.1.7. Entrada de parâmetros.....	42
3.2. Os algoritmos utilizados.....	50
3.3. Procedimento experimental.....	50
3.3.1. Materiais utilizados.....	50
3.3.2. Validação da Simulação.....	52
CAPÍTULO 4 - Resultados e discussões.....	54
4.1. Introdução.....	54
4.2. Determinação dos parâmetros.....	55
4.3. Simulação das curvas H&D.....	60
4.4. Determinação das densidades ópticas em função da técnica de exposição..	63
4.5. Determinação do desempenho dos écrans.....	64
4.6. Determinação do desempenho das combinações écran-filme.....	68
4.7. Influência do écran sobre a nitidez dos objetos.....	72
4.8. Simulação da imagem radiográfica.....	74
CAPÍTULO 5 - Conclusões.....	76
5.1. Sugestões para pesquisas futuras.....	79
CAPÍTULO 6 - Referências bibliográficas.....	80

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Processo de formação da imagem radiográfica [Wolbarst (1993)].	7
Figura 2.2 - Combinação écran-filme.	8
Figura 2.3 - Diagrama da trajetória dos fótons de luz gerados por um cristal de fósforo em um écran reforçador (KODAK (1980)).	9
Figura 3.1 - Fluxograma do programa de Marques (1998).	22
Figura 3.2 - Geometria em 3D do processo de penetração do elétron e emissão dos fótons de raios X no interior do alvo nas direções paralela e perpendicular ao eixo anodo-catodo.	24
Figura 3.3 - Geometria em 2D do processo de penetração do elétron e emissão dos fótons de raios X no interior do alvo na direção anodo-catodo.	24
Figura 3.4 - Fluxograma do algoritmo ALG01a que realiza o cálculo da produção, atenuação e distribuição angular dos fótons de raios X em uma dada posição $p(i,j)$ do campo de radiação.	28
Figura 3.5 - Fluxograma do algoritmo ALG01b que realiza o cálculo da produção, atenuação e distribuição angular dos fótons de raios X ao longo do campo de radiação.	28
Figura 3.6 - Fluxograma do algoritmo ALG02a que realiza o cálculo do rendimento de fluorescência do écran reforçador em função da energia e do fluxo de fótons de raios X incidentes em uma única posição do campo de radiação.	31
Figura 3.7 - Fluxograma do algoritmo ALG02b que realiza o cálculo do rendimento de fluorescência do écran reforçador em função da energia e do fluxo de fótons de raios X incidentes ao longo do campo de radiação.	31
Figura 3.8 - Fluxograma do algoritmo ALG03a que realiza o cálculo da densidade óptica em função da exposição incidente em um único ponto do filme radiográfico.	35
Figura 3.9 - Fluxograma do algoritmo ALG03b que realiza o cálculo da densidade óptica em função da exposição incidente em todos os pontos do filme radiográfico.	35
Figura 3.10 - Fluxograma do algoritmo ALG04 que simula a curva H&D do sistema de registro e encontra o valor de ω .	38
Figura 3.11 - Objeto de teste virtual (imagem objeto)	39
Figura 3.12 - Fluxograma do algoritmo ALG05a que realiza o cálculo do espectro de raios X que emerge do objeto em uma única posição do campo de radiação.	41
Figura 3.13 - Fluxograma do algoritmo ALG05b que realiza o cálculo do espectro de raios X que emerge do objeto ao longo campo de radiação.	41

Figura 3.14 - “Janela de diálogo” para entrada dos parâmetros relativos à exposição (<i>FConExp</i>).	42
Figura 3.15 - “Janela de diálogo” para seleção do arquivo a ser aberto (<i>FSelArq</i>).	43
Figura 3.16 - “Janela de diálogo” para entrada dos parâmetros relativos ao objeto (<i>FObjeto</i>).	43
Figura 3.17 - “Janela de diálogo” para seleção do arquivo a ser aberto (<i>FSelImg</i>).	44
Figura 3.18 - “Janela de diálogo” para configurar tamanho da imagem (<i>FResolucao</i>).	45
Figura 3.19 - “Janela de diálogo” para entrada dos parâmetros relativos à exposição (<i>FCurvaHD</i>).	46
Figura 3.20 - “Janela de diálogo” para entrada dos parâmetros relativos à exposição (<i>FImgRad</i>).	46
Figura 3.21 - “Janela de diálogo” para entrada dos parâmetros relativos ao filme radiográfico (<i>FFilme</i>).	47
Figura 3.22 - “Janela de diálogo” para entrada dos parâmetros relativos ao écran reforçador (<i>FÉcran</i>).	48
Figura 3.23 - “Janela de diálogo” para seleção do arquivo a ser aberto (<i>FSelArq</i>) referente ao (a) filme radiográfico e (b) ao écran reforçador.	48
Figura 3.24 - “Janela de diálogo” para salvar os dados calculados (<i>FSalvarArq</i>). ..	49
Figura 3.25 - Forma da função de Botzmann.	50
Figura 3.26 - Objeto de testes real (Matriz de esferas).	52
Figura 4.1 - Curvas H&D da combinação Kodak Min-R/Kodak Min-R 2000.	57
Figura 4.2 - Curvas H&D da combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R M.	58
Figura 4.3 - Curva H&D simulada da combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R 2000: (a) exposição em mR e (b) logaritmo de exposição.	60
Figura 4.4 - Curva H&D simulada da combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R M que melhor se ajusta à curva do fabricante: (a) exposição em mR e (b) logaritmo de exposição em mR.	62
Figura 4.5 - Fluência de fótons de raios X produzida pelo tubo ao longo do eixo anodo-catodo (eixo x).	64
Figura 4.6 - Fluência de fótons de raios X produzida pelo tubo ao longo da direção perpendicular ao eixo anodo-catodo (eixo y).	65
Figura 4.7 - Fluência de fótons de luz emitida pelos écrans reforçadores (■) Kodak Min-R, (○) 3M Trimax Alpha 2M, (▲) Siemens Rubin e (▼) Ilford Standard ao longo do eixo anodo-catodo.	66
Figura 4.8 - Fluência de fótons de luz emitida pelos écrans reforçadores (■) Kodak Min-R, (○) 3M Trimax Alpha 2M, (■) Siemens Rubin e (■) Ilford Standard ao longo da direção perpendicular ao eixo anodo-catodo.	67

Figura 4.9 - Densidade óptica produzida ao longo do eixo anodo-catodo pelas combinações (■) Kodak Min-R/Kodak Min-R 2000, (▲) Kodak Min-R/Kodak Min-R M, (●) Siemens Rubin/Kodak Min-R 2000 e (▼) Siemens Rubin/Kodak Min-R M.	69
Figura 4.10 - Densidade óptica produzida ao longo do eixo anodo-catodo pelas combinações (●) Siemens Rubin/Kodak Min-R 2000 e (▼) Siemens Rubin/Kodak Min-R M.	70
Figura 4.11 - Imagem simulada considerando (a) Kodak Min-R/Kodak Min-R 2000 e 8mAs, (b) Kodak Min-R/Kodak Min-R M e 8mAs, (c) Siemens Rubin/Kodak Min-R M e 64mAs e (d) Siemens Rubin/Kodak Min-R 2000 e 32mAs.	70
Figura 4.12 - Imagens (a) real e (b) simulada obtidas com a combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R M.	71
Figura 4.13 - Posições sobre o eixo anodo-catodo onde as densidades foram medidas.....	71
Figura 4.14 - Regiões de interesse considerando a influência do objeto e a combinação écran-filme Min-R/Min-R M com a (a) presença e (b) ausência da difusão da luz.....	72
Figura 4.15 - Regiões de interesse retiradas das imagens (a) real e (b) simulada. ...	74
Figura 4.16 - Histogramas das regiões de interesse das imagens (a) real e (b) simulada, bem como a comparação em (c).	74
Figura 4.17 - Imagens simuladas considerando a influência do objeto, a distribuição dos raios X obtida com 22kVp e 8mAs e as combinações écran-filme (a) Min-R/Min-R 2000 e (b) Min-R/Min-R M.	75

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 - Contribuições dos pesquisadores ao modelo teórico da interação dos raios X com o sistema de registro..... 11

Tabela 3.1 - Parâmetros envolvidos no processo de emissão dos raios X no alvo (eixo anodo-catodo)..... 23

Tabela 3.2 - Parâmetros envolvidos no processo de emissão dos raios X no alvo (direção perpendicular ao eixo anodo-catodo). 24

Tabela 3.3 - Materiais utilizados para desenvolvimento e validação da simulação. 51 real (Matriz de esferas)..... 52

Tabela 4.1 - Écrans reforçadores selecionados..... 55

Tabela 4.2 - Filmes radiográficos selecionados..... 55

Tabela 4.3 – Valores de densidades ópticas dadas pelo fabricante e simuladas utilizando a combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R 2000..... 57

Tabela 4.4 – Valores dos parâmetros da função Botzmann para as curvas H&D simulada e do fabricante..... 58

Tabela 4.5 – Valores de densidades ópticas dadas pelo fabricante e simuladas utilizando a combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R M. 59

Tabela 4.6 – Valores dos parâmetros da função Botzmann para as curvas H&D simulada e do fabricante..... 59

Tabela 4.7 – Valores dados pela simulação para as curvas H&D simulada e do fabricante para a combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R 2000.. 61

Tabela 4.8 – Valores dados pela simulação para as curvas H&D simulada e do fabricante. 62

Tabela 4.9 – Valores de densidades ópticas medidas e simuladas utilizando a combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R 2000..... 63

Tabela 4.10 – Valores de densidades ópticas medidas e simuladas utilizando a combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R M. 64

Tabela 4.11 – Valores de densidades ópticas simuladas no eixo anodo-catodo utilizando a combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R M. 73

RESUMO

Este trabalho apresenta um método que simula o desempenho dos sistemas de registro radiológicos, considerando tanto a capacidade de absorção, a eficiência de conversão, o espectro de emissão e a eficiência intrínseca do écran quanto a distribuição espacial dos fótons de luz, o ruído quântico, o espectro de sensibilidade do filme, a quantidade de fótons necessários para tornar o grão haleto de prata revelável e um fator que engloba os parâmetros que não são diretamente fornecidos pelos fabricantes. Implementamos os algoritmos empregando o ambiente de programação *Delphi*, uma ferramenta de desenvolvimento de aplicações para plataforma Windows e microcomputador, que possibilitou o desenvolvimento de uma interface amigável de interação com o usuário. O método prevê a influência de qualquer combinação écran-filme usada ou planejada sobre a nitidez de imagens radiográficas e permite simular o contraste e a nitidez da imagem a ser obtida para uma dada combinação écran-filme em função da exposição quanto a sua curva H&D.

ABSTRACT

This work presents a method that simulates the performance of radiological recording systems, considering the absorption capacity, the conversion efficiency, the emission spectrum and the intrinsic efficiency of the intensifying screen, the spatial distribution of the light photon, the quantum noise, the sensibility spectrum of the radiographic film, the necessary photons to become the silver halide grain developable and a factor that includes the parameters that are not supplied directly by the manufacturer. We have implemented the algorithms using the Delphi programming language, an application development tool for Windows and personal computer, which allowed the development of a friendly interface of interaction with the user. The method predicts the influence of any screen-film system used or planned on radiographic image sharpness and allows one to simulate the contrast and the image sharpness to be obtained with a given screen-film combination in function of the x-ray exposure as well as the H&D curve this combination.

CAPÍTULO 1

Introdução

1.1. Objetivo

A presente pesquisa visou o desenvolvimento de uma simulação computacional para prever a influência do sistema de registro sobre as imagens radiográficas, apresentando previamente na tela do microcomputador a densidade de fundo, o contraste e a nitidez do objeto a serem obtidos para cada combinação écran-filme usada ou planejada, para cada tipo de aparelho e para cada técnica de exposição, permitindo também representar a curva H&D em função da exposição relativa e real.

1.2. Motivação

O desempenho das combinações écran-filme é relevante num serviço radiológico, pois as características físicas e sensiométricas dos écrans reforçadores e dos filmes radiográficos influenciam diretamente a formação da densidade óptica, ou seja, a qualidade da imagem expressa por sua condição de nitidez, sendo também o principal fator que possibilita a redução da dose absorvida no paciente.

Dessa forma, é indispensável que os écrans reforçadores e filmes radiográficos selecionados para uma dada prática radiológica proporcionem uma boa relação risco *versus* benefício, permitindo exposição mínima e produção de radiografias aceitáveis com qualidade constante.

Nos serviços radiológicos, a combinação écran-filme é selecionada normalmente em função de informações fornecidas pelo fabricante ou de procedimentos experimentais, seguindo o seguinte protocolo: (a) a seleção de

combinações écran-filme comercialmente disponíveis; (b) a exposição de fantasmas¹ e (c) a posterior comparação visual dos resultados obtidos com os resultados apresentados por uma combinação considerada padrão. Na comparação são levadas em conta a qualidade da imagem e a dose [Law (1988), Kimme-Smith (1987)]. Porém, este procedimento requer: (a) tempo para a realização das exposições e processamento do filme; (b) recursos, a saber: filmes radiográficos, écrans reforçadores, químicos, aparelho de raios X e pessoal técnico para realizar os procedimentos e (c) controle de todas as variáveis que influenciam a nitidez das imagens. É também necessário levar em conta que a dose e a qualidade da imagem são afetadas não só pelas características do sistema de registro mas também por outros fatores, tais como: (a) a técnica utilizada (kVp, mA, tempo de exposição, filtração adicional, distância foco-filme); (b) a estrutura anatômica do paciente (composição e espessura); (c) o tipo de aparelho (tamanho do ponto focal, material do anodo, ângulo de inclinação do alvo, filtração inerente) e (d) o processamento do filme (tempo, temperatura e químicos). Entretanto, às vezes, a escolha da combinação écran-filme é influenciada por outros fatores. Por exemplo, por motivos de troca de fornecedores ou condições econômicas do departamento radiológico, os filmes radiográficos podem ser mudados e os écrans reforçadores não. Estas novas “combinações” écran-filme não são obviamente previstas em nenhum catálogo e nem sempre consideram o reflexo sobre o contraste, a resolução, o ruído, a velocidade e etc. O avanço tecnológico constante nesta área também pode proporcionar aos usuários novos sistemas de registro, que implicam em modificações das técnicas de exposição a fim de manter a qualidade das imagens.

Outro fator difícil de analisar experimentalmente é o efeito “Heel” ou efeito anódio”, que consiste na distribuição não uniforme de intensidade ao longo do campo de radiação. Segundo Fritz & Livingston (1982) esta distribuição pode variar de 75 a 125% com relação ao eixo central do campo (direção anodo-catodo). De modo que os resultados dos procedimentos experimentais podem variar nestas proporções. Porém, o efeito anódio é geralmente ignorado nos procedimentos de controle de qualidade, sendo ocasionalmente considerado na obtenção de imagens de partes do corpo com espessuras variadas.

¹ Objetos de testes que procuram simular algumas características da estrutura de interesse.

Portanto, seria de grande valia se houvesse um método computacional para ajudar o usuário a selecionar a melhor combinação écran-filme. Um método capaz de prever o contraste e a nitidez da imagem em função de quaisquer parâmetros tanto das combinações écran-filme usadas ou planejadas quanto das características do aparelho de raios X utilizado e das técnicas de exposição, sem a necessidade de realizar exposições e apresentando o resultado em forma de imagem.

1.3. Contribuições do trabalho

A simulação além de prever o desempenho do sistema de registro como um todo, traz outras contribuições: (a) determinar os parâmetros das combinações écran-filme que não são fornecidos pelos fabricantes; (b) prever a densidade que será provocada por qualquer técnica de exposição para qualquer ponto do filme radiológico e (c) quantificar a exposição que chegou no filme.

Entre as aplicações possíveis, o método permite: (a) comparar o desempenho de diversas combinações écran-filme; (b) avaliar o resultado das combinações écran-filme não previstas pelos fabricantes; (c) determinar as técnicas de exposição (kVp, mAs e filtros adicionais) em função do sistema de registro; (d) analisar a influência da combinação écran-filme sobre a nitidez da imagem e (f) desenvolver novos écrans.

1.4. Organização do trabalho

Os demais capítulos, que compõem este trabalho, foram organizados da seguinte forma:

No capítulo 2 mostramos um resumo da revisão bibliográfica que contextualiza o trabalho em relação à literatura, apresentamos as conclusões da revisão efetuada e traçamos as diretrizes para a determinação do modelo completo. A revisão bibliográfica completa foi apresentada no exame de qualificação e encontra-se disponível para os interessados no site <http://www.sel.eesc.sc.usp.br/aladim/tese/Quali.zip> (senha: msilva).

No capítulo 3 apresentamos os algoritmos desenvolvidos, os fluxogramas elaborados assim como os materiais e métodos empregados para a validação da simulação.

No capítulo 4 mostramos os resultados obtidos e as discussões pertinentes.

No capítulo 5 apresentamos a conclusão relativa à simulação desenvolvida e as sugestões para os trabalhos futuros.

No capítulo 6 listamos as referências bibliográficas consultadas.

CAPÍTULO 2

Contextualização do trabalho em relação à literatura

2.1. Introdução

Os protocolos para o controle de qualidade do sistema de registro recomendam o uso de fantasmas. Para encontrar a combinação écran-filme mais adequada para uma dada prática radiológica, Kimme-Smith *et al* (1992) sugerem uma pré-seleção a partir da análise de imagens de fantasmas obtidas com diversos tipos de écrans e de filmes e, posteriormente, o teste do desempenho na rotina de radiodiagnóstico. Vários pesquisadores também utilizaram as imagens de fantasmas para melhorar a qualidade da imagem, reduzir a dose no paciente e para determinar em quais situações a combinação écran-filme apresentaria o melhor desempenho [Kirkpatrick & Law (1987), Kimme-Smith *et al* (1987), Law & Kirkpatrick (1989) e Law & Kirkpatrick (1990)], [Fernández & Guibelalde (1993)].

Recentemente, foram desenvolvidos métodos baseados em simulação computacional que levam em conta alguns aspectos envolvidos no processo de formação da imagem, permitindo combinar parâmetros e testar novos procedimentos que seriam difíceis de realizar experimentalmente, tais como diferentes técnicas de exposição e combinações de materiais de anodo e de filtro [Jennings *et al* (1981), Desponds *et al* (1991), Oliveira (1995), Marques *et al* (1996), McLean (1997), Marques (1998), Oliveira *et al* (1999)]. Todavia, estas avaliações consideram a influência da combinação écran-filme de um modo genérico, não permitindo avaliar seu desempenho ou escolher o conjunto mais adequado.

Vários pesquisadores apresentaram desenvolvimentos teóricos para modelar o sistema de registro, desde aquele composto apenas pelo filme radiográfico até o que consiste da combinação de dois écrans com filme de emulsão dupla [Webb (1939a), Webb (1939b), Klasens (1947), Haugh (1962), Dixon & Ekstrand (1976), Brown *et al* (1976), Vyborny (1979), Giakoumakis & Nomicos (1985), Giakoumakis & Miliotis (1985), Maidment & Yaffe (1995)]. Entretanto, nenhum considerou o modelo completo que deve contemplar além das características do feixe de raios X todos os aspectos dos processos que ocorrem no écran reforçador e no filme radiográfico, a saber: (a) absorção dos fótons de raios X incidentes; (b) conversão dos fótons de raios X absorvidos em fótons de luz visível; (c) distribuição espacial da luz; (d) ruído quântico; (e) probabilidade do fóton absorvido no filme chocar-se com um grão; (f) exposição cruzada; (g) produção de grãos reveláveis; (h) ruído do grão do filme devido à granulidade; (i) influência do processamento e (j) formação da densidade óptica.

A contribuição de cada pesquisador é mostrada numa tabela resumo no item 2.3 (vide Tabela 2.1) e de forma mais detalhada na monografia apresenta como exame de qualificação e que está disponível no site:

<http://www.sel.eesc.sc.usp.br/aladim/tese/Quali.zip> (senha: msilva).

Os itens a seguir apresentam uma descrição resumida do estado da arte.

2.2. Processo de formação da imagem radiográfica

Segundo Wolbarst (1993) o processo de formação da imagem radiográfica (vide Figura 2.1) pode ser resumido da seguinte forma: (a) produção e atenuação do feixe de fótons de raios X dentro do alvo; (b) atenuação do feixe de raios X, que emergiu do alvo, pela janela do tubo e pelo filtro adicional; (c) atenuação do feixe de raios X proporcionada pelo colimador e pelo ar; (d) interação dos fótons que restaram no feixe de raios X com o objeto; (e) remoção de parte dos fótons de raios X espalhados que emergiram do objeto através da grade supressora; (f) interação do feixe de raios X que passou pela grade com o sistema de registro, produzindo grãos reveláveis e (g) processamento do filme.

Figura 2.1 - Processo de formação da imagem radiográfica [Wolbarst (1993)].

O sistema de registro é protegido pelo chassi radiográfico, onde podem ser alojados: (a) apenas um filme radiográfico de emulsão única; (b) um filme radiográfico de emulsão única e um écran reforçador ou (c) um filme radiográfico de emulsão dupla entre dois écrans reforçadores.

No primeiro caso o filme é exposto diretamente aos fótons de raios X e a densidade óptica é formada com a revelação dos grãos expostos, os quais contêm um certo número de átomos de prata metálica depositados em seu centro de sensibilidade, que foram gerados durante a interação dos fótons de raios X com os grãos de prata. Nos dois últimos casos a densidade óptica é provocada por uma série complexa de eventos (vide Figura 2.2), que inclui: (a) a absorção dos fótons de raios X no écran; (b) a conversão dos fótons de raios X em fótons de luz; (b) o espalhamento e a absorção destes na camada de fósforo; (c) a interação destes fótons de luz com a emulsão do filme, incluindo a exposição cruzada e a difusão e (d) a produção dos aglomerados de átomos de prata.

Os aglomerados de átomos de prata metálica são conhecidos como imagem latente e utilizados pelas substâncias químicas reveladoras como núcleos nos quais a prata restante no grão adere formando massas de prata metálica de tamanho comparável ao grão original, isto é, a imagem visível.

Figura 2.2 - Combinação écran-filme¹.

Quando um fóton de raios X interage com um cristal de fósforo em um écran reforçador, vários fótons de luz são gerados [Caruthers (1985)], emitidos em todas direções [Venema (1979) e Degenhardt (1980)] e espalhados repetidas vezes, de modo que podem ter de viajar um longo caminho antes de alcançar a superfície. Nesse meio tempo uma certa quantidade desses fótons de luz é absorvida [Klasens (1947)]. Sendo que, segundo Curry III *et al* (1990) e Wolbarst (1993), apenas a metade deles segue em direção ao filme.

Como mostra a Figura 2.3, os fótons de luz podem viajar através da camada de fósforo e serem absorvidos pelos cristais haleto de prata na emulsão anterior do filme radiográfico (trajetória (1)); podem caminhar em direção ao suporte do écran reforçador, e dependendo da presença ou ausência de tinta absorvedora na camada de fósforo, serem absorvidos (trajetória (2)), ou refletidos (trajetória (3)) em direção ao filme; podem se dirigir à camada de fósforo, atingir um outro cristal de fósforo e mudar de direção (trajetória(4)); podem também se dirigir à camada de fósforo até encontrarem partículas

¹ Figura obtida no site <http://www.agfa.com> no dia 07/03/2000

de corantes ou pigmentos que os absorvem (trajetória (5)) e, finalmente, podem se dirigir à camada de emulsão anterior e ao suporte do filme para serem absorvidos pelos cristais de prata na camada posterior da emulsão (trajetória (6)). Esta última trajetória é denominada “cruzamento” [Kodak (1980)].

Figura 2.3 - Diagrama da trajetória dos fótons de luz gerados por um cristal de fósforo em um écran reforçador (KODAK (1980)).

A difusão da luz normalmente ocasiona menos nitidez nas bordas da imagem, visto que a luz espalhada aumenta a área de iluminação.

Na exposição direta, segundo Curry III *et al* (1990) somente de 1% a 5% dos fótons de raios X emitidos pela fonte de raios X interagem com o filme. Isto implica maior tempo de exposição e maior dose para o paciente. Na exposição écran-filme, como o filme é mais sensível à luz visível e o écran reforçador emite muitos fótons de luz para um único fóton de raios X, é possível formar muito mais aglomerados de prata metálica com um número menor de fótons de raios X. Conforme Blasse & Grabmaier (1994) o espectro de emissão do écran reforçador e a máxima sensibilidade do filme radiográfico devem ser combinados, pois só assim obter-se-á melhor desempenho de ambos, sem perdas na velocidade dos écrans reforçadores. A absorção da luz visível no filme depende dessa adequação.

2.3. Contribuições dos pesquisadores ao modelo teórico da interação dos raios X com o sistema de registro

Analizamos os modelos encontrados na literatura e redigimos uma monografia onde cada modelo é apresentado detalhadamente. Este trabalho intitulado “Métodos teóricos dos sistemas de registro radiológicos” foi apresentado no exame de qualificação e está a disposição dos interessados no site: <http://www.sel.eesc.sc.usp.br/aladim/tese/Quali.zip> (senha: msilva). Resumimos a seguir este trabalho relacionando os pesquisadores que equacionaram partes do sistema de formação das imagens. Eles apresentaram modelos para calcular:

- (a) a formação, o espalhamento e distribuição da luz no écran [Klasens (1947), Giakoumakis & Miliotis (1985), Giakoumakis & Nomicos (1985b), Curry III *et al* (1990), Wolbarst (1993), Maidment & Yaffe (1995)];
- (b) a absorção dos fótons de raios X no écran [Chan & Doi (1983)];
- (c) o ruído radiográfico [Aghdasi *et al* (1993)];
- (d) a densidade óptica em função da exposição [Webb (1939a), Webb (1939b), Haugh (1962), Dixon & Ekstrand (1976), Brown *et al* (1976) e Vyborny (1979)].

Apresentamos um resumo das contribuições de cada pesquisador na Tabela 2.1.

Tabela 2.1 - Contribuições dos pesquisadores ao modelo teórico da interação dos raios X com o sistema de registro.

Material	Modelo	Autores	Método	Parâmetros utilizados
Écran	Absorção dos raios X	Jennings <i>et al</i> (1981)	Simulação	Coefficiente de atenuação linear e espessura do écran
		Chan & Doi (1983)	Teórico	Coefficiente de atenuação linear e espessura do écran
		Desponds <i>et al</i> (1991)	Simulação	Função de transferência de modulação medida
		Almeida (1990)	Simulação	Coefficiente de atenuação linear e espessura do écran
		Boone & Seibert (1994)	Simulação	Equação de Chan & Doi (1983)
		Klasens (1947)	Teórico	Coefficiente de atenuação linear e espessura do écran
		Giakoumakis & Miliotis (1985)	Teórico	Coefficiente de atenuação linear e espessura do écran
	Conversão dos fótons de raios X em fótons de luz	Giakoumakis & Nomicos (1985)	Teórico	Coefficiente de atenuação linear e espessura do écran
		McLean (1997)	Simulação	Equação de Chan & Doi (1983)
		Klasens (1947)	Teórico	Constante de proporcionalidade que representa a influência da eficiência de conversão do fósforo e o efeito da amplificação fotográfica K
		Giakoumakis & Miliotis (1985)	Teórico	Constante de proporcionalidade que representa a influência da eficiência de conversão do fósforo e o efeito da amplificação fotográfica λ
		Giakoumakis & Nomicos (1985)	Teórico	λ
		Klasens (1947)	Teórico	Coefficiente de absorção e espalhamento do fósforo σ , coefficiente de reflexão do filme e da camada de fósforo
		Giakoumakis & Miliotis (1985)	Teórico	Fator de absorção e espalhamento k
Filme	Absorção e espalhamento da luz	Giakoumakis & Nomicos (1985)	Teórico	k
		Klasens (1947)	Teórico	
	Distribuição angular luz	Giakoumakis & Miliotis (1985)	Teórico	Ângulo de emissão do fóton θ sem refração
		Giakoumakis & Nomicos (1985)	Teórico	Ângulo de emissão do fóton ω sem refração
	Refração na camada de fósforo	Giakoumakis & Nomicos (1985)	Teórico	Índice de refração n na camada de fósforo
	Refração da camada protetora	Maidment & Yaffe (1995)	Teórico	Modelo de Giakoumakis & Miliotis (1985), acrescentando o índice de refração da camada protetora do écran n_p e do meio de acoplamento n_c
	Ruído	Aghdasi <i>et al</i> (1993)	Teórico	Eficiência de absorção dos raios X η , razão de amplificação média do écran m , excesso do ruído poisson ε
	Absorção	Webb (1939a)	Teórico	Número médio de fótons incidentes em um grão $\bar{n}$ (sendo que,

(probabilidade do fóton chocar-se com um grão p)			$\bar{n} = N/k$, onde N é o número de fótons/cm ² e k é o número de grãos/cm ²), número de fótons para tornar o grão revelável r (todos os grãos), área sensível do grão a , distribuição de Poisson
	Webb (1939b)	Teórico	Distribuição de tamanho e sensibilidade dos grãos z obtida experimentalmente que inclui o efeito da absorção da luz pela emulsão
	Haugh (1962)	Teórico	Distribuição de tamanhos obtida experimentalmente, volume do grão V , quantidade média de luz absorvida E ($E=E_0e^{-\mu x}$), área do grão A , natureza do processo de absorção da luz α e k ($\bar{q} = \alpha A^k E_0 e^{-\mu x}$), flutuação estatística no número de fótons absorvidos nos grãos de mesma área e na mesma profundidade da emulsão (dist. Poisson), número de fótons necessários para tornar o grão revelável (dist. Log normal).
	Brown <i>et al</i> (1976)	Teórico e Simulação	Coefficiente de atenuação linear μ e espessura x da emulsão, ângulo de incidência dos raios X θ , Número de grãos/cm ³ N , área do grão S , espessura do grão t , volume do grão V
	Dixon & Ekstrand (1976)	Teórico	Fluência de fótons ϕt , fótons para tornar o grão revelável m , seção de cruzamento σ_x , e flutuações estatística no número de fótons (dist. Poisson)
	Vyborny (1979)	Teórico	Exposição quântica X , fótons para tornar o grão revelável n , seção de cruzamento σ e distribuição de Poisson
	Vyborny (1979)	Teórico	Contribuição do écran g' , exposição cruzada f^3 $X = (1 + fg)X_I$ (emulsão frente) e $X = (f + g)X_I$ (emulsão fundo)
	Webb (1939a)	Teórico	Número de grãos/cm ² k e a probabilidade p ($1-p$)
	Webb (1939b)	Teórico	Integração de z entre o eixo x e a diagonal $y = Ex$, de $x=0$ a $x=\infty$
	Haugh (1962)	Teórico	Número de grãos/cm ³ N , distribuição de tamanho dos grãos (obtida experimentalmente), área do grão A , fração de grãos reveláveis (calculada durante processo de absorção da exposição)

²consiste no número de centros de imagem latente causados na emulsão do fundo pela luz do écran do fundo dividido pelo número de centros de imagem latente causados na emulsão da frente pelo écran da frente. Visto que a energia do raios X incidente determina a absorção relativa pelos écrans da frente e do fundo, g é uma função da energia dos raios X .

³definida como o número de centros de imagem latente causados na emulsão distante pela luz do écran dividido pelo número de centros de imagem latente proporcionados na emulsão próxima a luz do mesmo écran.

	Brown <i>et al</i> (1976)	Teórico e Simulação	μ, x, θ, N, S , número de grãos reveláveis por fóton absorvido $f_i(E)$, t , A_1 , exposição incidente I
Efeito do processamento do filme	Dixon & Ekstrand (1976)	Teórico	Número de grãos por cm^3 do filme N e a probabilidade p ($1-p$)
	Webb (1939b)	Teórico	Área de projeção dos grãos revelados S (que é igual a z colocada na forma de integral de probabilidade)
	Haugh (1962)	Teórico	Área do grão após processamento rA
	Brown <i>et al</i> (1976)	Teórico e Simulação	M , multiplicador cujo valor é maior que 1 se a espessura da emulsão aumentou após a revelação, M_g representa o crescimento da área e espessura do grão, M_s separação entre os grãos
Ruído	Aghdasi <i>et al</i> (1993)	Teórico	Fator relativo à exposição do filme β , área do grão α , intervalo de amostragem Δ
Densidade	Webb (1939b)	Teórico	S ($D_{max} * S$), onde D_{max} é a densidade máxima e S representa a área de projeção dos grãos enegrecidos em uma área da emulsão
	Haugh (1962)	Teórico	$D = (1/2,3) * rA * G_n$, onde G_r é a quantidade de grãos reveláveis e rA é a área do grão após o processamento.
	Dixon & Ekstrand (1976)	Teórico	$D = \alpha \sigma_b x n_b$, onde n_b é o número de grãos revelados por cm^3 ($=G_r$), $\alpha = \log(e)$, σ_b é seção de cruzamento do grão revelado, x é a espessura da emulsão. Como $D_{sat} = \alpha \sigma_b x N$, poderia fazer $D = D * (1-p)$
	Vyborny (1979)	Teórico	$D = D_{max} * (1-p) + D_{Base}$, onde D_{max} é a densidade máxima e D_{Base} é a densidade de base+vêu
	Brown <i>et al</i> (1976)	Teórico e Simulação	$D = (1/2,3) * T_s$, sendo que T_s é calculado levando em conta: a probabilidade de um fóton de luz chocar-se com o grão revelado, G_r e os parâmetros que incluem a influência do processamento do filme.

2.4. Uso de fantasmas para avaliação do sistema de registro

Logo após a descoberta dos raios X foram desenvolvidos écrans reforçadores para serem utilizados em conjunto com os filmes radiográficos existentes, dando início ao uso das combinações écran-filme como sistemas de registro. Tal inovação permitiu a redução da dose ao paciente e maior precisão diagnóstica com a melhoria da qualidade da imagem.

Na técnica mamográfica, contudo, a primeira combinação écran-filme, constituída por écran de alta resolução Dupont Cronex Lodose e filme Dupont Cronex Lodose, foi introduzida em 1972. Segundo Arnold *et al* (1978) esta se tornou o sistema de registro padrão para a obtenção de mamogramas, apresentando alto contraste para o tecido mole com uma mínima perda da nitidez das microcalcificações e possibilitando também uma redução significativa na dose de radiação. Depois foi introduzida a combinação écran filme composta por écran Kodak Min-R e filme de emulsão única Kodak Min-R. Porém, a necessidade de se obter imagens, com qualidade diagnóstica suficientes para detalhes finos e pequenas alterações no contraste e com nível reduzido da dose ao paciente, levou muitos pesquisadores, na década de 80 e início da década de 90, a efetuar comparações utilizando fantasmas a fim de selecionar a combinação écran-filme com melhor relação risco *versus* benefício. Estes estudos englobavam (a) a seleção de algumas combinações écran-filme, (b) a seleção de fantasmas, (c) a realização de exposições, (d) o processamento do filme e (e) a comparação das imagens resultantes entre si e/ou com aquelas obtidas com uma combinação considerada padrão.

Kirkpatrick & Law (1987) selecionaram 10 filmes (Kodak Min R, NMB e OMA; Agfa-Gevaert MR3 e Medichrome Blue; 3M Trimax; Fuji NC e II NC; Dupont Lodose e Lodose +), 6 écrans reforçadores (Kodak Min R; Agfa-Gevaert MR+ e MR50; Fuji; Dupont Lodose 2; Ilford HD) e 2 fantasmas (BARTS e WISCONSIN). Eles realizaram as exposições, o processamento do filme e, pela comparação das imagens resultantes, concluíram que as imagens obtidas com uma combinação écran-filme Kodak Min-

R/Kodak Min-R era a melhor disponível para garantir a qualidade da imagem em mamografia.

Kimme-Smith *et al* (1987) investigaram uma combinação écran-filme assimétrica para mamografia (Kodak Min-R Fast/T-Mat M) em relação às combinações convencionais simétricas, utilizando 3 fantasmas que desenvolveram com lucite, e verificaram que a assimétrica apresenta: (a) poder de resolução espacial similar à combinação simétrica, mas proporcionam maior contraste na região da base da curva característica, o que teoricamente pode auxiliar na detecção de massas densas da mama e reduzir a exposição à radiação em pelo menos 50% e (b) qualidade de imagem superior dos parênquimas densos sem aumento na dose.

Law & Kirkpatrick (1989) e (1990) empreenderam outra investigação comparando combinações écran-filme destinadas à mamografia (filmes: Kodak Min-R de velocidade média e alta, Kodak T-Mat M, Fuji NH, Fuji MA, Agfa MR5; écrans: Min-R de média e alta velocidade, Fuji Hi-Mammo; e chassi Min-R). Eles utilizaram a mesma processadora, as mesmas condições de exposição e o fantoma BARTS. Depois, avaliaram as qualidades das imagens observando-as e mediram a dose absorvida para uma densidade óptica 1,0 no filme. Eles verificaram que a combinação écran-filme Kodak Min-R/Min-R continuava sendo a melhor combinação disponível em relação à qualidade da imagem. Segundo eles é importante também notar que os fabricantes costumam modificar ligeiramente seus produtos sem alterar o nome, sendo portanto, indispensável monitorar continuamente a qualidade da imagem.

Kimme-Smith *et al* (1992) fizeram imagens dos fantasmas RMI e CIRS com 4 filmes e 2 écrans diferentes e as compararam com a combinação Kodak Min-R/Min-R, verificando que esta combinação écran-filme era ainda a melhor. Concluíram também que é conveniente usar um filme com alto contraste, alta velocidade, ou menos falha de reciprocidade, quando são usadas processadoras não dedicadas, pois estas afetam o contraste e a velocidade da imagem.

Fernández & Guibelalde (1993) investigaram alguns tipos de filmes para mamografia (Kodak Min-R, Kodak Min-R-MA, Kodak Min-R-E, Kodak Min-R-H), utilizando o fantoma "TOR (MAX)", e verificaram que: (a) os filmes Kodak Min-R-E e Kodak Min-R-H eram mais sensíveis às condições de processamento; (b) os filmes

Kodak Min-R-MA e Kodak Min-R-E eram similares ao Kodak Min-R na qualidade da imagem; (c) o Kodak Min-R-H proporcionava alta redução na dose e alto contraste, de modo que podia ser especialmente indicado para a detecção de detalhes de baixo contraste; (d) os radiologistas tinham preferência por imagens com menos contraste e maior resolução; (e) o filme Kodak Min-R podia ser substituído pelos filmes Kodak Min-R-MA ou Kodak Min-R-E com uma redução de 50% na dose e sem perdas na qualidade da imagem e (f) o filme Kodak Min-R-MA podia ser usado para exames de rotina e o Kodak Min-R para exames de pacientes assintomáticas.

2.5. Simulações computacionais do sistema de registro

Alguns pesquisadores desenvolveram simulações computacionais simplificadas do sistema de registro, levando em consideração apenas a sua função de transferência obtida experimentalmente ou a absorção do écran reforçador.

Jennings *et al* (1981) quando investigaram o espectro de raios X mais conveniente para mamografias realizadas com sistemas écran-filme, calcularam a eficiência da absorção do écran reforçador, η , através da equação (2.1)

$$\eta = 1 - e^{-(\mu/\rho)\rho t} \quad (2.1)$$

onde μ/ρ é o coeficiente de atenuação de massa do écran reforçador na energia E . ρ e t são respectivamente a densidade e a espessura da camada de fósforo.

Boone & Seibert (1994) quando investigaram a melhoria na qualidade da imagem e a redução da dose no paciente, que podem ser esperadas com a utilização de fontes monoenergéticas, calcularam η empregando a equação estabelecida teoricamente por Chan & Doi (1983)

$$\eta = R \left(1 - e^{-\frac{(\mu/\rho)\rho t}{\cos(\theta)}} \right) \quad (2.2)$$

onde o termo $\cos(\theta)$ introduz a influência do ângulo de incidência dos fótons de raios X e R é a atenuação exponencial de um fóton dada pela expressão

$$R = (\mu/\rho)_{en} / (\mu/\rho) \quad (2.3)$$

sendo que $(\mu/\rho)_{en}$ é o coeficiente de absorção de energia de massa na energia E .

Nestas equações não constam os efeitos da reabsorção dos fótons de raios X emitidos durante interações fotoelétricas no detector.

Desponds *et al* (1991) quando avaliaram a influência dos materiais do anodo e do filtro sobre a performance de sistemas radiológicos através de simulação computacional, calcularam a influência da combinação écran-filme, utilizando a FTM do écran reforçador medida experimentalmente.

Mais recentemente, McLean (1997) ao investigar a influência da composição da mama na determinação da dose e da qualidade da imagem, simulou a resposta do detector de imagem empregando a equação de Chan & Doi (1983).

Brown *et al* (1976) desenvolveram um modelo matemático para calcular computacionalmente a densidade óptica de filmes radiográficos expostos diretamente aos raios X (sem écran) de 1-100keV. Este modelo representa esquematicamente muitos dos processos físicos que ocorrem durante a exposição e o processamento do filme. Entretanto, além de não considerar o écran reforçador os autores simplificam alguns fatores como: as distribuições de forma e tamanho dos grãos AgBr e os efeitos do processamento do filme. Os parâmetros considerados no desenvolvimento do modelo são: (a) coeficiente de atenuação e espessura da emulsão; (b) espessura, área projetada e volume do grão haleto de prata; (c) padrão de raios X incidente; (d) número de grãos reveláveis por fóton absorvido; (e) número de grãos/cm² na emulsão; (f) fator que corresponde ao aumento do tamanho do grão após processamento do filme e (g) frações de luz coletada pelo densitômetro. Os autores concluem que este modelo pode prever as densidades medidas com uma divergência menor que 20%.

2.6. Conclusões e determinação do modelo para a simulação

Os modelos encontrados na literatura não contemplam todo o processo de formação da imagem nas combinações écran-filme. Alguns dos pesquisadores se preocuparam em modelar apenas os processos que ocorrem no filme radiográfico para a formação da densidade óptica, enquanto outros consideram somente os processos de conversão dos fótons de raios X em fótons de luz no écran reforçador e nenhum algoritmo foi desenvolvido para auxiliar na escolha da combinação écran-filme mais adequada para uma dada prática radiológica.

Durante o estabelecimento dos modelos para o cálculo da densidade óptica, todos os autores fizeram as suposições de que: (a) as flutuações no número de fótons absorvido pelos grãos de prata de mesmo tamanho e na mesma profundidade da emulsão satisfazem a distribuição de Poisson e (b) o grão deve absorver um número mínimo n de fótons para tornar-se revelável. Webb (1939a), Dixon & Ekstrand (1976) e Vyborny (1979) supuseram que n é o mesmo para todos os grãos, enquanto que Webb (1939b), Haugh (1962) e Brown *et al* (1976) consideraram uma função de distribuição de tamanhos e sensibilidade dos grãos. Sendo que os principais parâmetros levados em consideração por Haugh (1962) foram tanto a composição e a espessura da emulsão quanto o volume e a área do grão, enquanto que Dixon & Ekstrand (1976) e Vyborny (1979) consideraram o fluxo de fótons, a seção de corte transversal média do grão, o tempo de exposição e a densidade máxima.

Quando calcularam a emissão dos écrans, todos os autores levaram em consideração a capacidade de absorção e a eficiência de conversão do fósforo. Alguns desses autores também consideraram: (a) os processos de formação, de absorção e de reflexão dos fótons de luz dentro dos écrans da frente e do fundo [Klasens (1947)]; (b) processos de reflexão, absorção e espalhamento dos fótons de luz apenas para o écran da frente [Giakoumakis & Miliotis (1985), Giakoumakis & Nomicos (1985), Maidment & Yaffe (1995)]; (c) o espectro de emissão do écran [Curry III *et al* (1990)]; (d) o fenômeno da refração na camada de fósforo [Giakoumakis & Miliotis (1985).

Giakoumakis & Nomicos (1985), Maidment & Yaffe (1995)]; (e) o fenômeno da refração na camada de fósforo e na camada protetora [Maidment & Yaffe (1995)] e (f) o coeficiente de reflexão do filme [Klasens (1947)].

Alguns destes modelos são bastante simplificados e outros, que contemplam muitos dos parâmetros do sistema de registro, não são facilmente aplicáveis porque os valores de todos os parâmetros não são conhecidos ou são segredos de fabricação ou devem ser determinados por métodos experimentais. Isto acontece principalmente com os modelos apresentados tanto por Webb (1939b), Haugh (1962) e Brown *et al* (1976) que não definem o coeficiente de atenuação linear da emulsão e a distribuição de tamanho e sensibilidade dos grãos de prata quanto por Klasens (1947), Giakoumakis & Miliotis (1985) e Giakoumakis & Nomicos (1987) que não trazem os valores dos coeficientes de absorção e espalhamento da luz dentro da camada de fósforo.

Não há um modelo completo para prever a influência das combinações écran-filme, mas é possível desenvolvê-lo agrupando e adaptando algumas dessas contribuições como será mostrado no capítulo seguinte.

CAPÍTULO 3

Materiais e métodos

3.1. Os algoritmos desenvolvidos

3.1.1. Introdução

Desenvolvemos a partir dos modelos teóricos existentes tanto para a emissão do écran reforçador quanto para a formação da densidade óptica no filme radiográfico um modelo completo facilmente aplicável.

Consideramos na emissão da luz: (a) a capacidade de absorção, a eficiência de conversão, o espectro de emissão e a eficiência intrínseca do écran reforçador; (b) a absorção dos raios X equacionada por Chan & Doi (1983) sem o efeito da reabsorção dos fótons de raios X durante interações fotoelétricas no detector; (c) o cálculo do ruído quântico segundo Aghdasi *et al* (1993) e (d) a distribuição espacial gaussiana da luz.

A formação da densidade óptica inclui: (a) a equação para filme de emulsão única derivada por Dixon & Ekstrand (1976) que leva em consideração a fluência de fótons incidentes em uma área sensível do grão de prata, sensibilidade igual para todos os grãos e flutuações estatísticas no número de fótons absorvidos expressa pela distribuição de Poisson; (b) o espectro de sensibilidade do filme; (c) a fluência de fótons total expressa por um valor médio conforme sugerido por Webb (1939a); (d) a exposição cruzada e a contribuição do écran em filmes de emulsão dupla conforme Vyborny (1979) e (e) o cálculo do ruído do grão do filme segundo Aghdasi *et al* (1993).

Calculamos a fluência de fótons de raios X para todo o campo de radiação adaptando o modelo de Marques *et al* (1998) e obtivemos os parâmetros dos filmes

radiográficos e dos écrans reforçadores em catálogos fornecidos pelo fabricante ou calculando-os a partir de valores conhecidos. Deduzimos os parâmetros que são segredos de fabricação a partir da curva H&D.

3.1.2. Cálculo do feixe de raios X

Inicialmente utilizamos o algoritmo desenvolvido por Marques *et al* (1998) para prever o efeito anódio no eixo anodo-catodo (vide Figura 3.1). O algoritmo é baseado no tratamento teórico desenvolvido por Fritz & Livingston (1985), onde são considerados os parâmetros da Tabela 3.1 que influenciam o processo de produção, atenuação e distribuição angular dos raios X.

Figura 3.1 - Fluxograma do programa de Marques (1998).

Tabela 3.1 - Parâmetros envolvidos no processo de emissão dos raios X no alvo (eixo anodo-catodo).

Parâmetro	Descrição
d	Profundidade de penetração do elétron no material do alvo
S	Comprimento do caminho percorrido pelo fóton de raios X, produzido à profundidade d até a superfície do alvo na direção anodo-catodo (x)
ϕ	Ângulo de inclinação do alvo
θ	Ângulo entre o raio central e o raio medido (ângulo de desvio em x)
d_{fi}	Distância do foco ao plano imagem
x	Posição no eixo anodo-catodo do campo de radiação para a qual a atenuação dos fótons de raios X será calculada
d_{fj}	Distância do foco à janela do tubo
T_{iner}	Espessura da janela do tubo
E_{max}	Energia equivalente ao potencial de aceleração dos elétrons
μ/ρ	Coefficiente de atenuação de massa dos materiais do alvo e da janela do tubo
ρ	Densidade dos materiais do alvo e da janela do tubo

Em seguida, realizamos as seguintes adaptações neste algoritmo: (a) implementação para Windows; (b) cálculo do efeito anódio na direção perpendicular ao eixo anodo-catodo; (c) ampliação do potencial de aceleração que pode ser aplicado ao tubo de raios X de 50kVp para 200kVp; (d) cálculo do efeito anódio para alvo de molibdênio; (e) cálculo da intensidade relativa dos raios X para cada intervalo de energia (espectro de raios X); (f) cálculo da filtração adicional; (g) conversão da intensidade relativa ($keV/keV \text{ intervalo.mAs.Sr}$) para fluência de fótons de raios X por centímetro quadrado do campo de radiação ($f\acute{o}tons/mm^2$); (h) cálculo do ruído devido à fonte de raios X e (i) cálculo da exposição.

Realizamos o cálculo do efeito anódio na direção perpendicular ao eixo anodo-catodo analisando nas Figuras 3.2 e 3.3 as projeções geométricas do processo de emissão dos fótons de raios X em relação à penetração dos elétrons, considerando os parâmetros mostrados nas Tabelas 3.1 e 3.2.

Figura 3.2 - Geometria em 3D do processo de penetração do elétron e emissão dos fótons de raios X no interior do alvo nas direções paralela e perpendicular ao eixo anodo-catodo.

Figura 3.3 - Geometria em 2D do processo de penetração do elétron e emissão dos fótons de raios X no interior do alvo na direção anodo-catodo.

Tabela 3.2 - Parâmetros envolvidos no processo de emissão dos raios X no alvo (direção perpendicular ao eixo anodo-catodo).

Parâmetro	Descrição
S_y	Caminho percorrido pelo fóton considerando também o desvio na direção perpendicular ao eixo anodo-catodo (y)
γ	$90^\circ - \phi$
β	Ângulo de desvio em y
Sc	Distância do ponto de formação do fóton até a superfície do anodo (no raio central)
y	Posição na direção perpendicular ao eixo anodo-catodo do campo de radiação para a qual a atenuação dos fótons de raios X está sendo calculada

Uma análise destas imagens proporcionou as relações trigonométricas

$$h = d \operatorname{sen} \gamma = d \cos \phi \tag{3.1}$$

$$S = \frac{h}{\cos(90 - (\phi + \theta))} = \frac{h}{\operatorname{sen}(\phi + \theta)} \tag{3.2}$$

Substituindo h na equação (3.2) pela equação (3.1), obtivemos a equação (3.3) que é aquela definida por Fritz & Livingston (1985) e que calcula o caminho percorrido pelo fóton de raios X no interior do alvo para uma dada posição no eixo anodo-catodo (x)

$$S = \frac{d \cos \phi}{\sin(\phi + \theta)} \quad (3.3)$$

onde o ângulo θ é dado por

$$\theta \cong \arctg(x/dfi) \quad (3.4)$$

de modo que, se $x=0$, então S é calculado para o raio central ($Sc=S$). Se o desvio na direção perpendicular ao eixo anodo-catodo (y) dado pelo ângulo β for considerado, o caminho percorrido pelo fóton no interior do alvo passa a ser

$$S_y = \frac{S}{\cos \beta} \quad (3.5)$$

onde o ângulo β é expresso por

$$\beta \cong \arctg(y/dfi) \quad (3.6)$$

Substituindo na equação (3.5) a variável S pela equação (3.3), obtivemos

$$S_y = \frac{d \cos \phi}{\cos \beta \sin(\phi + \theta)} \quad (3.7)$$

de modo que se $y=0$, a equação (3.7) produz o mesmo resultado que a equação (3.3), isto é, $S_y=S$. Com base nesta análise, modificamos o algoritmo desenvolvido por Marques (1998), substituindo a equação (3.3) pela equação (3.7).

Afim de tornar possível a utilização da simulação tanto para aparelhos convencionais (alvo de tungstênio) quanto para aparelhos mamográficos (alvo de molibdênio), acrescentamos algumas linhas de código e um componente de seleção na entrada de parâmetros para que o usuário pudesse optar por um ou outro. Assim, se o usuário escolher o alvo de tungstênio, a constante CZ , que é utilizada nos cálculos, receberá o valor $1,02 \times 10^{11} [keV/keV \text{ intervalo.mA.s.Sr}]$ como codificado por Marques (1998), caso contrário, receberá o valor $0,579 \times 10^{11} [keV/keV \text{ intervalo.mA.s.Sr}]$ referente ao alvo de molibdênio (Wolbarst (1993), Vieira (1998)).

Como Marques (1998) calculava somente a intensidade relativa total do espectro de raios X, nós incluímos algumas linhas de código que introduzem uma estrutura de armazenamento denominada $I[E]$ e que efetuam a atribuição do valor da intensidade relativa dos raios X em cada intervalo de energia E para a posição correspondente deste vetor.

Visto que a filtração adicional é muito utilizada na rotina diagnóstica para atenuar os fótons de raios X de baixa energia, que apenas contribuem para aumentar a dose de radiação desnecessária no paciente, nós introduzimos a equação (3.8) logo após o cálculo da filtração inerente.

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (3.8)$$

onde I é a fluência de fótons que passou através do filtro, I_0 é a fluência de fótons que incide no filtro e μ é o coeficiente de atenuação linear do material do filtro expresso por

$$\mu = (\mu/\rho) \rho \quad (3.9)$$

sendo que μ/ρ e ρ são o coeficiente de atenuação de massa e a densidade do material do filtro respectivamente.

Em seguida, convertemos a intensidade relativa ($keV/keV \text{ intervalo} \cdot mA \cdot s \cdot Sr$) em cada intervalo de energia E para fluência de fótons, ψ , através das equações (3.10) e (3.11), levando em conta a corrente aplicada ao tubo de raios X, mA , o tempo de exposição, t , e o ângulo sólido, ω , formado na posição x,y do campo de radiação para a qual a intensidade foi calculada.

$$\psi = I \text{ mA } t \omega \quad (3.10)$$

sendo que ω é expresso por

$$\omega = \frac{A_{ef}}{r^2} \quad (3.11)$$

onde A_{ef} é a área efetiva onde os fótons de raios X estão incidindo e r é a distância do foco à posição $p(x,y)$. Guardamos o valor da fluência de fótons em cada intervalo de energia no vetor $\psi[E]$.

Acrescentamos o ruído devido às flutuações da fonte de raios X por meio da expressão

$$R_f = \sqrt{F n} \quad (3.12)$$

onde F é o número de fótons de raios X numa dada posição do campo de radiação e n é uma variável aleatória gaussiana de média 0 e variância 1 dada por

$$n = \frac{1}{(2 \pi)^{\frac{1}{2}} \sigma} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2 \sigma^2}} \quad (3.13)$$

sendo que x é a posição no campo de radiação na direção anodo-catodo, μ e σ são respectivamente a média e a variância.

A exposição é uma grandeza útil para descrever a interação dos raios X com a matéria. Sendo assim, relacionamos a fluência de fótons à exposição empregando a expressão

$$X = \frac{\psi(\mu_{en}/\rho)_{ar} E}{33,97} \quad (3.14)$$

onde X é a exposição em C/Kg , $(\mu_{en}/\rho)_{ar}$ é o coeficiente de absorção de energia do ar na energia E e $33,97eV$ é a energia média gasta para formar um par de íons no ar.

Em seguida utilizamos o fator de conversão $2,58 \times 10^{-4} C/Kg$, que define o valor de um roentgen, para converter a exposição em C/Kg para mR .

$$X_{mR} = 2,58 \times 10^{-1} X \quad (3.15)$$

Nas Figuras 3.4 e 3.5 a seguir mostramos os fluxogramas dos algoritmos ALG01 e ALG01b desenvolvidos que utilizam as equações acima. As Figuras 3.4 e 3.5 mostram os fluxograma para o cálculo da fluência de fótons e da exposição numa única posição e ao longo do campo de radiação respectivamente.

Figura 3.4 - Fluxograma do algoritmo ALG01a que realiza o cálculo da produção, atenuação e distribuição angular dos fótons de raios X em uma dada posição $p(i,j)$ do campo de radiação.

Figura 3.5 - Fluxograma do algoritmo ALG01b que realiza o cálculo da produção, atenuação e distribuição angular dos fótons de raios X ao longo do campo de radiação.

3.1.3. Cálculo do rendimento da fluorescência do écran reforçador

Consideramos o tratamento teórico proposto por Curry III *et al* (1990) e Wolbarst *et al* (1993) para calcular o rendimento da fluorescência do écran reforçador. Segundo estes autores o número de fótons de luz, L , gerados no fósforo para uma energia E e que vai em direção ao filme pode ser calculado empregando a equação

$$L = \Psi \eta \varepsilon A \delta \quad (3.16)$$

onde Ψ é a fluência de fótons de raios X no intervalo de energia E , η é a capacidade de absorção do fósforo, ε é a eficiência de conversão dos fótons de raios X em fótons de luz, A é a quantidade de fótons de luz de um dado comprimento de onda gerada pela energia E e δ é a eficiência intrínseca do écran que determina a quantidade de fótons de luz que escampam em direção ao filme.

Assim sendo, calculamos a fluência dos fótons de luz, L_1 , emitida pelo écran reforçador devida à contribuição de todas as energias do espectro de raios X empregando a equação

$$L_1 = \int_E^{E_{\max}} L \gamma dE \quad (3.17)$$

onde γ é a eficiência de emissão do écran reforçador no comprimento de onda λ da luz emitida e $E_{\max}$ é a energia correspondente ao potencial de aceleração dos elétrons aplicado ao tubo de raios X.

Calculamos também a fluência dos fótons de luz, L_2 , emitida pelo écran reforçador devida às contribuições de todas as energias do espectro de raios X e de todos os comprimentos de onda do espectro de emissão do écran reforçador utilizando a expressão

$$L_2 = \int_{\lambda_{\min}}^{\lambda_{\max}} L_1 d\lambda \quad (3.18)$$

onde λ_{min} e λ_{max} são os comprimentos de onda onde começa e termina o espectro de emissão do écran reforçador respectivamente.

Obtivemos o valor de η através da equação (3.19) estabelecida teoricamente por Chan & Doi (1983), sem considerar os efeitos da reabsorção dos fótons de raios X emitidos durante interações fotoelétricas no detector, e o valor de A pela equação (3.20).

$$\eta = \frac{(\mu/\rho)_{en}}{\mu/\rho} \left(1 - e^{-(\mu x / \cos(\theta))} \right) \quad (3.19)$$

$$A = \frac{E}{12,4/\lambda} \quad (3.20)$$

onde λ é o comprimento de onda em angstrom da luz emitida pelo écran reforçador, x e μ são a espessura e o coeficiente de atenuação linear da composição de fósforo respectivamente, $\cos(\theta)$ introduz a influência do ângulo de incidência dos fótons de raios X e $(\mu/\rho)_{en}$ é o coeficiente de absorção de energia de massa do écran reforçador.

Para calcular o ruído quântico atribuímos o número de fótons de luz emitidos numa dada posição do écran reforçador à variável F e empregamos as equações (3.12) e (3.13).

Consideramos a distribuição espacial dos fótons de luz como sendo gaussiana. Imaginamos os fótons de luz incidindo sobre uma área do filme radiográfico em forma de um cone, cuja altura é igual à espessura do écran reforçador. Calculamos as dimensões da área de difusão e os fótons que chegam em cada ponto dela.

Com estas equações desenvolvemos os algoritmos ALG02 e ALG02b mostrados nos fluxogramas das Figuras 3.6 e 3.7 respectivamente.

Figura 3.6 - Fluxograma do algoritmo ALG02a que realiza o cálculo do rendimento de fluorescência do écran reforçador em função da energia e do fluxo de fótons de raios X incidentes em uma única posição do campo de radiação.

Figura 3.7 - Fluxograma do algoritmo ALG02b que realiza o cálculo do rendimento de fluorescência do écran reforçador em função da energia e do fluxo de fótons de raios X incidentes ao longo do campo de radiação.

3.1.4. Cálculo da densidade óptica

Utilizamos o tratamento teórico realizado por Dixon & Ekstrand (1976) e Vyborny (1979) com algumas adaptações para a realização do cálculo do escurecimento dos filmes de emulsões única e dupla.

Dixon & Ekstrand (1976) derivaram a equação (3.21) para calcular a relação entre a densidade, DO , e a exposição quântica, X , num filme de emulsão única com os grãos idênticos, cada um necessitando de n centros de imagem latente para serem revelados.

$$DO = DO_{\max} \left[1 - \sum_{m=0}^{n-1} \frac{(\sigma X)^m e^{-\sigma X}}{m!} \right] \quad (3.21)$$

onde $DO_{\max}$ é a densidade máxima obtível na emulsão, σ é a seção de corte transversal média do grão de prata para os centros de imagem latente e m é o centro de imagem latente.

Segundo esses autores o valor de X consiste na fluência de fótons de raios X ou de luz, n é igual a 1 ou 2 para a exposição aos fótons de raios X ou de luz respectivamente, e o valor de σ é expresso pelas equações (3.22) e (3.23) para a exposição aos fótons de raios X de luz respectivamente.

$$\sigma = pa \quad (3.22)$$

$$\sigma = pa\beta\delta x \quad (3.23)$$

onde p é a probabilidade de um fóton absorvido registrar um centro de imagem latente, a é a área do grão de prata, μ é o coeficiente de atenuação linear dos grãos de prata, β é a parte imaginária do índice de refração e δx é a espessura do grão de prata. Os valores de p e δx são expressos pelas equações (3.24) e (3.25) respectivamente.

$$p = \mu\delta x \quad (3.24)$$

$$\delta x = (1/3)\mu a^{1/2} \quad (3.25)$$

Vyborny (1979) adaptou a equação (3.21) para o cálculo da formação de densidade óptica em sistemas écran-filme, constituídos de filmes de dupla emulsão e de emulsões idênticas. Nesta adaptação, ele levou em consideração a fração de exposição cruzada (f), a fração de contribuição do écran (g) e a densidade de

“base+fog” ($DO_{base+v\acute{e}u}$) e calculou os centros de imagem latente produzidos nas emulsões da frente e do fundo devidos à luz do écran reforçador da frente fazendo $(I + fg)X$ e $(f + g)X$ respectivamente, de tal forma que a densidade DO sobre o filme revelado consiste na soma das densidades produzidas sobre as emulsões da frente e do fundo mais a densidade de “base+fog”.

$$DO = \frac{1}{2} DO_{\max} \left[2 - \sum_{m=0}^{n-1} \frac{1}{m!} \left(\frac{(\sigma[I+fg]X)^m e^{-\sigma[I+fg]X}}{(\sigma[f+g]X)^m e^{-\sigma[f+g]X}} \right) \right] + DO_{base+fog} \quad (3.26)$$

onde g é dado por

$$g = \frac{N \left(1 - \sum_{m=0}^{n-1} \frac{(\sigma X)^m e^{-\sigma X}}{m!} \right)}{N \left(1 - \sum_{m=0}^{n-1} \frac{(\sigma X)^m e^{-\sigma X}}{m!} \right)} \quad (3.27)$$

Consideramos X como o número médio de fótons de luz ou de raios X, que incide sobre um grão de prata numa determinada área do filme (Webb (1939)), expresso por

$$X = \frac{N_o}{Nx \Delta} \quad (3.28)$$

onde N_o é a fluência de fótons de raios X (ou de luz) absorvida pela emulsão de acordo com o espectro de sensibilidade do filme, Δ é a área do filme onde os fótons estão incidindo, N e x são respectivamente o número de grãos halletos de prata por centímetro cúbico e a espessura da emulsão. Para a exposição direta aos fótons de raios X o valor de N_o seria igual a 5% da fluência de fótons de raios X e para a exposição à luz dos écrans reforçadores seria dado pela expressão

$$N_0 = \int_{\lambda_{\min}}^{\lambda_{\max}} \int_E^E \Psi \eta \varepsilon A \delta \gamma \partial dE d\lambda \quad (3.29)$$

onde Ψ é a fluência de fótons de raios X no intervalo de energia E , η é a capacidade de absorção do fósforo, ε é a eficiência de conversão dos fótons de raios X em fótons de luz, δ é a eficiência intrínseca do écran que determina a quantidade de fótons de luz que escampam em direção ao filme, ∂ é a sensibilidade do filme para o

comprimento de onda λ da luz incidente, γ é a eficiência de emissão do écran reforçador no comprimento de onda λ da luz emitida, E_{max} é o potencial de aceleração dos elétrons aplicado ao tubo de raios X, λ_{min} e λ_{max} são os comprimentos de onda onde começa e termina o espectro de emissão do écran reforçador respectivamente e A é a quantidade de fótons de luz de um dado comprimento de onda gerada pela energia E .

Como os valores dos parâmetros N , x e σ são segredos de fabricação, os englobamos no fator ω , alterando as equações (3.21) e (3.26) para

$$DO = DO_{\max} \left[1 - \sum_{m=0}^{n-1} \frac{(\omega N_0)^m e^{-\omega N_0}}{m!} \right] \quad (3.30)$$

$$DO = \frac{1}{2} DO_{\max} \left[2 - \sum_{m=0}^{n-1} \frac{1}{m!} \left((\omega N_0)^m e^{-\omega N_0} + (\omega X_1)^m e^{-\omega X_1} \right) \right] + DO_{base-fog} \quad (3.31)$$

onde X_1 é a fluência de fótons de luz emitida pelo écran reforçador do fundo e absorvida na emulsão e ω poderia ser expresso por

$$\omega = \frac{\sigma}{Nx\Delta} \quad (3.32)$$

O valor de X_1 é igual à N_o , quando este é calculado levando em conta os parâmetros do écran reforçador do fundo, e deduzimos o valor de ω a partir da curva H&D dada pelo fabricante.

Calculamos o ruído do filme, R_f , conforme modelado por Aghdasi *et al* (1993)

$$R_f = kDO^\beta n' \quad (3.33)$$

onde n' é dado pela equação (3.13), β é tomado como 0,5 para o filme otimamente exposto e k é um fator de ganho expresso por

$$k = \frac{1}{\Delta} \sqrt{a' \log_{10} e} \quad (3.34)$$

sendo que a' é a área média do grão haleto de prata.

Com estas equações desenvolvemos o algoritmo ALG03a e ALG03b mostrados nos fluxogramas das Figuras 3.8 e 3.9.

Figura 3.8 - Fluxograma do algoritmo ALG03a que realiza o cálculo da densidade óptica em função da exposição incidente em um único ponto do filme radiográfico.

Figura 3.9 - Fluxograma do algoritmo ALG03b que realiza o cálculo da densidade óptica em função da exposição incidente em todos os pontos do filme radiográfico.

3.1.5. Determinação dos parâmetros não fornecidos pelos fabricantes

Como a curva H&D representa a sensibilidade de determinado filme à exposição, nela estão contidas informações sobre os parâmetros N , x e σ , que são segredo de fabricação.

Assim sendo, englobamos todos os parâmetros desconhecidos no fator ω das equações (3.29) e (3.30) e deduzimos o seu valor a partir da curva H&D dada pelo fabricante. Para isso, desenvolvemos um algoritmo que utiliza estas equações e vários valores de ω para calcular uma curva H&D similar a do fabricante. Este algoritmo realiza os seguintes passos:

- (a) calcula o primeiro valor de ω a partir dos valores genéricos encontrados para os parâmetros desconhecidos;
- (b) calcula uma série de passos de exposição (fluência de fótons de raios X ou de luz e mR) variando a corrente aplicada ao tubo de raios X, o tempo de exposição ou a distância foco-filme e empregando ALG01a ou ALG02a;
- (c) calcula os passos correspondentes de densidade óptica executando ALG03a;
- (d) relaciona a fluência de fótons de raios X ou de luz com a exposição relativa da curva H&D do fabricante;
- (e) calcula a inclinação da curva do fabricante;
- (f) calcula a inclinação e o gradiente médio da curva gerada, compara o valor da inclinação da curva simulada com a da curva do fabricante e encontra o erro, ou seja, o percentual de divergência entre as curvas;
- (g) se o erro calculado é maior que aquele guardado na variável $MErro$, então grava os dados e finaliza, pois as curvas H&D calculada e real apresentam uma boa concordância; senão guarda o erro calculado na variável $MErro$, ajusta o valor de ω com um incremento definido pelo usuário, calcula os passos de densidade óptica novamente, executando ALG03a, e retorna ao passo (e).

Calculamos o valor inicial de ω para a exposição aos fótons raios X ou de luz empregando a equação (3.32).

Calculamos os passos de exposição relativa, R_i , relacionando a fluência de fótons de luz ou raios X calculados em cada passo, X_i , com a exposição relativa máxima da curva H&D dada pelo fabricante, R_{max} , empregando a expressão

$$R_i = \frac{X_i R_{max}}{X_{max}} \quad (3.35)$$

onde X_{max} é a fluência de fótons necessária para calcular DO_{max} (início da saturação).

A inclinação (em graus) e o erro (em %) foram calculados empregando as equações (3.35) e (3.36).

$$i = \arctan\left(\frac{DO_2 - DO_1}{R_2 - R_1}\right) \frac{180}{\pi} \quad (3.36)$$

$$Erro = \left(\frac{i_s - i_r}{i_r}\right) * 100 \quad (3.37)$$

onde DO_2 e DO_1 são considerados como 2,5 e 2,1 respectivamente, R_2 e R_1 são as exposições relativas correspondentes a estas densidades ópticas, i_r é a inclinação da curva H&D do fabricante e i_s é a inclinação da curva simulada.

Calculamos o gradiente médio utilizando a equação

$$GM = \left(\frac{DO_2 - DO_1}{R_2 - R_1}\right) \quad (3.38)$$

sendo que DO_2 e DO_1 são respectivamente as densidades 2,0 e 0,25 acima da densidade de “base+fog” e R_2 e R_1 são os logaritmos das exposições relativas correspondentes a estas densidades ópticas.

A Figura 3.10 mostra o fluxograma deste algoritmo.

Figura 3.10 – Fluxograma do algoritmo ALG04 que simula a curva H&D do sistema de registro e encontra o valor de ω .

3.1.6. Interação dos raios X com o objeto

3.1.6.1. Objeto utilizado

Criamos um objeto de teste virtual (vide Figura 3.11) a partir da imagem digitalizada do objeto real, onde a placa de acrílico e as esferas de tungstênio são representadas pelas cores branco (255) e preto (zero) respectivamente. As imagens virtuais apresentam tanto a disposição das esferas quanto a sua definição (quantidade de pixels) iguais as da imagem digitalizada.

Figura 3.11 - Objeto de teste virtual (imagem objeto)

Em seguida, gravamos a imagem objeto no HD com nome “ME” e extensão “.bmp”. Criamos também um outro arquivo com o mesmo nome, mas com extensão “.obj”, onde relacionamos os níveis cinza aos arquivos “Acrílico(3mm).mix” e “EsferaW(0,7mm)incAcrílico(3mm).mix”, que guardam os valores de μ^*x correspondentes para a faixa de energia estudada.

Procedendo dessa forma, permitimos a inclusão de outros objetos conforme a necessidade do usuário.

3.1.6.2. Cálculo da interação

Calculamos a redução do feixe de raios X incidente proporcionada pelo material do objeto empregando a equação de Lambert-Beer

$$I = I_0 e^{-(\mu x)} \quad (3.39)$$

onde I é intensidade dos fótons de raios X transmitidos, I_0 é a intensidade dos fótons de raios X no intervalo de energia E incidentes no objeto, x é a espessura do objeto, o sinal negativo representa o decréscimo da intensidade com o aumento da espessura (Wolbarst (1993)) e μ é o coeficiente de atenuação linear do objeto.

Nas Figuras 3.12 e 3.13 mostramos os fluxogramas dos algoritmos ALG05a e ALG05b que utilizam esta equação.

Em ALG05a é realizado o cálculo do espectro de raios X que emerge do objeto numa dada posição do campo de radiação. É realizada uma varredura na matriz $MO[i,j]$ e para cada cor armazenada é encontrado na matriz $ImgObjMLX[NC,E]$ o valor de μx correspondente. Em seguida, a atenuação proporcionada por ele é calculada.

Figura 3.12 - Fluxograma do algoritmo ALG05a que realiza o cálculo do espectro de raios X que emerge do objeto em uma única posição do campo de radiação.

Figura 3.13 - Fluxograma do algoritmo ALG05b que realiza o cálculo do espectro de raios X que emerge do objeto ao longo campo de radiação.

3.1.7. Entrada de parâmetros

Para realização da simulação elaboramos as interfaces mostradas nas Figuras 3.14 a 3.24. Na interface da Figura 3.14 o usuário pode digitar os valores dos parâmetros relativos à técnica de exposição, ao aparelho de raios X, à geometria de exposição e à filtração adicional.

Parâmetros do Sistema

Parâmetros do Tubo de Raios X

Dimensões do Ponto focal : eixo_KA: 0.7 eixo_BD: 1.2

Tensão: 22 kVp Corrente: 120 mA

Tempo: 1 seg Inclinação do Alvo: 14 graus

Janela do Tubo (Z): 4 Espessura da janela: 0.8 mm

Material do alvo

☐ Tungstênio
☒ Molibdênio

Distância

Foco-Imagem (difi): 59 cm
Foco-Janela (difi): 4 cm

Ruído

☐ Nenhum
☒ Aghdasi

Filtração inerente

☐ Outro ☒ J. Tubo

Espe^{ss}ura: ☐ Sim ☒ Não

Espe^{ss}ura: 0.025 mm

Filtro

Filtração da janela do tubo

Filtração Adicional

Tem ? ☐ Sim ☒ Não

Espe^{ss}ura: ☐ Sim ☒ Não

Espe^{ss}ura: 0.025 mm

Nenhum filtro selecionado

Ok Cancela Ajuda

Figura 3.14 - “Janela de diálogo” para entrada dos parâmetros relativos à exposição (FConExp).

No caso da filtração adicional e filtração inerente, o usuário pode obter o nome do arquivo, que contém o filtro desejado, com ou sem sua espessura, através da interface ilustrada na Figura 3.15.

Figura 3.15 - “Janela de diálogo” para seleção do arquivo a ser aberto (*FSelArq*).

Na interface mostrada na Figura 3.16 o usuário informa o valor de alguns dos parâmetros relativos ao objeto.

Figura 3.16 - “Janela de diálogo” para entrada dos parâmetros relativos ao objeto (*FObjeto*).

Se o botão “Objeto” desta interface é acionado, é executado o algoritmo ALG05c que realiza os seguintes passos:

- (a) declara e define as variáveis de escopo local;
- (b) exibe a interface ilustrada na Figura 3.17 para o usuário escolher o arquivo “.bmp” desejado;
- (c) verifica se um arquivo “.bmp” foi escolhido;
- (d) se sim, abre-o, mostra a imagem em tamanho reduzido assim como uma mensagem contendo o nome e o tamanho da imagem, obtém a intensidade em cada ponto e a coloca na matriz $Obj[i,j]$;
- (e) abre o arquivo com extensão “.obj” guarda o número de registros em P e transfere o nível de cinza e o nome do arquivo, que guarda os dados de μx correspondentes, para os vetores $ImgObjNC[NC]$ e $TObj[NC]$ respectivamente;
- (f) fecha o arquivo “.obj” e verifica o conteúdo de $TObj[NC]$ para todos os níveis de cinza existentes na imagem ;
- (g) se encontrar a expressão “SemObj”, o nível de cinza não se refere ao objeto; caso contrário, abre os arquivos que contém os valores de μx para cada nível de cinza e os transfere para a matriz $ImgObjMIX[NC,E]$;
- (h) atribui os níveis de cinza de $Obj[i,j]$ para $MO[i,j]$ respeitando as dimensões do campo de radiação e da matriz imagem e o posicionamento do objeto sobre o campo de radiação.

Figura 3.17 - “Janela de diálogo” para seleção do arquivo a ser aberto ($FSellmg$).

Na interface da Figura 3.18 o usuário informa o valor de alguns parâmetros relacionados ao campo de radiação e à imagem radiográfica necessários à realização dos cálculos.

Dimensão da imagem

Resolução (cm)

- ☐ 0,01
- ☒ 0,1
- ☐ 1
- ☐ Outra

1 pixel: cm

Campo de radiação

Dimensões:

x cm

Início do campo:

y: x:

$-9 \leq y \leq 8$ e $-12 \leq x \leq 11$

Centro do campo: $x=0$ e $y=0$

A Imagem será de: 180 x 240

Cada pixel corresponde a : 0,1cm (1mm) Curva Scanner

Considera

- ☒ Nível de cinza máximo
- ☐ Curva do Scanner

N. Cinza máximo:

☒ **Aplica** ☒ **Cancela** ☒ **Ajuda**

Figura 3.18 - “Janela de diálogo” para configurar tamanho da imagem (*FResolucao*).

Para a realização dos cálculos da curva H&D e da imagem radiográfica desenvolvemos as interfaces das Figuras 3.19 e 3.20.

Elaboramos para a entrada dos parâmetros do filme radiográfico e do écran reforçador as interfaces mostradas nas Figuras 3.21 e 3.22 respectivamente, onde deixamos a possibilidade para o usuário alterar os dados que estavam armazenados em arquivo. Se o usuário não for um pesquisador, os botões “Filme” e “Écran” são substituídos pelos botões “Qual?” das interfaces ilustradas nas Figuras 3.21 e 3.22, que executam a interface da Figura 3.15 quando acionados. Esta interface lista para o usuário os filme e écrans disponíveis (vide Figura 3.23).

Entrada de parâmetros do filme radiográfico

Filme radiográfico

Qual ?

Min R M ("Default")

Parâmetros gerais

Ruído

☐ Nenhum

☒ Aghdasi et al (1993)

Velocidade

☐ Baixa

☒ Média

☐ Alta

Centros de imagens latente p/ grão revelável: 2

Espessura da Emulsão: 0.010 mm

Qte. Grãos/cm3: 6.3e+09

Diâmetro médio de grão: 1.5 microns (de 1.01 a 1.5 microns)

Seção de corte média p/ os centros de img. latente: 0.13

Contr. relativa (écran-filme): 0.33

Exposição cruzada: 0.25

Parte Imaginária do Índice de Refração da Emulsão: 0.0015

Curva H-D

Emulsão

Espectro

Arquivos selecionados (abertos)

Espectro Sensibilidade: Do próprio filme ("Default")

Emulsão : Nenhum arquivo disponível

Curva HD : Do próprio filme ("Default")

OK

Cancela

Ajuda

Figura 3.21 - “Janela de diálogo” para entrada dos parâmetros relativos ao filme radiográfico (FFilme).

47

Figura 3.22 - “Janela de diálogo” para entrada dos parâmetros relativos ao écran reforçador (*FÉcran*).

Figura 3.23 - “Janela de diálogo” para seleção do arquivo a ser aberto (*FSelArq*) referente ao (a) filme radiográfico e (b) ao écran reforçador.

Para salvar os dados calculados desenvolvemos a interface ilustrada na Figura 3.24.

Figura 3.24 - “Janela de diálogo” para salvar os dados calculados (*FSalvarArq*).

3.2. Os algoritmos utilizados

Para analisar a divergência entre as curvas H&D simulada e real, realizamos um ajuste de ambas as curvas com a função Botzmann do programa Microcal Origin (versão 6.0), expressa por

$$y = \frac{A_1 - A_2}{1 + e^{(x-x_0)/dx}} + A_2 \tag{3.40}$$

sendo que os parâmetros A_1 , A_2 , x_0 e dx são considerados como mostrado na Figura 3.25.

Figura 3.25 – Forma da função de Botzmann.

A_1 e A_2 são os valores inicial e final (densidades mínima e máxima da curva H&D) respectivamente, x_0 é o valor médio de A_1 e A_2 e dx é uma constante de tempo que está relacionada com x_0 .

3.3. Procedimento experimental

3.3.1. Materiais utilizados

Os equipamentos e materiais que utilizamos durante o desenvolvimento da pesquisa estão listados na Tabela 3.3.

Tabela 3.3 - Materiais utilizados para desenvolvimento e validação da simulação.

Material	Descrição
Aparelho de raios X	CGR Senographe da EESC/USP, CGR Senographe 500t do NPT/UMC ¹ e CGR Senographe 500t do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto.
Filmes	Kodak Min-R M, Kodak Min-R 2000, Braf Mamo-M e Agfa MR5II.
Écrans	Kodak Min-R, Dupont Hi Plus e Siemens Rubin.
Negatoscópio	3 corpos da Metaltrônica, Modelo 0499.
Digitalizador de imagens	Os radiogramas obtidos foram digitalizados, empregando o digitalizador Optronics ColorGetter Eagle, 256 níveis de cinza e resolução de 11.000DPI.
Químicos	Os filmes expostos foram processados automaticamente empregando químicos Kodak GBX com condições de processamento (tempo, temperatura, concentração dos químicos e agitação) controladas.
Dispositivo de alinhamento	Dispositivo de alinhamento da RMI.
Densitômetro e sensítômetro	As densidades ópticas no filme forma medidas com o densitômetro digital MRA.
Objeto de testes	É uma matriz de esferas (Oliveira (1995)) constituída por uma placa de acrílico de 3mm de espessura e 140mm de diâmetro, onde estão incrustadas esferas de tungstênio de 0,7mm de diâmetro com forma perfeitamente regular. O espaçamento das linhas onde as esferas estão fixadas é de 10mm. Numa metade da matriz o espaçamento entre as colunas é de 10mm e, na outra metade, de 2,5mm e 1,25mm (vide Figura 3.26).
Câmara de ionização	Radcal Corporation.

¹ Núcleo de Pesquisas Tecnológicas, Universidade de Mogi das Cruzes.

Figura 3.26 – Objeto de testes real (Matriz de esferas).

3.3.2. Validação da Simulação

Após calcular as curvas H&D com várias técnicas de exposição e os parâmetros de vários tipos de écrans e de filmes, simulamos as imagens com e sem a presença do objeto de teste (versão virtual da matriz de esferas). Realizamos o procedimento experimental levando em conta as mesmas técnicas de exposição e combinações écran-filme (com e sem objeto) utilizadas na simulação e os aparelhos de raios X citados na Tabela 3.3. Utilizamos o objeto a fim de comprovar que o modelo prediz a nitidez da imagem quando são conhecidas as características do écran reforçador e a curva H&D do filme radiográfico, enquanto que o experimento sem objeto foi realizado para comprovar que o modelo prediz a densidade e a exposição quando a técnica de exposição e o sistema de registro são conhecidos.

No experimento com o objeto realizamos as seguintes atividades:

- (a) determinação do centro do campo de radiação e do eixo anodo-catodo utilizando um dispositivo de alinhamento da RMI;
- (b) posicionamento do objeto (matriz de esferas) de tal forma que seu centro coincidisse com o centro do campo de radiação;

- (c) identificação do centro e da direção anodo-catodo com as letras A e K (feitas de chumbo);
- (d) ajuste da técnica (kVp, mA e tempo) desejada
- (e) realização da exposição primeiramente sem magnificação a fim de reduzir a deformação devida ao tamanho do ponto focal e observação do borramento proporcionado pelo écran;
- (f) realização da exposição com magnificação x2 para observação do efeito ampliado do borramento de um écran para outro;
- (g) processamento do filme;
- (h) análise visual utilizando negatoscópio;
- (i) digitalização (508 DPI).

No experimento sem o objeto efetuamos as seguintes atividades:

- (a) posicionamento do sistema de registro de tal forma que seu centro coincidisse com o centro do campo de radiação;
- (b) identificação do centro do campo com uma seta (feita de chumbo) e da direção anodo-catodo com as letras A e K (feitas de chumbo);
- (c) ajuste da técnica (kVp, mA e tempo) desejada
- (d) medição do ângulo de inclinação do anodo;
- (e) realização da exposição;
- (f) medição da exposição empregando os dispositivos do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto (câmara de ionização).
- (g) processamento do filme;
- (h) medição da densidade no centro do campo empregando o densitômetro;
- (i) comparação desta densidade com a densidade simulada na mesma posição e para a mesma condição de exposição e sistema de registro.

CAPÍTULO 4

Resultados e discussões

4.1. Introdução

A partir dos modelos que estabelecemos podemos calcular:

- (a) o padrão de raios X utilizado na rotina diagnóstica;
- (b) o padrão de luz emitido por qualquer écran reforçador comercialmente disponível ou qualquer composição de fósforo;
- (c) o padrão de densidade óptica para qualquer filme radiográfico comercialmente disponível exposto ao padrão de luz ou de raios X (curva H&D). A densidade óptica pode ser fornecida em função da exposição relativa ou da exposição que a provocou;
- (d) e a nitidez da imagem radiográfica.

Entretanto, alguns dos parâmetros que utilizamos nos modelos não são fornecidos pelos fabricantes, o que não invalidou a simulação porque eles sempre fornecem uma curva H&D (mesmo que expressa em função de exposições relativas), onde estes valores são considerados. Portanto, no primeiro passo adotamos valores aproximados para os parâmetros desconhecidos e simulamos a densidade óptica do sistema de registro em função da exposição relativa obtendo resultados que chamamos de genéricos. No segundo passo modificamos o valor dos parâmetros desconhecidos até que a curva simulada se igualasse à curva do fabricante. Em seguida, determinamos a exposição real que provocou cada densidade no sistema de registro.

O próximo item mostra os resultados obtidos em cada passo.

4.2. Determinação dos parâmetros

Na Tabela 4.1 listamos os écrans reforçadores cujos parâmetros conhecemos e na Tabela 4.2 os filmes radiográficos disponíveis para a simulação.

Tabela 4.1 - Écrans reforçadores seleccionados.

Marca	Fabricante	Composição	Peso dos elementos (%) [*]	ρ (gcm ⁻³)	Luz	ϵ (%)
Trimax Alpha 2M	3M	Gd ₂ O ₂ S	83,1:8,4:8,5	2,53	Verde	18
Detail	Du Pont	CaWO ₄	13,9:63,9:22,2	1,41	Azul/UV	4
Cronex Par Speed	Du Pont	CaWO ₄	13,9:63,9:22,2	2,51	Azul	4
Cronex Hi-Plus	Du Pont	CaWO ₄	13,9:63,9:22,2	5,17	Azul	4
X-Omatic Fine	Kodak	BaPbSO ₄ Tinta amarela	47,5:35,8:5,6:11,1	1,68	Azul/UV	15
Lanex Regular f/b	Kodak	Gd ₂ /La ₂ O ₂ S:Tb	79,9:3,1:8,5:8,5	6,07/7,01	Verde	18/15
Min-R	Kodak	Gd ₂ O ₂ S	83,1:8,4:8,8	3,17	Verde	18
Rubin	Siemens	CaWO ₄	13,9:63,9:22,2	1,56	Azul/UV	4
Standard	Ilford	CaWO ₄	13,9:63,9:22,2	3,10	Azul/UV	4

Tabela 4.2 - Filmes radiográficos seleccionados

Marca	Fabricante	λ	Curva H&D
Fuji 345	Fuji	Ortho	Fuji345.chd
Cronex 4	Dupont	Azul	Cronex 4.chd
MR5 II	Agfa	Ortho	MR5 II.chd
Min-R 2000	Kodak	Ortho	Min-R 2000.chd
Min-R M	Kodak	Ortho	Min-R M.chd
Mamo-M	Braf	Ortho	Mamo-M.chd

Obtivemos a partir de catálogos fornecidos pelos fabricantes e na literatura especializada o valor de vários dos parâmetros considerados no desenvolvimento da simulação. Em seguida, geramos três arquivos com o nome do écran reforçador e as extensões “.tel”, “.calt” e “.eet” para guardar os dados gerais (espessura, composição, etc.), os coeficientes de atenuação linear da composição de fósforo, μ , e o espectro de emissão do écran reforçador respectivamente. Criamos também três arquivos com o nome do filme radiográfico e as extensões “.frm”, “.esf” e “.chd” para armazenar os dados gerais (tipo de emulsão, pico de sensibilidade, espessura, etc.), o espectro de sensibilidade e a curva H&D respectivamente.

Calculamos os coeficientes de atenuação linear da composição de fósforo de cada um dos écrans reforçadores mencionados na Tabela 4.1, utilizando os programas Coefic¹ e Microsoft Excell. O programa Coefic gerou os coeficientes de atenuação de massa, μ/ρ , para cada elemento das composições, os quais foram colocados em uma planilha no programa Microsoft Excell e manipulados através de algumas fórmulas para a obtenção dos valores de μ , que foram gravados nos arquivos “.calt” no disco rígido do computador.

Para descobrir o valor dos parâmetros do filme que não são sempre divulgados pelo fabricante (N, x, a, μ , β , δx , σ e a distribuição de grãos haletos de prata) simulamos a curva H&D em função da exposição relativa, adotando para eles os valores genéricos encontrados na literatura e, em seguida, modificamos estes valores até que a curva calculada se ajustasse à curva H&D dada pelo fabricante.

Para exemplificar escolhemos primeiro a combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R 2000, alvo de molibdênio, filtração inerente de 0,8mm de berílio, distância foco-filme de 59cm, filtração adicional de 0,03mm de molibdênio, de 0,1 a 120mAs e simulamos a curva H&D. Para este caso o valor inicial de todos os parâmetros desconhecidos englobados na variável ω é igual a $6,52e-10$, que corresponde à curva em laranja na Figura 4.1. A seguir, modificamos o valor de ω até que a curva H&D se ajustasse à curva do fabricante (em vermelho). A melhor curva está em azul na Figura 4.1.

¹Boone *et al* (1997).

Figura 4.1 - Curvas H&D da combinação Kodak Min-R/Kodak Min-R 2000.

Na Tabela 4.3 apresentamos os valores de densidade óptica das curvas H&D simulada e do fabricante.

Tabela 4.3 - Valores de densidades ópticas dadas pelo fabricante e simuladas utilizando a combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R 2000.

Exposição Relativa	Densidade Óptica	
	Fabricante	Simulada
0,003	0,19	0,19
0,004	0,19	0,19
0,006	0,19	0,19
0,01	0,21	0,19
0,02	0,22	0,19
0,025	0,25	0,29
0,03	0,4	0,44
0,04	0,6	0,67
0,05	0,8	0,89
0,06	1	1,12
0,07	1,4	1,41
0,08	1,6	1,66
0,10	2,1	2,17
0,11	2,4	2,36
0,13	2,8	2,64
0,16	3,08	2,97
0,25	3,5	3,55
0,40	3,75	3,73

Para analisar o erro realizamos um “fitting” de ambas as curvas com a função Botzmann do programa Microcal Origin (vide equação (3.16)).

Tabela 4.4 - Valores dos parâmetros da função Botzmann para as curvas H&D simulada e do fabricante.

Função Botzmann Parâmetros	Curvas H&D	
	Fabricante	Simulada
A ₁	0,17264 ± 0,02452	0,17433 ± 0,01224
A ₂	3,94341 ± 0,03087	3,8649 1 ± 0,05926
X ₀	-1 ± 0,00637	-1 ± 0,01056
dx	0,17878 ± 0,006	0,19306 ± 0,00729
R ²	0,99875	0,99773
χ ²	0,00325	0,00333

Os valores apresentados na Tabela 4.4 mostram que as duas curvas são similares. Os valores da curva simulada estão dentro da flutuação estatística dos valores encontrados para a curva do fabricante.

Em seguida realizamos o mesmo procedimento para a combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R M e apresentamos os resultados na Figura 4.2 e Tabelas 4.5 e 4.6.

Figura 4.2 - Curvas H&D da combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R M.

Na Tabela 4.5 apresentamos os valores de densidade óptica das curvas H&D simulada e do fabricante e na Tabela 4.6 mostramos os valores dos parâmetros da função Botzmann após o “fitting” de ambas as curvas.

Tabela 4.5 - Valores de densidades ópticas dadas pelo fabricante e simuladas utilizando a combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R M.

Exposição Relativa	Densidade Fabricante	Óptica Simulada
0,003	0,17	0,17
0,006	0,17	0,17
0,01	0,17	0,17
0,02	0,18	0,17
0,03	0,2	0,17
0,04	0,38	0,38
0,06	0,67	0,67
0,10	1,39	1,27
0,16	2,2	2,14
0,18	2,4	2,37
0,20	2,6	2,60
0,22	2,8	2,82
0,25	3	3,02
0,29	3,2	3,23
0,35	3,39	3,47
0,40	3,48	3,57
0,45	3,59	3,64
0,63	3,77	3,73

Tabela 4.6 - Valores dos parâmetros da função Botzmann para as curvas H&D real e simulada.

Função Botzmann Parâmetros	Curvas H&D	
	Fabricante	Simulada
A ₁	0,15177 ± 0,0084	0,15362 ± 0,00825
A ₂	3,98292 ± 0,04268	3,82993 ± 0,00767
x ₀	-0,82329 ± 0,00812	-0,8371 ± 0,00767
dx	0,20773 ± 0,00553	0,18568 ± 0,00532
R ²	0,99925	0,99917
χ ²	0,0015	0,00164

Os valores de A_1 , A_2 e x_0 da curva simulada estão dentro da flutuação estatística dos valores encontrados para a curva do fabricante. O valor do χ^2 encontrado para a curva simulada não desvia significativamente daquele obtido para a curva do fabricante. No valor de dx , se considerarmos a flutuação estatística (0,20773 + 0,00553; 0,18568 - 0,00532), temos uma divergência de 5,359%. Este erro é devido ao ajuste imperfeito na parte superior das curvas H&D. Entretanto não tentamos determinar um modelo melhor porque a parte não linear da curva H&D não é significativa nos sistemas radiológicos diagnósticos.

4.3. Simulação das curvas H&D

Calculamos a partir da Equação (3.14) o valor da exposição real (em *mR*) correspondente à curva H&D simulada. A Figura 4.3a mostra a curva da densidade óptica *versus* exposição e a Figura 4.3b apresenta a curva da densidade óptica *versus* o logaritmo da exposição para a combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R 2000.

Figura 4.3 - Curva H&D simulada da combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R 2000: (a) exposição em mR e (b) logaritmo de exposição.

Além da curva H&D o fabricante também fornece o gradiente médio dos sistemas de registro. Uma comparação deste fator com o gradiente que simulamos permite também avaliar nosso modelo. Na Tabela 4.7 também apresentamos o valor do gradiente médio calculado pelo algoritmo e o do fabricante assim como o erro cometido.

Tabela 4.7 - Valores dados pela simulação para as curvas H&D simulada e do fabricante para a combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R 2000.

	Curvas H&D		Erro (%)
	Fabricante	Simulada	
Gradiente médio	3,66	3,65	0,42

Nesta tabela podemos observar que a divergência entre as curvas simulada e real é muito pequena.

Realizamos o mesmo procedimento para a combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R M. A Figura 4.4 mostra a curva H&D simulada considerando a exposição em miliroentgen (mR). A Figura 4.4a mostra a curva da densidade óptica *versus* exposição e a Figura 4.4b apresenta a curva da densidade óptica *versus* o log da exposição em mR.

(a)

(b)

Figura 4.4 - Curva H&D simulada da combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R M que melhor se ajusta à curva do fabricante: (a) exposição em mR e (b) logaritmo de exposição em *mR*.

Na Tabela 4.8 apresentamos o valor do gradiente médio calculado pelo algoritmo e o fornecido pelo fabricante.

Tabela 4.8 - Valores dados pela simulação para as curvas H&D simulada e do fabricante.

	Curvas H&D		Erro (%)
	Fabricante	Simulada	
Gradiente médio	3,10	3,12	0,75

Nesta tabela observamos somente uma pequena divergência nos valores do gradiente médio.

4.4. Determinação das densidades ópticas em função da técnica de exposição

O modelo que desenvolvemos permite prever as densidades ópticas que serão provocadas pelas técnicas de exposição de cada aparelho radiográfico. Para o aparelho CGR Senographe 500T com anodo de molibdênio, inclinação do alvo de 14°, filtração inerente de 0,8mm de berílio, distância foco-filme de 59cm, filtração adicional de 0,03mm de molibdênio e a corrente variando de 4 a 10mAs, calculamos as densidades produzidas na combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R 2000.

Para comprovar a consistência do modelo realizamos exposições com as mesmas condições. Os resultados e o erro calculado entre os valores medidos e simulados estão na Tabela 4.9.

Tabela 4.9 - Valores de densidades ópticas medidas e simuladas utilizando a combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R 2000.

Técnica de exposição 22kVp; 59cm	Densidade Óptica		Erro (%)
	Medida	Simulada	
4mAs	0,91	0,92	1,10
4,5mAs	1,05	1,07	1,90
5mAs	1,22	1,24	1,64
5,5mAs	1,37	1,39	1,46
6mAs	1,52	1,54	1,32
7mAs	1,77	1,8	1,69
8mAs	2,03	2,06	1,48
10mAs	2,45	2,49	1,63

Realizamos o mesmo procedimento para a combinação Kodak Min-R/Kodak Min-R M e apresentamos os resultados obtidos na Tabelas 4.10.

Tabela 4.10 - Valores de densidades ópticas medidas e simuladas utilizando a combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R M.

Técnica de exposição 22kVp; 59cm	Densidade Óptica		Erro (%)
	Medida	Simulada	
4mAs	0,56	0,55	1,79
4,5mAs	0,66	0,65	1,52
5mAs	0,77	0,78	1,30
5,5mAs	0,90	0,89	1,11
6mAs	0,98	0,99	1,02
7mAs	1,21	1,23	1,65
8mAs	1,43	1,45	1,40
10mAs	1,76	1,79	1,70

Em ambos os casos podemos constatar que o maior erro foi de 1,9%, o que é menor que o erro de leitura do densitômetro, que foi de 5%.

4.5. Determinação do desempenho dos écrans

Simulamos inicialmente a fluência de fótons de raios X produzida ao longo do plano imagem para 22kVp, 8mAs, 0,8mm Be, dfi=59cm, $\phi=14^\circ$ e alvo de Molibdênio. A Figura 4.5 mostra a distribuição dos fótons de raios X ao longo do eixo anodo-catodo e a Figura 4.6 na direção perpendicular a este eixo.

Figura 4.5 - Fluência de fótons de raios X produzida pelo tubo ao longo do eixo anodo-catodo (eixo x).

Figura 4.6 - Fluência de fótons de raios X produzida pelo tubo ao longo da direção perpendicular ao eixo anodo-catodo (eixo y).

Na Figura 4.5 observa-se um número menor de fótons de raios X no lado do anodo e um número maior no lado do catodo devido ao efeito anódico. Na Figura 4.6 pode-se observar que na direção perpendicular ao eixo anodo-catodo também ocorre uma variação na fluência de fótons de raios X. Esta variação apresenta um pico sobre o eixo anodo-catodo e decresce em direção às extremidades do campo de radiação (eixo y). Ela é pequena, quando comparada com a variação mostrada na Figura 4.5, mas deve ser considerada nos cálculos porque também influencia a produção da imagem radiográfica.

Simulamos em seguida a emissão de luz dos écrans Kodak Min-R, 3M Trimax Alpha 2M, Siemens Rubin e Ilford Standard ao longo do plano imagem em função da fluência de fótons de raios X. Na Figura 4.7 mostramos a fluência de fótons de luz emitida ao longo do eixo anodo-catodo e na Figura 4.8 na direção perpendicular ao eixo anodo-catodo para os 4 écrans reforçadores.

Figura 4.7 - Fluência de fótons de luz emitida pelos écrans reforçadores (■) Kodak Min-R, (●) 3M Trimax Alpha 2M, (▲) Siemens Rubin e (▼) Ilford Standard ao longo do eixo anodo-catodo.

Figura 4.8 - Fluência de fótons de luz emitida pelos écrans reforçadores (■) Kodak Min-R, (*) 3M Trimax Alpha 2M, (■) Siemens Rubin e (■) Ilford Standard ao longo da direção perpendicular ao eixo anodo-catodo.

Nestas figuras notamos que o rendimento do écran varia em função da exposição aos raios X incidentes e de suas características físicas, a saber: capacidade de absorção, eficiência de conversão, eficiência intrínseca e espectro de emissão. A distribuição dos fótons de luz é semelhante à distribuição dos fótons de raios X (vide Figuras 4.5 e 4.6), mas apresenta uma ampliação em sua quantidade. Mais fótons de luz alcançarão o filme comparado com os fótons de raios X, que o atingiriam se não tivesse o écran. Esta ampliação nos níveis de exposição, que chegam ao filme, é maior ou menor conforme as características físicas dos écrans reforçadores como ilustrado nas Figuras 4.7 a 4.8, onde se pode constatar que os écrans Kodak Min-R e 3M Trimax Alpha 2M, compostos por fósforo de terras-raras, proporcionam uma emissão de luz superior à dos écrans Siemens Rubin e Ilford Standard, os quais são constituídos de fósforos de CaWO_4 . Esta constatação está em concordância com a literatura, segundo a qual os fósforos de terras-raras possuem capacidade de absorção dos raios X, eficiência de conversão dos raios X em luz e comprimento de onda da luz emitida superiores aos do fósforo de CaWO_4 .

4.6. Determinação do desempenho das combinações écran-filme

Simulamos o desempenho dos filmes Kodak Min-R 2000 e Kodak Min-R M ao longo do plano imagem em função da fluência de fótons de luz emitida pelos écrans Kodak Min-R e Siemens Rubin expostos nas mesmas condições do item anterior.

Escolhemos estes écrans reforçadores para mostrar a diferença no desempenho proporcionada pelos espectros de emissão de luz verde (Kodak Min-R) e azul (Siemens Rubin).

Na Figura 4.9 apresentamos a variação da densidade óptica calculada ao longo do eixo anodo-catodo para estas combinações.

Figura 4.9 - Densidade óptica produzida ao longo do eixo anodo-catodo pelas combinações (■) Kodak Min-R/Kodak Min-R 2000, (▲) Kodak Min-R/Kodak Min-R M, (●) Siemens Rubin/Kodak Min-R 2000 e (▼) Siemens Rubin/Kodak Min-R M.

Para observar o desempenho das combinações écran-filme Siemens Rubin/Kodak Min-R 2000 e Siemens Rubin/Kodak Min-R M é necessário aumentar a técnica de exposição para obter níveis de densidade óptica maiores ou similares aos obtidos com o écran reforçador Kodak Min-R. Isto ocorre por causa da superioridade de emissão do fósforo de terras-raras em relação ao fósforo de tungstato de cálcio e também por causa das características sensitométricas e espectro de sensibilidade do filme. No caso das combinações écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R 2000 e Kodak Min-R/Kodak Min-R M houve o casamento do espectro de emissão do écran com o de sensibilidade do filme enquanto que para o écran Siemens Rubin não. Em relação ao filme observamos que o Min-R 2000 é superior ao Min-R M, pois ele produz níveis de densidade óptica maiores que o Min-R M para os mesmos níveis de exposição.

Para verificar o quanto as combinações écran-filme Siemens Rubin/Kodak Min-R 2000 e Siemens Rubin/Kodak Min-R M são menos eficientes que as combinações Kodak Min-R/Kodak Min-R 2000 e Kodak Min-R/Kodak Min-R M, aumentamos a corrente aplicada ao tubo de raios X para 64mAs. As Figuras 4.10 e

4.11 mostram o escurecimento do filme ao longo do plano imagem, considerando 256 níveis de cinza e DO_{max} igual ao nível de cinza zero.

Figura 4.10 - Densidade óptica produzida ao longo do eixo anodo-catodo pelas combinações (●) Siemens Rubin/Kodak Min-R 2000 e (▼) Siemens Rubin/Kodak Min-R M.

Figura 4.11 - Imagem simulada considerando (a) Kodak Min-R/Kodak Min-R 2000 e 8mAs, (b) Kodak Min-R/Kodak Min-R M e 8mAs, (c) Siemens Rubin/Kodak Min-R M e 64mAs e (d) Siemens Rubin/Kodak Min-R 2000 e 32mAs.

Nestas figuras podemos observar que as combinações écran-filme Siemens Rubin/Kodak Min-R 2000 e Siemens Rubin/Kodak Min-R produzem níveis de densidade óptica similares às combinações Kodak Min-R/Kodak Min-R 2000 e Kodak Min-R/Kodak Min-R M quando a corrente aplicada ao tubo de raios X foi alterada para 64mAs. Isto significa um nível muito maior de dose no paciente.

Para validar o modelo também observamos o desempenho das combinações écran-filme ilustrado nestas figuras experimentalmente. Para exemplificar, apresentamos na Figura 4.12 as imagens real e simulada da combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R M e na Tabela 4.9 mostramos as densidades medida e simulada ao longo do eixo anodo-catodo. Os valores de densidade foram medidos nas posições mostradas na Figura 4.13, sendo que P1 está localizado sobre o centro do campo e P10 na extremidade do lado anodo.

Figura 4.12 - Imagens (a) real e (b) simulada obtidas com a combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R M.

Figura 4.13 - Posições sobre o eixo anodo-catodo onde as densidades foram medidas.

Tabela 4.11 - Valores de densidades ópticas simuladas no eixo anodo-catodo utilizando a combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R M.

Posição no eixo anodo-catodo (A-K)	Densidade Óptica		Erro (%)
	Medida	Simulada	
P1	1,43	1,45	1,40
P2	1,34	1,36	1,49
P3	1,24	1,22	1,61
P4	1,17	1,16	0,85
P5	0,88	0,86	0,93
P6	0,68	0,69	1,02
P7	0,55	0,54	1,20
P8	0,42	0,41	1,39
P9	0,31	0,30	1,64
P10	0,20	0,19	1,72

Na Figura 4.12 e na Tabela 4.11 podemos notar o grau de similaridade na impressão visual das imagens real e simulada e a divergência entre as densidade medidas e simuladas não é superior a 2%, o que está dentro do erro médio do densitômetro utilizado para as medidas.

4.7. Influência do écran sobre a nitidez dos objetos

Simulamos também a influência da combinação écran-filme sobre a nitidez do objeto. Levamos em conta as distribuições dos raios X obtidas com 22kVp, 8mAs, 0,8mm Be, dfi=59cm, $\phi=14^\circ$, alvo de Molibdênio, a combinação écran-filme Min-R/Min-R M e a versão virtual da matriz de esferas.

Simulamos regiões de interesse da matriz de esferas considerando a mesma resolução da imagem real digitalizada, 256 níveis de cinza e DO_{max} igual ao nível de cinza zero, sem o efeito da difusão da luz no écran reforçador e as mostramos na Figura 4.14a. As esferas são deformadas devido à representação em pixels.

Figura 4.14 - Regiões de interesse considerando a influência do objeto e a combinação écran-filme Min-R/Min-R M com a (a) presença e (b) ausência da difusão da luz.

Podemos observar na Figura 4.14b que a difusão da luz reduziu consideravelmente a definição das bordas das esferas enquanto que na Figura 4.14a as bordas apresentam uma pequena redução na definição das bordas devida apenas ao ruído radiográfico. Nesta figura podemos observar as flutuações nos níveis de escurecimento e a alteração na definição de bordas das esferas quando além do efeito de amplificação do écran reforçador a difusão da luz também é considerada. Na Figura 4.14b o escurecimento em cada ponto da imagem resulta tanto dos fótons de luz que escapam do écran reforçador naquele ponto quanto da contribuição dos fótons que partem de pontos vizinhos naquela direção (difusão da luz). Na Figura 4.14a o escurecimento da imagem é devido somente aos fótons de luz que escapam de um ponto do écran reforçador e são absorvidos num único ponto do filme.

Para validar o modelo, realizamos exposições no aparelho de raios X CGR, empregando os mesmos dados utilizados no procedimento de simulação. Em seguida, digitalizamos as imagens e as comparamos com as simuladas. A comparação foi realizada tendo em vista as flutuações nos níveis de cinza ao longo do plano imagem e a definição das bordas das esferas. A Figura 4.15 mostra regiões de interesse retiradas das imagens real e simulada e a Figura 4.16 apresenta o histograma de ambas as regiões de interesse.

Figura 4.15 - Regiões de interesse retiradas das imagens (a) real e (b) simulada.

Figura 4.16 - Histogramas das regiões de interesse das imagens (a) real e (b) simulada, bem como a comparação em (c).

Nas Figuras 4.15 e 4.16 podemos observar que as imagens real e simulada apresentaram uma boa concordância tanto na impressão visual quanto no casamento dos histogramas. A imagem simulada apresenta uma pequena diferença de formato devida à representação em pixels e uma variação dos níveis de cinza devido ao espalhamento Compton que ocorreu dentro da placa de acrílico onde as esferas estão incrustadas. Este efeito não foi considerado na simulação.

4.8. Simulação da imagem radiográfica

O método permite simular a imagem do objeto ao longo do plano imagem. Para exemplificar mostramos na Figura 4.17 duas imagens simuladas da matriz de esferas considerando 22kVp, 8mAs, 0,8mm Be, $d_{fi}=59\text{cm}$, $\phi=14^\circ$, alvo de Molibdênio, 256 níveis de cinza e DO_{max} igual ao nível de cinza zero e as combinações écran-filme Min-R/Min-R 2000 e Min-R/Min-R M.

As imagens apresentam claramente as diferenças de desempenho dos dois sistemas de registro.

(a)

(b)

Figura 4.17 - Imagens simuladas considerando a influência do objeto, a distribuição dos raios X obtida com 22kVp e 8mAs e as combinações écran-filme (a) Min-R/Min-R 2000 e (b) Min-R/Min-R M.

CAPÍTULO 5

Conclusões

A pesquisa que desenvolvemos traz inovações em relação ao que foi apresentado na literatura. Os modelos teóricos encontrados não contemplam todo o processo de formação da imagem nas combinações écran-filme. Alguns modelos preocupam-se com a formação da densidade óptica, enquanto outros consideram somente o rendimento de fluorescência do écran reforçador. Alguns são bastante simplificados e outros, que contemplam a maioria dos parâmetros, não são facilmente aplicáveis porque muitos destes valores não são divulgados pelos fabricantes, são segredo de fabricação, devendo ser determinados por procedimentos experimentais.

Não há na literatura nenhuma simulação computacional completa. Existe apenas o modelo de Brown *et al* (1976) que considera a influência do filme radiográfico sem analisar o efeito do écran reforçador. Além do mais, este autor utiliza parâmetros da emulsão que o fabricante não fornece.

O modelo que desenvolvemos contempla todo o processo da formação da imagem. Ele considera os parâmetros fornecidos pelo fabricante e, para aqueles que são segredos de fabricação, apresentamos um método que permite deduzi-los da curva H&D dada pelo fabricante.

Consideramos na emissão da luz: (a) a capacidade de absorção, a eficiência de conversão, o espectro de emissão e a eficiência intrínseca do écran reforçador; (b) a absorção dos raios X equacionada por Chan & Doi (1983) sem o efeito da reabsorção dos fótons de raios X durante interações fotoelétricas no detector; (c) o cálculo do ruído quântico segundo Aghdasi *et al* (1993) e (d) a distribuição espacial da luz gaussiana.

Na formação da densidade óptica incluímos: (a) a equação para filme de emulsão única derivada por Dixon & Ekstrand (1976) que leva em consideração a fluência de fótons incidentes em uma área sensível do grão de prata, sensibilidade igual para todos os grãos e flutuações estatísticas no número de fótons absorvidos, expressa pela distribuição de Poisson; (b) o espectro de sensibilidade do filme; (c) a fluência de fótons total expressa pelo valor médio sugerido por Webb (1939a); (d) a exposição cruzada e a contribuição do écran em filmes de emulsão dupla conforme Vyborny (1979) e (e) o cálculo do ruído do grão do filme segundo Aghdasi *et al* (1993).

A comparação realizada entre as radiografias e as imagens simuladas mostrou que o nosso modelo é eficiente e aplicável em qualquer condição da rotina hospitalar.

Consideramos que as aplicações desta pesquisa são importantes. Podemos simular o rendimento de fluorescência produzido por qualquer écran reforçador de uso comercial ou planejado, assim como simular a densidade óptica provocada em qualquer filme radiográfico comercialmente disponível em função da exposição incidente. Portanto, podemos simular o desempenho daquelas combinações écran-filme formadas em virtude da troca de fornecedores ou das condições financeiras do departamento radiológico, onde os filmes radiográficos podem ser mudados e os écrans reforçadores não. Nos procedimentos convencionais utilizados para esta finalidade a determinação do rendimento do sistema de registro é analisada através de experimentos sucessivos até que o nível de densidade almejado seja alcançado para as novas combinações, o que implica em: (a) tempo para a realização dos procedimentos de exposição e processamento do filme; (b) recursos, a saber: filmes, écrans, químicos, aparelho de raios X e pessoal técnico para realizar os procedimentos e (c) controle de todas as variáveis que influenciam a nitidez e o contraste da imagem. Enquanto que com a simulação basta o usuário digitar os valores dos parâmetros do filme, do écran, do aparelho e a técnica de exposição desejada. A interface de interação com o usuário foi desenvolvida para o ambiente Windows, com janelas, botões, uso do “mouse” e etc. Sendo portando muito fácil de ser manuseada.

Um outro ponto útil no controle de qualidade é que a simulação permite a avaliação da combinação écran-filme para todos os pontos do campo da imagem em função do feixe de raios X incidente. Como a intensidade do feixe de raios X varia de 75 a 125% [Fritz & Livingston (1983)] com relação ao ponto central do campo de radiação (efeito “Heel”), as avaliações do sistema de registro não podem ser feitas considerando somente um único ponto do campo. De fato, a avaliação feita num único ponto pode considerar a densidade óptica satisfatória ignorando completamente que em outra posição pode haver saturação. Um controle de qualidade eficiente deveria portanto avaliar a densidade óptica em todos os pontos do campo, o que é muito complicado experimentalmente, mas possível com esta simulação ou subexposição.

A determinação da curva H&D em função da exposição recebida também é outra contribuição deste trabalho, permitindo saber a densidade que será gerada por qualquer técnica.

Uma outra aplicação do modelo é o desenvolvimento de novos écrans reforçadores, o que pode ser feito facilmente com esta simulação, introduzindo nos cálculos os valores dos coeficientes de atenuação linear, da eficiência de conversão e da espessura do material estudado.

O grupo de pesquisa do @LADIM (Laboratório de imagens médicas) desenvolveu um sistema de controle de qualidade simulando todos os parâmetros importantes na formação do contraste e da nitidez da imagem. Já foram desenvolvidas as simulações da deformação geométrica, do espalhamento, do efeito da grade e a absorção das estruturas anatômicas. Este trabalho complementa o sistema geral, que contempla agora todos os aspectos do processo de formação da imagem radiográfica.

5.1. Sugestões para pesquisas futuras

- Simulação da influência do processamento inadequado do filme sobre a nitidez da imagem radiográfica;
- União dos algoritmos dessa simulação com aqueles desenvolvidos por outros integrantes do grupo a fim de formar um aplicativo que contemple todos os aspectos do processo de formação da imagem e que seja uma ferramenta útil para o programa de controle de qualidade.
- Desenvolvimento de um método computacional para prever a técnica de exposição mais adequada para radiografar qualquer estrutura anatômica com qualquer combinação écran-filme usada ou planejada, que calcula a dose absorvida pelo paciente e considera a relação dose *versus* nitidez.

CAPÍTULO 6

Referências bibliográficas

Almeida (1990)

ALMEIDA, A. Influência do ruído quântico em imagens radiográficas (Tese de doutorado) IFQSC-USP-São Carlos, 107p., 1990.

Aghdasi et. al. (1993)

AGHDASI, F.; WARD, R. K.; PALCIC, B. - Restoration of mammographic images in the presence of signal-dependent noise - SPIE, vol. 1905, pp. 740-751, 1993.

Blasse & Grabmaier (1994)

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

Boone & Seibert (1994)

BOONE, J.M.; SEIBERT, J.A. - A comparison of mono- and poly-energetic x-ray beam performance for radiographic and fluoroscopic imaging - *Medical Physics*, v.21, n.12, p.1853-1863, 1994.

Bonne et al (1997)

BOONE, J.M.; FEWELL, T.R.; JENNINGS, R. J. - Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography - *Medical Physics*, v.24, n.12, p.1863-1874, 1997.

Brown et al (1976)

BROWN, D.B.; CRISS, J.W.; BIRKS, L.S. - Sensitivity of x-ray films. I. A model for sensitivity in the 1-100 keV region - *Journal of Applied Physics*, v.47, n.8, 1976.

Caruthers (1985)

CARUTHERS, E. - Monte carlo studies of image spread by x-ray intensifying screens - *SPIE: Application of Optical Instrumentation in Medicine XIII*, v.535, 1985.

Chan & Doi (1983)

CHAN, H-P; DOI, K. - Energy and angular dependence of x-ray absorption and its effect on radiographic response in screen-film systems - *Physics Medical in Biology*, v.28, n.5, p.565-579, 1983.

Curry III et. al. (1990)

CURRY III, T.S.; DOWDEY, J.E.; MURRY Jr, R.C. - Christensen's introduction of the physics of diagnostic radiology - Ed. Lea & Febiger- Philadelphia, 4ª Edição, p.151-161, 1990.

Degenhardt (1980)

DEGENHARDT, H. - On the use of rare-earth luminescent materials in high-definition intensifying screens - *Eletromedica*, v.3, p.76-79, 1980.

Desponds et. al. (1991)

DESPONDS, L; DEPEURSINGE, C; GRECESCU, M.; HESSLER, C.; SAMIRI, A.; VALLEY, J.F. - Influence of anode and filter material on image quality and glandular dose for screen-film mammography - *Physics Medical in Biology*, v.36, n.9, p.1165-1182, 1991.

Dixon & Ekstrand (1975)

DIXON, R. L.; EKSTRAND, K. E. - Heuristic model for understanding x-ray film characteristics - *Medical Physics*, v.3, n5, p.340-345, 1975.

Fernandez & Guibelalde (1993)

FERNANDEZ, J.M.; GUIBELALDE, E. - Technical note: physical evaluation of recent kodak films for mammography - *The British Journal of Radiology*, v.66, n.789, p.828-832, 1993.

Giakoumakis & Nomicos (1985)

GIAKOUMAKIS, G. H.; NOMICOS, C. D. - Light angular distribution of non-granular fluorescent screen excited by x-rays - *Physics Medical in Biology*, v.30, n.9, p.993-1003, 1985.

Giakoumakis & Miliotis (1985)

GIAKOUMAKIS, G.H.; MILIOTIS, D.M. - Light angular distribution of fluorescent screen excited by x-rays - *Physics Medical in Biology*, v.30, n.1, p.21-29, 1985.

Haugh (1962)

HAUGH, E. F. - Theory for optical density and developed silver as functions of exposure - *Photogr. Sci. Eng.*, v.6, p.370-375, 1962.

Jennings et al (1981)

JENNINGS, R.J.; EASTGATE, R.J.; SIELDBAND, M.P.; ERGUN, D.L. - Optimal x-ray spectra for screen-film mammography - *Medical Physics*, v.8, n.5, p.629 - 639, 1981.

Kimme-Smith et. al. (1987)

KIMME-SMITH, C.; LAWRENCE, W. B.; RICHARD, H.G.; ROE, D.; ORR, J. - Mammographic dual-screen-dual-emulsion-film combination: visibility of simulated microcalcifications and effect on image contrast - *Radiology*, v.165, p.313-318, 1987.

Kimme-Smith et. al. (1992)

KIMME-SMITH, C.; BASSETT, L.W., GOLD, R.H.; PARKINSON, B. - Mammography screen-film selection: individual facility testing technique - *Medical Physics*, v.19, n.5, p.1195-1199, 1992.

Kirkpatrick & Law (1987)

KIRKPATRICK, A.E.; LAW, J. - A comparative study of films and screens for mammography - *British Journal of Radiology*, v.60, p.73-78, 1987.

Klasens (1947)

KLASENS, H.A. - The light emission from screen irradiated by x-ray - *Phil.Res.Rep.*, v.2,p.68-78, 1947.

Kodak (1980)

Fundamentos de radiologia (apostila), Estman Kodak Company, 121p., 1980

Law & Kirkpatrick (1989)

LAW, J.; KIRKPATRICK, A.E. - Film, screens and cassettes for mammography - *The British Journal of Radiology*, v.62, n.734, p.163-167, 1989.

Law & Kirkpatrick (1990)

LAW, J.; KIRKPATRICK, A.E. - Technical note: further comparisons of films, screens and cassettes for mammography - *The British Journal of Radiology*, v.63, n.746, p.128-131, 1990.

Maidment & Yaffe (1995)

MAIDMENT, A.D.A.; YAFFE, M.J. - Analysis of signal propagation in optically coupled detectors for digital mammography: I. phosphor screens - *Physics Medical in Biology*, v.40, p.877-889, 1995.

Marques (1998)

MARQUES, M. A. - Simulação computacional de parâmetros importantes de sistemas radiológico (Tese de doutorado) - IFQSC-USP-São Carlos, 156p., 1998.

Marques et al (1996)

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 - *SPIE: ELECTRONIC IMAGING 96*, San Jose (CA), USA - 1996, 2847: p609-617.

Mclean (1997)

MCLEAN, D - Breast composition and radiographic breast equivalence - *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*, v.20, n.1, p.11-18, 1997.

Oliveira (1995)

OLIVEIRA, H.J.Q. - Simulação computacional da nitidez de imagens radiológicas para o controle de qualidade (Dissertação de Mestrado) - EESC-SEL-USP, São Carlos, 1995.

Oliveira et al (1999)

OLIVEIRA, H.J.Q.; FRÉRE, A.F. - Improving mammogram processing by minimizing background image acquisition - *Journal IFMBE - MEDICAL & BIOLOGICAL ENGINEERING & COMPUTING*, v.37, Supl. 2, p.1248-1249, Viena, Nov., 04-07, 1999.

Venema (1979)

VENEMA, H.W. - X-ray absorption, speed, and luminescent efficiency of rare earth and other intensifying screens - *Radiology*, v.130, p.765-771, 1979.

Vieira (1998)

VIEIRA, M.A.C. - Avaliação de qualidade em radiodiagnóstico: simulação computacional para investigação da camada semi-redutora (dissertação de mestrado) – EESC-USP-São Carlos, 151p., 1998.

Vyborny (1979)

VYBORNÝ, C. J. - H and D curves of screen-film systems: factor affecting their dependence on x-ray energy - *Medical Physics*, v.6, n.1, p.39-44, 1979.

Webb (1939a)

WEBB, J.H. - Number of quanta required to form the photographic latent image as determined from mathematical analysis of the H and D curve - *Journal of the optical society of America*, v.29, n.8, p. 309-313, 1939.

Webb (1939b)

WEBB, J.H. - Graphical analysis of photographic exposure and a new theoretical formulation of the H and D curve - *Journal of the optical society of America*, v.29, n.8, p. 314-326, 1939.

Wolbarst (1993)

WORLBARST, A.B. - Physics of Raiology - Ed. Appleton & Lange, Norwalk, Connecticut, 4ª Edição, p.122-216, 1993.