Campus de São Carlos

Um método de avaliação da nitidez de
imagens radiográficas por simulação
computacional do sistema de registro

Márcia Aparecida Silva

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ESCOLA DE ENGENHARIA
DE SÃO CARLOS**

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

**UM MÉTODO DE AVALIAÇÃO DA NITIDEZ DE
IMAGENS RADIOGRÁFICAS POR SIMULAÇÃO
COMPUTACIONAL DO SISTEMA DE REGISTRO**

MARCIA APARECIDA SILVA

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

ORIENTADOR: Prof. Dr. Homero Schiabel.

DEDALUS - Acervo - EESC

31100016527

**SÃO CARLOS
1997**

Class.	TESE-EESC
Cutt.	5518
Tombo	T064/97

Área: Engenharia Elétrica

st 0747536

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

Silva, Marcia Aparecida

S586m

Um método de avaliação da nitidez de imagens
radiográficas por simulação computacional do
sistema de registro / Marcia Aparecida Silva. --
São Carlos, 1997.

Dissertação (Mestrado). -- Escola de Engenharia
de São Carlos-Universidade de São Paulo, 1997.

Área: Engenharia Elétrica

Orientador: Prof. Dr. Homero Schiabel

1. Sistema écran-filme. 2. Combinação écran-
filme. 3. Imagem mamográfica. 4. Imagem
radiográfica. 5. Mamografia. I. Título

FOLHA DE APROVAÇÃO

Dissertação defendida e aprovada em 25-2-1997
pela Comissão Julgadora:

Prof. Doutor **HOMERO SCHIABEL (Orientador)**
(Escola de Engenharia de São Carlos - Universidade de São Paulo)

Prof.^a Adj. **REGINA BITELLI MEDEIROS**
(Escola Paulista de Medicina - Universidade Federal de São Paulo)

Prof. Doutor **SÉRGIO SANTOS MÜHLEN**
(UNICAMP - Campinas, SP)

Prof. Doutor **GERALDO ROBERTO M. DA COSTA**
Coordenador da Área de Engenharia Elétrica

JOSE CARLOS A. CINTRA
Presidente da Comissão de Pós-Graduação

Esta pesquisa foi realizada sob patrocínio do **CNPq**.

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)

E compreenda que a melhor das maravilhas não é conquistar o mundo, mas dominar a si mesmo.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a DEUS pela minha vida e meu dia-a-dia.

Ao Luís Fernando (Bi), meu amorzinho, pelo seu carinho e dedicação.

Ao prof. Homero Schiabel, por sua amizade, paciência, experiência, colaboração e dedicação na orientação dessa pesquisa, sem as quais seria muito difícil atingir a meta almejada.

À profa. Annie por sua amizade, experiência, compreensão, e prestimosa colaboração.

À profa. Regina Medeiros, Fátima e Kellen do Depto. de Imagem da Escola Paulista de Medicina que gentilmente colaborou nos enviando curvas H-D.

Aos amigos Ricardo Villela (Ric), Henrique (Nino), Paulo Marques (Lobão), Marcio, Lara, Isaura, Fátima, Ricardo Ferrari (Jacaré), Rogerio, Daniel (Laster) e demais integrantes do LADI pelo apoio, amizade, companheirismo, dicas, sugestões, esclarecimentos de dúvidas e ... etc.

Ao Pessoal do Cetepe, Nei e Umberto por terem tão atenciosamente digitalizado as imagens reais que constam na documentação deste trabalho.

Aos amigos Rui Berto, Rosane, Zé Carlos e demais integrantes do depto de Eng. Elétrica (professores, alunos e funcionários) pela amizade e apoio.

Aos amigos de Bauru "City", João Peréa, Sementile, Remo, Celso Socorro (F1), Mineiro, Sizuminha, Débora (Dedé), Taísa e Olino pela amizade, compreensão, colaboração e apoio.

Aos meus paizinhos queridos pelo amor, dedicação, carinho e apoio.

Às amigas Carmelina e Roselina de Paraíso "City", Elaine Tramontelli, Daniela e Lurdinha pela amizade, apoio e pelos empurrõezinhos mais do que necessários.

Bom ... agradeço também a todos aqueles que não mencionei, mas que cruzaram o meu caminho e que direta ou indiretamente influenciaram minha vida, meu proceder, minha pesquisa.

Desejo-lhes PAZ, AMOR e UNIÃO.

Obrigada !!!

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	vi
LISTA DE TABELAS	x
RESUMO	xi
ABSTRACT	xii
CAPÍTULO 1	1
INTRODUÇÃO.....	1
1.1. <i>Motivação</i>	1
1.2. <i>Organização do Trabalho</i>	3
CAPÍTULO 2	4
FILMES RADIOGRÁFICOS	4
2.1. <i>Características Físicas</i>	5
2.1.1. Camada Protetora ou Adesiva	5
2.1.2. Base	5
2.1.3. Emulsão	6
2.1.4. Camada Adesiva ou Interface.....	9
2.2. <i>Formação da Imagem</i>	9
2.3. <i>Exposição</i>	11
2.3.1. Chassi Radiográfico.....	11
2.4. <i>Características Sensitométricas</i>	12
2.4.1. Densidade	12
2.4.2. Curva Característica	14
2.4.3. Métodos Sensitométricos	16
2.4.4. Contraste.....	22
2.4.5. Resolução.....	24
2.4.6. Velocidade	25
2.4.7. Latitude.....	26
2.5. <i>Processamento do Filme</i>	27
2.5.1. Revelação.....	28
2.5.2. Banho Interruptor	28
2.5.3. Fixação.....	29
2.5.4. Lavagem e secagem do filme	29

2.5.6. Granulosidade	30
2.5.7. Importância do Processamento do Filme.....	30
2.6. <i>Cuidados com os Filmes</i>	34
CAPÍTULO 3	35
ÉCRANS REFORÇADORES E COMBINAÇÃO ÉCRAN-FILME	35
3.1. <i>Écrans Reforçadores</i>	35
3.1.1. Características Físicas.....	36
3.1.2. Propriedades dos Écrans	39
(A) Velocidade.....	39
(B) Espectro de Luz.....	43
3.1.3. Desempenho do Écran	46
3.1.4. Cuidados com o Écran	47
3.2. <i>Exposição Écran-Filme</i>	47
3.2.1. Contato Écran-Filme.....	48
3.3. <i>Combinação Écran-Filme</i>	48
3.4. <i>Combinação Écran-filme para Mamografia</i>	53
CAPÍTULO 4	56
FATORES DE EXPOSIÇÃO QUE AFETAM A NITIDEZ DA IMAGEM RADIOGRÁFICA	56
4.1. <i>Fatores Geométricos</i>	56
4.1.1. Característica de Campo	56
4.1.2. Distribuição de Intensidade.....	66
4.1.3. Efeito Anódio	68
4.1.4. Penumbra.....	71
4.1.5. Magnificação.....	72
4.2. <i>Método Computacional para Avaliação da Qualidade do Sistema Radiográfico</i> <i>Considerando Fatores Geométricos</i>	75
CAPÍTULO 5	77
SIMULAÇÃO DA NITIDEZ DE IMAGENS RADIOLÓGICAS EM SISTEMAS ÉCRAN-FILME.....	77
5.1. <i>Introdução</i>	77
5.2. <i>Procedimento para a Simulação</i>	80
5.3. <i>Características da Programação e Materiais Empregados</i>	80
5.3.1. Detalhes do Fluxograma	82
5.3.2. Objetos de Teste.....	84
5.4. <i>Simulação da Nitidez de Imagens Radiológicas em Sistemas Écran-Filme</i>	88
5.4.1. Sem Sistema de Registro	89

5.4.2. Com Sistema de Registro.....	89
5.4.3. Efeito "Heel"	97
5.4.4. Informando o Radiologista	99
5.4.5. Parâmetros Físicos dos Écrans	100
5.5. <i>Verificação da Validade do Método</i>	101
5.5.1. Sistemas de Raios-X Utilizados	101
5.5.2. Sistemas de Registro Utilizados	103
5.5.3. Técnicas de Exposição dos "Phantoms"	103
CAPÍTULO 6	106
RESULTADOS.....	106
6.1. <i>Imagens Simuladas</i>	106
6.2. <i>Imagens Simuladas e Imagens Reais</i>	111
6.3. <i>Imagens Simuladas Apresentando o Efeito "Heel"</i>	126
6.4. <i>Simulando Imagens Ampliadas</i>	128
6.5. <i>Objetos Genéricos</i>	144
CAPÍTULO 7	154
DISCUSSÃO DOS RESULTADOS E CONCLUSÕES	154
7.1. <i>Análise dos Resultados</i>	154
7.1.1. Imagens Reais e Simuladas.....	154
7.1.2. Entre Imagens Simuladas.....	155
7.2. <i>Parâmetros Utilizados na Simulação</i>	155
7.3. <i>Aplicação</i>	156
7.4. <i>Conclusões</i>	158
7.5. <i>Sugestões Para Pesquisas Futuras</i>	159
CAPÍTULO 8	160
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	160
APÊNDICE A	168
CURVAS H-D.....	168
APÊNDICE B	173
LISTAGEM DE ALGUMAS ROTINAS DA SIMULAÇÃO	173

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Composição de um filme de dupla emulsão ([CURRY III 90]).	5
Figura 2.2 - Cristal Haletos de prata	8
Figura 2.3 - Arranjo cúbico dos haletos de prata ([CURRY III 90]).	8
Figura 2.4 - Esquema de um cristal mostrando o ponto de sensibilidade e elétrons livres.	8
Figura 2.5 - Processo de formação de imagem segundo Gurvey-Mott ([CURRY III 90]).	10
Figura 2.6 - Incidência e transmissão de fótons no filme.	13
Figura 2.7 - Curva Característica apresentando a faixa de densidade útil.	15
Figura 2.8 - Sensitômetro desenvolvido por [HAUS 77].	18
Figura 2.9 - Tira sensitométrica obtida por [HAUS 77].	19
Figura 2.10 - Representação da cunha escalonada ([BOWLES 89]).	20
Figura 2.11 - Representação da imagem obtida expondo-se a cunha escalonada ([BOWLES 89]).	20
Figura 2.12 - Método da superposição de [FRÈRE 85] para determinação da curva H-D: (a) distribuição de densidade de 2 imagens de fenda; (b) levantamento da curva H-D.	21
Figura 2.13 - Gradiente médio de um filme ([CURRY III 90]).	23
Figura 2.14 - Padrão de teste usado na medida da resolução de filme [MORGAN 62].	24
Figura 2.15 - Velocidade dos filmes A e B ([CURRY III 90]).	26
Figura 2.16 - Latitude de dois filmes ([CURRY III 90]).	27
Figura 2.17 - Cristais presentes na Imagem latente e após a revelação.	28
Figura 3.1 - Esquema da composição de uma écran reforçador ([CURRY III 90]).	36
Figura 3.2 - Écran de CaWO_4 , cristal de fósforo ampliado 1000 vezes ([BLASSE 94]).	37
Figura 3.3 - Écran de $\text{Y}_2\text{O}_3\text{S:Eu}$, cristal de fósforo ampliado 2000 vezes ([BLASSE 94]).	38
Figura 3.4 - Écran de $\text{Gd}_2\text{O}_3\text{S:Tb}^{3+}$, cristal de fósforo ampliado 2500 vezes ([BLASSE 94]).	38
Figura 3.6 - Resposta à kVp de écrans DuPont ([CURRY III 90]).	43
Figura 3.7 - Sensibilidade natural do filme e espectro de emissão dos écrans ([CURRY III 90]).	44
Figura 4.0 - Característica de campo.	57
Figura 4.1 - Desenho do modelo experimental usado por [MOORES 73].	59
Figura 4.2 - Vista do anodo segundo [BURGESS 77].	61
Figura 4.3 - Geometria usada por [DOI 77a] no cálculo da FEP em qualquer posição do campo.	63
Figura 4.4 - Pequenas escalas nos planos do alvo e da imagem ([DOI 77a]).	64
Figura 4.5 - Tipos de distribuição de intensidade do ponto focal conforme [TAKENAKA 68] e [NICKOLOFF 90].	67
Figura 4.6 - Distribuição do ponto focal	67
Figura 4.7 - Tipo de curvatura do anodo.	69

Figura 4.8- Distribuição de intensidade ao longo do campo de radiação causada pelo “Efeito Anódio”.....	69
Figura 4.9 - Esquema simplificado da ocorrência do Efeito “Heel”.....	70
Figura 4.10 - a) Imagem formada por uma fonte ideal; b) Imagem formada por uma fonte normal e objeto de tamanho próximo; c) Imagem formada por uma fonte normal e objeto grande.....	71
Figura 4.11 - Magnificação de objetos com vários tamanhos	73
Figura 5-1 - Esquema de calculo das matrizes objeto e fonte ([OLIVEIRA 95]).....	79
Figura 5-2 - Representação gráfica do contorno do objeto.....	79
Figura 5-3 - Descrição geral do procedimento de simulação.	81
Figura 5-4 - Fluxograma do procedimento de simulação.....	82
Figura 5-5 - Matriz de orifícios	85
Figura 5-6 - Matriz de Esferas.....	86
Figura 5-7 - Matriz de anéis.....	87
Figura 5-8 - Matriz de fios 1	87
Figura 5-9 - Matriz de fios 2	88
Figura 5-10 - Formato da curva H-D obtida com sensitômetro e densitômetro MRA.....	90
Figura 5-11 - Fluxograma da curva H-D.....	91
Figura 5-12 - Fluxograma da curva de calibração.	92
Figura 5-13 - Fluxograma do grau de escurecimento do filme.	93
Figura 5-14 - Relação gráfica para a obtenção do nível de exposição que chega ao sistema de registro...	94
Figura 5-15 - Fluxograma da relação gráfica.	95
Figura 5-16- Fluxograma da influência do sistema de registro na imagem final do objeto.....	96
Figura 5-17 - Imagem real digitalizada contendo Efeito “Heel” nitidamente.....	98
Figura 5-18 - Representação gráfica do comportamento do Efeito “Heel” para a imagem da figura 5-17.....	98
Figura 5-19 - Exposição ideal (E_i) e exposição média (E_m).....	100
Figura 5-20 - Dimensões a e b do ponto focal.	102
Figura 6.1 - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M4 ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), considerando: (a) somente a geometria de exposição; (b) somente a geometria de exposição com ampliação de 3 vezes.....	107
Figura 6.2 - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M4 ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), considerando: (a) o efeito do sistema de registro F1; (b) a influência do sistema de registro F1 com ampliação de 3 vezes.	108
Figura 6.3 - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M4 ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), considerando: (a) a influência do sistema de registro EF1 e fator de intensificação ($FI = 0,5$); (b) o efeito do sistema de registro EF1 com escala de ampliação 3 e fator de intensificação ($FI = 0,5$).....	109

- Figura 6.4 - Imagem simulada da esfera central para o sistema M4 ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs) com ampliação de 10 vezes, considerando-se (a) apenas o efeito relacionado à geometria de exposição, (b) também o efeito do sistema de registro F1, (c) equivalente ao negativo do filme para imagem (a) e (d) equivalente ao negativo do filme para imagem (b). 110
- Figura 6.5a - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M1 ($dfo = dof = 25\text{ cm}$, 36 kVp, 6 mAs), utilizando o sistema de registro F8..... 113
- Figura 6.5b - Imagem digitalizada do radiograma da matriz de esferas obtido com o sistema M1($dfo = dof = 25\text{ cm}$, 36 kVp, 6 mAs), utilizando o sistema de registro F8. 113
- Figura 6.6a - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M2 ($dfo = dof = 28\text{ cm}$, 35 kVp, 100 mAs), utilizando o sistema de registro F8..... 114
- Figura 6.6b - Imagem digitalizada do radiograma da matriz de esferas obtido com o sistema M2 ($dfo = dof = 28\text{ cm}$, 35 kVp, 100 mAs), utilizando o sistema de registro F8.ERRO! INDICADOR NÃO
- Figura 6.7a - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M3 ($dfo = dof = 21\text{ cm}$, 35 kVp, 100 mAs), utilizando o sistema de registro F8. 115
- Figura 6.7b - Imagem digitalizada do radiograma da matriz de esferas obtido com o sistema M3 ($dfo = dof = 21\text{ cm}$, 35 kVp, 100 mAs), utilizando o sistema de registro F8. 115
- Figura 6.8 - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M3 ($dfo = dof = 22\text{ cm}$, 28 kVp, 0,2s), usando o sistema de registro EF1 utilizando: (a) o fator de intensificação ($FI = 0,19$). (b) os parâmetros físicos do écran: eficiência de absorção, eficiência de conversão, eficiência do écran, espectro de emissão e resposta kVp. 116
- Figura 6.8c - Imagem digitalizada do radiograma da matriz de esferas obtido com o sistema M3 ($dfo = dof = 22\text{ cm}$, 28 kVp, 0,2s), utilizando sistema de registro EF1. 117
- Figura 6.9a - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M4 ($dfo = dof = 20\text{ cm}$, 35 kVp, 2,0s), utilizando sistema de registro F8. 118
- Figura 6.9b - Imagem digitalizada do radiograma da matriz de esferas obtido com o sistema M4 ($dfo = dof = 20\text{ cm}$, 35 kVp, 2,0s), utilizando o sistema de registro F8..... 118
- Figura 6.10 - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M4 ($dfo = dof = 22\text{ cm}$, 31 kVp, 0,2s), usando sistema de registro EF8 utilizando: (a) o fator de intensificação ($FI = 0,5$) ; (b) os parâmetros físicos do écran: eficiência de absorção, eficiência de conversão, eficiência do écran, espectro de emissão e resposta kVp. 119
- Figura 6.10c - Imagem digitalizada do radiograma da matriz de esferas obtido com o sistema M4 ($dfo = dof = 22\text{ cm}$, 31 kVp, 0,2s), utilizando sistema de registro EF8. 120
- Figura 6.11 - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M5a ($dfo = dof = 25\text{ cm}$, 36 kVp, 10 mAs), usando Sistema de registro EF4 utilizando: (a) o fator de intensificação ($FI = 0,5$); (b) os parâmetros físicos do écran: eficiência de absorção, eficiência de conversão, eficiência do écran, espectro de emissão e resposta kVp..... 121

- Figura 6.11c - Imagem digitalizada do radiograma da matriz de esferas obtido com o sistema M5a
(dfo = dof = 25 cm, 36 kVp, 10 mAs), utilizando sistema de registro EF4..... 122
- Figura 6.12 - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M5b (dfo = dof = 25 cm, 36 kVp, 6 mAs), usando sistema de registro EF4 utilizando: (a) o fator de intensificação (FI = 0,5); (b) os parâmetros físicos do écran: eficiência de absorção, eficiência de conversão, eficiência do écran, espectro de emissão e resposta kVp..... 123
- Figura 6.12c - Imagem digitalizada do radiograma da matriz de esferas obtido com o sistema M5b
(dfo = dof = 25 cm, 36 kVp, 6 mAs), utilizando o sistema de registro EF4..... 124
- Figura 6.13a - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema S1 (dfo = dof = 20 cm, 36 kVp, 10 mAs), utilizando o sistema de registro F8..... 125
- Figura 6.13b - Imagem digitalizada do radiograma da matriz de esferas obtido com o sistema S1
(dfo = dof = 25 cm, 36 kVp, 10 mAs), utilizando o sistema de registro F8..... 125
- Figura 6.14 - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M4 (dfo = dof = 20, 35 kVp, 4mAs), considerando o sistema de registro F1 e o efeito “Heel” (comportamento linear)..... 127
- Figura 6.15 - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M4 (dfo = dof = 20, 35 kVp, 4mAs), considerando o sistema de registro EF1 com fator de intensificação (FI = 0,3) e o efeito “Heel” (comportamento linear). 127
- Figura 6.16 - Imagem simulada equivalente ao negativo do filme obtida para o sistema M4 (dof = dfo = 20cm, 35 kVp, 4 mAs), considerando somente a geometria de exposição e apresentando as coordenadas e posições (a) paralela ao eixo do tubo e (b) perpendicular ao eixo do tubo em que foram simuladas as esferas. 129
- Figura 6.17a - Imagem simulada de uma esfera da matriz, com ampliação de 5 vezes para o sistema M1 (dfo = dof = 20cm, 35 kVp, 4 mAs), obtida no eixo paralelo ao tubo (nas posições a, b, c, d e e do campo), considerando o efeito: da geometria de exposição (G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15 (11). 130
- Figura 6.17b - Imagem simulada de 9 esferas da matriz com ampliação de 5 vezes para o sistema M1 (dfo = dof = 20cm, 35 kVp, 4 mAs), obtidas no eixo perpendicular ao tubo (nas posições do campo a, b, c, d, e, f, g, h e i), considerando o efeito: da geometria de exposição (G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15..... 131
- Figura 6.18a - Imagem simulada de uma esfera da matriz com ampliação de 5 vezes para o sistema M2 (dfo = dof = 20cm, 35 kVp, 4 mAs), obtida no eixo paralelo ao tubo (nas posições a, b, c, d e e do campo), considerando o efeito: da geometria de exposição(G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15..... 132

- Figura 6.18b - Imagem simulada de 9 esferas da matriz com ampliação de 5 vezes para o sistema M2 ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), obtidas no eixo perpendicular ao tubo (nas posições do campo a, b, c, d, e, f, g, h e i), considerando o efeito: da geometria de exposição (G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15..... 133
- Figura 6.19a - Imagem simulada de uma esfera da matriz com ampliação de 5 vezes para o sistema M3 ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), obtida no eixo paralelo ao tubo (nas posições a, b, c, d e e do campo), considerando o efeito: da geometria de exposição (G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15. 134
- Figura 6.19b - Imagem simulada de 9 esferas da matriz com ampliação de 5 vezes para o sistema M3 ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), obtidas no eixo perpendicular ao tubo (nas posições do campo a, b, c, d, e, f, g, h e i), considerando o efeito: da geometria de exposição (G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15..... 135
- Figura 6.20a - Imagem simulada de uma esfera da matriz com ampliação de 5 vezes para o sistema M4 ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), obtida no eixo paralelo ao tubo (nas posições a, b, c, d e e do campo), considerando o efeito: da geometria de exposição (G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15. 136
- Figura 6.20b - Imagem simulada de 9 esferas da matriz com ampliação de 5 vezes para o sistema M4 ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), obtidas no eixo perpendicular ao tubo (nas posições do campo a, b, c, d, e, f, g, h e i), considerando o efeito: da geometria de exposição (G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15..... 137
- Figura 6.21a - Imagem simulada de uma esfera da matriz com ampliação de 5 vezes para o sistema M5a ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), obtida no eixo paralelo ao tubo (nas posições a, b, c, d e e do campo), considerando o efeito: da geometria de exposição (G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15..... 138
- Figura 6.21b - Imagem simulada de 9 esferas da matriz com ampliação de 5 vezes para o sistema M 5a ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), obtidas no eixo perpendicular ao tubo (nas posições do campo a, b, c, d, e, f, g, h e i), considerando o efeito: da geometria de exposição (G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15..... 139
- Figura 6.22a - Imagem simulada de uma esfera da matriz com ampliação de 5 vezes para o sistema M5b ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), obtida no eixo paralelo ao tubo (nas posições a, b,

- c, d e e do campo), considerando o efeito: da geometria de exposição (G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15..... 140
- Figura 6.22b - Imagem simulada de 9 esfera da matriz com ampliação de 10 vezes para o sistema M5b (dfo = dof = 20cm, 35 kVp, 4 mAs), obtidas no eixo perpendicular ao tubo (nas posições do campo a, b, c, d, e, f, g, h e i), considerando o efeito: da geometria de exposição (G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15..... 141
- Figura 6.23a - Imagem simulada de uma esfera da matriz com ampliação de 5 vezes para o sistema S1 (dfo = dof = 20cm, 35 kVp, 4 mAs), obtida no eixo paralelo ao tubo (nas posições a, b, c, d e e do campo), considerando o efeito: da geometria de exposição (G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15..... 142
- Figura 6.23b - Imagem simulada de 9 esferas da matriz com ampliação de 5 vezes para o sistema S1 (dfo = dof = 20cm, 35 kVp, 4 mAs), obtidas no eixo perpendicular ao tubo (nas posições do campo a, b, c, d, e, f, g, h e i), considerando o efeito: da geometria de exposição (G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15..... 143
- Figura 6.24a - Imagem simulada da matriz de anéis com 0,62mm de diâmetro para sistema M5b (dfo = dof = 25, 36 kVp, 6 mAs), considerando o sistema de registro EF4 com fator de intensificação (FI = 0,3)..... 145
- Figura 6.24b - Imagem digitalizada do radiograma da matriz de anéis com 0,62mm de diâmetro obtido com o sistema M5b (dfo = dof = 25, 36 kVp, 6 mAs) e sistema de registro EF4..... 145
- Figura 6.25a - Imagem simulada da matriz de fios 1 com 0,62mm de diâmetro para o sistema M5b (dfo = dof = 25 cm, 36 kVp, 6 mAs), considerando o sistema de registro EF4 com fator de intensificação (FI = 0,3)..... 146
- Figura 6.25b - Imagem digitalizada do radiograma da matriz de fios 1 com 0,62mm obtido com o sistema M5b (dfo = dof = 25 cm, 36 kVp, 6 mAs) e sistema de registro EF4..... 146
- Figura 6.26a - Imagem simulada da matriz de fios 2 com 0,62mm de diâmetro para o sistema M4 (dfo = dof = 20 cm, 35 kVp, 2,0s), considerando o sistema de registro F8..... 147
- Figura 6.26b - Imagem digitalizada do radiograma da matriz de fios 2 com 0,62mm de diâmetro obtido com sistema M4 (dfo = dof = 20 cm, 35 kVp, 2,0s) e sistema de registro F8..... 147
- Figura 6.27 - Imagem simulada da matriz de anéis com 0,62mm de diâmetro para sistema M4 (dfo = dof = 20 cm, 35 kVp, 4 mAs), considerando o sistema de registro F2 com fator de intensificação (FI = 0,2)..... 148
- Figura 6.28 - Imagem simulada da matriz de anéis com 0,62mm de diâmetro para sistema M4 (dfo = dof = 20 cm, 35 kVp, 4 mAs), considerando o sistema de registro F9. 148

Figura 6.29 - Imagem simulada da matriz de fios 1 com 0,62mm de diâmetro para sistema M4 (dfo = dof = 20 cm, 35 kVp, 4 mAs), considerando o sistema de registro F2.	149
Figura 6.30 - Imagem simulada da matriz de fios 1 com 0,62mm de diâmetro para sistema M4 (dfo = dof = 20 cm, 35 kVp, 4 mAs), considerando o sistema de registro F8.	149
Figura 6.31 - Imagem simulada da matriz de fios 2 com 0,62mm de diâmetro para sistema M4 (dfo = dof = 20 cm, 35 kVp, 4 mAs), considerando o sistema de registro F4.	150
Figura 6.32 - Imagem simulada da matriz de fios 2 com 0,62mm de diâmetro para sistema M4 (dfo = dof = 20 cm, 35 kVp, 4 mAs), considerando o sistema de registro EF9 com fator de intensificação (FI = 0,3).....	150
Figura 6.33a - Imagem simulada da matriz de esferas para sistema M1 (dof = dfo = 20cm, 35 kVp, 4 mAs), considerando o sistema de registro F8.	151
Figura 6.32b - Fotografia da tela do microcomputador contendo a Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M1(dof = dfo = 20cm, 35 kVp, 4 mAs), considerando o sistema de registro F8.....	152
Figura 6.34a - Imagem simulada da matriz de esferas para sistema M1 (dof = dfo = 20cm, 35 kVp, 4 mAs), considerando o sistema de registro F8 com ampliação de 3 vezes.	152
Figura 6.34b - Fotografia da tela do microcomputador contendo a Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M1 (dof = dfo = 20cm, 35 kVp, 4 mAs), considerando o sistema de registro F8 e ampliação de 3 vezes.....	153

LISTA DE TABELAS

Tabela 3-1 - Combinações de écran-filme ([CURRY III 90]).	45
Tabela 5-1 - Medidas do ponto focal e ângulo de inclinação para alguns sistemas de raios-X.	102
Tabela 5-2 - Sistemas de Registro de Imagem utilizados.....	103
Tabela 5-3 - Condições de exposição da matriz de orifícios.	104
Tabela 5-4 - Condições de exposição da matriz de esferas.	104
Tabela 5-5 - Condições de exposição da matriz de anéis.....	105
Tabela 5-6 - Condições de exposição da matrizes de fios 1 e 2.....	105

RESUMO

A presente pesquisa objetiva essencialmente o desenvolvimento de um método para prever a influência do sistema de registro sobre a nitidez de imagens radiográficas por simulação computacional, procurando apresentar previamente na tela do microcomputador a imagem a ser obtida para cada tipo de filme ou combinação écran-filme usada durante a exposição.

O método proposto tem condições de proporcionar uma ampla avaliação da qualidade de sistemas radiográficos em razão da quantidade de fatores que permite combinar na investigação, como ponto focal, efeito "Heel", magnificação, característica de campo e características de filmes e écrans. A simulação investiga a influência que um tipo de filme ou combinação écran-filme exerce sobre a nitidez da imagem, possibilitando conhecer previamente a imagem final a ser obtida com diferentes equipamentos e sistemas de registro.

ABSTRACT

The purpose of this work is the development of a method designed to predict the influence of the record system on radiographic images sharpness by computer simulation. The aim of this research is to show on the monitor the image to be obtained with any type of film or screen-film combination used during the x-ray exposure.

The method provides a wide quality evaluation of radiographic systems because of the number of parameters which can be combined in the investigation, such as focal spot, Heel effect, magnification, field characteristics of films and screen-film combinations. The simulation investigates therefore the influence of a particular type of film or screen-film combination on the image sharpness, and allows to know previously the output image to be obtained with different x-ray equipments and record systems.

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

1.1. Motivação

Um sistema de imagem radiológica deve proporcionar ao radiologista imagens de alta qualidade, com realce do contraste, alta resolução e baixo ruído a um nível reduzido de dose no paciente a fim de permitir o diagnóstico preciso.

Uma das grandes dificuldades no controle de qualidade de equipamentos de radiodiagnóstico em geral e mamográficos, em particular, é avaliar exatamente o quanto de degradação é introduzida pelo foco e pelo sistema de registro na imagem final. Essa questão se torna ainda mais relevante quando se utiliza a técnica de magnificação radiográfica para realçar a imagem de objetos pequenos, que, por outro lado, pode reduzir a resolução por aumento da penumbra.

Diversos métodos foram apresentados para a avaliação dos sistemas radiográficos notadamente com base em imagens obtidas no centro do campo de radiação. Entretanto, a alta complexidade teórica de alguns e a subjetividade associada à análise dos resultados de outros têm limitado a eficiência de sua aplicação, assim como o fato de todos esses métodos serem aplicados no centro do feixe de raios-X, não avaliando a qualidade da imagem nas condições do exame radiológico real em que é inevitável o deslocamento das estruturas anatômicas a serem radiografadas.

Recentemente, nosso grupo do Laboratório de Análise e Digitalização de Imagens tem realizado pesquisas voltadas à avaliação da imagem radiográfica cujas deformações são causadas pela variação do tamanho finito do ponto focal ao longo de todo o campo de radiação. Tal avaliação é realizada por investigação do ponto focal efetivo (tamanho e formato) medido no centro do campo e o seu efeito em objetos

posicionados em diferentes localizações sob o feixe de raios-X, finalizando com a apresentação da imagem em tons de cinza num plano paralelo ao plano imagem. O objetivo dessas pesquisas, portanto, é proporcionar uma relação física entre os resultados obtidos na simulação e a qualidade das imagens produzidas pelo ponto focal sob análise. Esta relação física é dada por imagens simuladas onde estão embutidas as deformações (distorção, magnificação, penumbra) causadas pelo ponto focal e geometria de exposição (parâmetros do ponto focal, parâmetros do objeto e técnica de magnificação) empregada.

No que se refere ao sistema de registro da imagem (filmes e combinações écran-filme), alguns centros radiológicos avaliam-no particularmente no aspecto do resultado pós-processamento, o que depende de uma série de fatores, principalmente condições de exposição e condições da processadora. Em função de tais avaliações, e principalmente em função da constatação do aumento de radiografias rejeitadas ou o aumento da repetição de exames, o sistema de registro em uso é checado ou substituído por outro. Entretanto, não tem sido empregado qualquer método que forneça uma relação física entre os resultados das avaliações do sistema de registro e a qualidade da imagem final, representada por sua condição de nitidez. Na verdade, na maioria dos casos, os resultados não apontam o quanto um particular sistema é bom ou ruim, mas apenas indicam o quanto ele é melhor ou pior do que um padrão.

Portanto, o objetivo da presente pesquisa é investigar o papel exercido pelo sistema de registro da imagem radiográfica - seja ele constituído por uma combinação écran-filme ou apenas pelo filme radiográfico - na qualidade da imagem final e desenvolver um método que permita avaliar a influência desse sistema, sendo capaz de prever, por simulação computacional, a relação de nitidez da imagem produzida por cada equipamento com o tipo de objeto e, sobretudo, o tipo de combinação écran-filme ou filme radiográfico utilizado.

1.2. Organização do Trabalho

O presente trabalho está disposto da seguinte maneira:

Capítulo 2: Discute as características físicas do filme de raios-X; a exposição direta aos raios-X; o processo de formação da imagem; as características sensiométricas; o processo de revelação do filme e sua importância; e os cuidados a serem tomados com os filmes de raios-X.

Capítulo 3: Descreve as características físicas dos écrans reforçadores; suas propriedades e desempenho; os cuidados a serem tomados; a exposição écran-filme; e as combinações écran-filme simples e dupla, para radiologia em geral e especificamente para mamografia.

Capítulo 4: Apresenta os fatores que afetam a nitidez da imagem radiográfica, tais como: ponto focal, distribuição de intensidade, magnificação, característica de campo e efeito “Heel”.

Capítulo 5: Discorre sobre os métodos e processos empregados no desenvolvimento do procedimento de simulação da nitidez de imagens radiográficas.

Capítulo 6: Mostra os resultados obtidos com o procedimento de simulação desenvolvido.

Capítulo 7: Apresenta a discussão a respeito dos resultados e as conclusões sobre o método.

Capítulo 8: Descreve a bibliografia empregada.

CAPÍTULO 2

FILMES RADIOGRÁFICOS

Um feixe de raios-X após passar através do paciente e interagir com os diversos tecidos, emerge com intensidade variada, trazendo consigo toda a informação necessária a um particular exame radiográfico. Contudo, essa informação ainda não pode ser avaliada, é preciso transferi-la para um meio de armazenamento adequado à visão humana. Isso pode ser feito utilizando fita magnética, écran fluoroscópico, xerorradiograma ou filme. O filme é o material mais importante usado para registrar e mostrar a informação obtida resultante da atenuação do feixe de raios-X pelos diversos tecidos do paciente.

O filme pode ser exposto diretamente aos raios-X, mas a energia dos raios-X é comumente convertida antes em luz, por meio de écrans reforçadores, a qual é usada para expor o filme, pois os écrans absorvem mais raios-X e, além disso, o filme é mais sensível ao espectro de luz visível.

Os écrans são, basicamente, folhas finas compostas por material à base de fósforos, cuja principal propriedade consiste em transformar os fótons de raios-X em fótons de luz, para amplificar o efeito fotográfico no filme, sem aumento da dose no paciente. Nesse capítulo vamos nos ater sobre as características relacionadas ao filme radiográfico, ficando para o próximo capítulo, a discussão sobre as propriedades dos écrans e os resultados da aplicação de combinações écran-filme na radiografia.

2.1. Características Físicas

O filme é constituído basicamente por 4 camadas: camada protetora ou adesiva, base, emulsão e camada adesiva ou interface como esquematizado na figura 2.1.

Figura 2.1 - Composição de um filme de dupla emulsão ([CURRY III 90]).

2.1.1. Camada Protetora ou Adesiva

Os filmes de um modo geral, de acordo com T.S. Curry III *et al.* em [CURRY III 90], possuem uma camada de gelatina dura sobre a emulsão. Esta camada tem a finalidade de proteger a emulsão antes e após o processamento do filme, evitando rachaduras, pressão e contaminações, facilitando também a manipulação do filme antes da exposição.

2.1.2. Base

Conforme [CURRY III 90], a base do filme é uma camada transparente em torno de 0,2 mm de espessura, que atua como suporte para a emulsão. São três as características da base a serem consideradas: (a) não pode absorver muita luz quando a radiografia é feita; (b) flexibilidade, espessura e comprimento da base devem permitir fácil processamento, ou seja, ela deve ser flexível e inquebrável, de fácil manuseio e suficientemente rígida para ser posta dentro de uma caixa; (c) deve apresentar estabilidade dimensional, pois a forma e o tamanho não podem variar durante a revelação do filme ou durante o tempo de seu armazenamento.

Originalmente, a base consistia de placas de vidro. Com a 1ª Guerra Mundial em 1914, houve o corte do suprimento de vidros fotográficos da Bélgica e, somando-se a isso a necessidade de filmes para raios-X menos frágeis, para uso do exército, adaptou-se então para filmes radiográficos a base de nitrato de celulose usada pelos filmes fotográficos. Em 1924 surgiu a base de triacetato de celulose e em 1960 o primeiro filme radiográfico médico introduziu a base de resina de poliéster, que melhora a estabilidade dimensional, mesmo quando o filme é armazenado sob condições variadas de umidade, sendo, além disso, muito mais resistente e mais fino que o acetato. Sua espessura é em torno de 0,18mm e possui propriedades de manuseio aproximadamente iguais às do acetato.

2.1.3. Emulsão

Segundo [CURRY III 90], a emulsão é a camada do filme sensível à luz ou aos raios-X, cuja espessura, geralmente, é de 0,0127mm, dependendo do tipo de filme. A emulsão deve transmitir luz e ser suficientemente porosa, permitindo que durante o processamento químico os cristais de prata sejam penetrados. Assim, algumas emulsões são projetadas para serem expostas diretamente aos raios-X, por isso, são mais espessas de modo a absorver maior quantidade de fótons; outras são produzidas especificamente para serem usadas com écrans reforçadores. Se uma emulsão própria para exposição écran-filme for exposta diretamente aos raios-X, haverá necessidade de um nível de exposição de 50 a 100 vezes maior. Os filmes para sistema écran-filme ou possuem emulsão de ambos os lados ou de um único lado da base. A emulsão dupla foi introduzida por diminuir a exposição necessária para produzir uma imagem satisfatória, além de reduzir a dose no paciente. Entretanto, para exames de extremidades e mamografia dá-se preferência a filme com emulsão única, pois é necessário obter uma imagem com maior grau de nitidez, e porque o uso do filme de emulsão dupla ainda provoca um certo grau de deformação da imagem devido à exposição cruzada*.

* exposição da emulsão posterior pela luz produzida no écran anterior e vice-versa. É principalmente causada pela absorção incompleta da luz pela emulsão adjacente, que passa através da base do filme e alcança a emulsão oposta. Pode ser reduzida aumentando a capacidade de absorção do grão haleto de prata alterando a forma do cristal haleto de prata ou utilizando uma tinta vedante na base.

Segundo apostila fornecida pela Kodak ** e W. R. Hendee em [HENDEE 84], a espessura da camada de emulsão, o tamanho e a distribuição dos cristais na emulsão, os tipos de haletos de que são feitos os cristais, o modo como esses cristais foram sensibilizados durante a fabricação, e as diversas técnicas de controle durante a sua fabricação, determinam as características do filme: velocidade, contraste, forma da curva característica, granulação e sensibilidade óptica.

A emulsão, conforme exposto em [CURRY III 90], é composta por: (a) **gelatina**: é feita de osso de gado e mantém os grãos haletos de prata dispersos prevenindo o agrupamento deles; (b) **haletos de prata**: são elementos sensíveis à luz ou radiação e estão precipitados e emulsificados na gelatina sob condições exatas de concentração e temperatura. O método de precipitação determina o tamanho do cristal, perfeição estrutural e concentração.

Ainda de acordo com [CURRY III 90], há nos filmes radiográficos cerca de 90 a 99% de AgBr (brometo de prata) e de 1 a 10% de AgI (iodeto de prata). A presença de AgI torna a emulsão muito mais sensível do que uma emulsão só com AgBr, pois aquele possui número atômico maior, o que proporciona maior absorção dos ftons. O haleto de prata encontra-se suspenso na gelatina sob a forma de pequenos cristais, com um formato quase plano e triangular (vide figura 2.2), constituídos de íons de prata (Ag^+), íons de brometo (Br^-) e íons de iodeto (I^-), que se mantêm unidos em uma estrutura cúbica (vide figura 2.3) por um efeito de atração elétrica. Os cristais possuem de 1,0 a 1,5 microns de diâmetro com $6,3 \times 10^9$ grãos/ cm^3 na emulsão e cada grão contém entre 10^6 e 10^7 íons de prata (Ag^+).

** EASTMAN KODAK COMPANY Fundamentos de radiologia, 1980, 121p.
Passarei a referir-me a esta apostila como [KODAK 80].

Figura 2.2 - Cristal Haleto de prata

Figura 2.3 - Arranjo cúbico dos haletos de prata ([CURRY III 90]).

Esses grãos não formam cristais perfeitos, pois se não houvesse qualquer irregularidade, não seriam sensíveis à luz ou radiação. Dessa forma, não reagiriam com os fótons incidentes e não produziram a imagem. Entretanto, eles têm em sua superfície moléculas de sulfeto de prata (Ag_2S) - conhecidas como pontos de sensibilidade - que atuam como centros de captura da energia luminosa ou radiação para a formação da imagem latente, e alguns íons de prata fora de sua posição normal na estrutura cristalina, que podem se deslocar para o centro de captura e ajudar a formar a imagem, como ilustrado esquematicamente na figura 2.4.

As moléculas de Ag_2S são produto da reação entre o enxofre (S), adicionado à emulsão, e o haleto de prata. Um único cristal pode ter um ou mais desses pontos de sensibilidade.

Figura 2.4 - Esquema de um cristal mostrando o ponto de sensibilidade e elétrons livres.

(c) **Cor** : segundo M. Busselle em [BUSSELLE 88], a cor é responsável pelo espectro de sensibilidade do filme. Assim, as emulsões são acrescidas de corantes sensibilizadores que as tornam sensíveis para determinado comprimento de onda. No princípio, eram sensíveis ao azul, depois, novos corantes foram adicionados tornando-as sensíveis a outros comprimentos de onda. Há 4 tipos de filmes: (a) sensível ao azul; (b) ortocromático (sensível a azul-verde-vermelho); (c) pancromático (sensível a todo o espectro de luz visível); e (d) infravermelho (sensível a calor).

2.1.4. Camada Adesiva ou Interface

Em [HENDEE 84] verificamos que a camada adesiva é uma substância pouco espessa aplicada sobre a base do filme para uma perfeita união entre a base e a emulsão.

2.2. Formação da Imagem

De acordo com [DESPONDS 91], no radiodiagnóstico, um feixe de raios-X com intensidade uniforme, ao passar através de um paciente, interage com a estrutura física (diferentes tecidos com diferentes espessuras, número atômico e densidade). O produto desse processo de interação do feixe de raios-X com a matéria é uma saída de intensidade variável, contendo a informação da estrutura analisada, que é registrada por um detector de imagem, o filme, formando a imagem latente.

Segundo hipótese de Gurvey-Mott descrita por NEBLETTE¹ em 1962 *apud* [CURRY III 90], ilustrada na figura 2.5, o fóton absorvido dá ao elétron do íon Br⁻ energia suficiente para este escapar e mover-se no cristal até o ponto de sensibilidade (AgS).

¹NEBLETTE, C.B. Photography, its materials and processes, 6th Ed. New York, Van Nostrand, 1962 *apud* CURRY III, T.S.; DOWDEY, J.E.; MURRY Jr, R.C. Christensens introduction of the physics of diagnostic radiology, Ed. Lea & Febiger- Philadelphia, 4ª Edição, p.151-161, 1990

Este ponto de sensibilidade atua como um centro de captura, onde o elétron é temporariamente fixado, formando uma carga negativa que atrai um íon Ag^+ , neutralizando-o e formando um átomo de prata metálica, enquanto os átomos de bromo (Br) movem-se para a gelatina da emulsão.

O átomo de prata metálica formado atua também como centro de captura de elétron, e assim, repetidas vezes, dependendo da quantidade de fótons absorvidos, é produzido um aglomerado de prata metálica (vide figura 2.5).

Figura 2.5 - Processo de formação de imagem segundo Gurvey-Mott ([CURRY III 90]).

Conforme [CURRY III 90], esse aglomerado de prata metálica é o começo do que se conhece por imagem latente, imagem microscópica e invisível. Esses pontinhos de prata metálica são utilizados pelas substâncias químicas reveladoras como gancho, no qual a prata restante no cristal se adere, formando a imagem visível. Para que o grão seja revelado é necessário que pelo menos dois átomos de prata metálica estejam presentes no centro de imagem latente, o que corresponde à absorção de dois fótons.

2.3. Exposição

A exposição refere-se à quantidade de radiação que interage com o paciente e chega até o filme, que se encontra alojado em uma caixa denominada chassi radiográfico.

Segundo R.J. Wilks em [WILKS 87], numa exposição direta, a intensidade dos raios-X que passam pelo paciente depende dos detalhes da estrutura interna do corpo. Esta intensidade que emerge do paciente interage com o filme, produzindo um nível de densidade correspondente.

De acordo com [KODAK 80], de 1% a 5% dos fótons de raios-X interagem com o filme. Dessa forma, a exposição direta implica maior dose para o paciente, maior tempo de exposição e pode ocasionar borramento da imagem por movimentação do paciente em virtude do longo tempo de exposição, em alguns exames.

2.3.1. Chassi Radiográfico

O chassi radiográfico é uma caixa desenvolvida para alojar o filme (ou, uma combinação écran-filme) e proteger o material foto-sensível até o momento da exposição. A superfície anterior do chassi deve ser de material de baixo número atômico, com espessura reduzida para evitar atenuação indesejada, e a superfície posterior deve ser feita de material de alto número atômico para diminuir o retroespalhamento e aumentar a probabilidade de ocorrer uma interação fotoelétrica.

2.4. Características Sensitométricas

De acordo com [CURRY III 90], a visibilidade das informações registradas num filme para um diagnóstico preciso depende da forma como o filme responde à exposição à qual é submetido, e da forma como é processado. A resposta do filme à exposição direta aos raios-X ou à luz proveniente dos écrans reforçadores é extremamente importante para a seleção dos parâmetros da exposição (mAs, kVp), bem como para a seleção do tipo de filme ou combinação écran-filme. Dessa forma, a escolha do tipo de filme baseia-se nas suas propriedades sensitométricas.

2.4.1. Densidade

Conforme [HENDEE 84], a medida do enegrecimento do filme é denominada densidade fotográfica, densidade óptica ou simplesmente densidade, e segundo C. Brink *et al* em [BRINK 93], o termo densidade é definido como a taxa de intensidade de exposição incidente por intensidade transmitida.

De acordo com esses trabalhos, a faixa de intensidade de radiação à qual um filme é sensível está normalmente entre 5mR e 1000mR, melhor representada pelo logaritmo da exposição relativa, pois logaritmos conseguem expressar mais convenientemente uma ampla faixa de exposição num gráfico compacto e, além disso, a resposta fisiológica do olho para diferenças em intensidade de luz é logarítmica. Assim, a densidade óptica é definida matematicamente pela equação 2.1:

$$D = \log \frac{I_o}{I_t} \quad (2.1)$$

onde D é a densidade óptica, I_o é a luz incidente sobre a área do filme e I_t é a luz transmitida por aquela área do filme.

Figura 2.6 - Incidência e transmissão de fótons no filme .

Na figura 2.6 observa-se a incidência de fótons no filme e a pequena parcela de fótons que são transmitidos. De acordo com L. A. M. Scaff em [SCAFF 79] e E. G. Goes em [GOES 94], a opacidade (habilidade do filme para absorver a luz) é medida por $\frac{I_0}{I_t}$, e a transmitância (fração de luz que é transmitida pelo filme) é medida por $\frac{I_t}{I_0}$. Assim, verifica-se que menor transmissão de luz (densidade óptica alta) significa que o filme é mais escuro em relação àqueles com maior transmissão de luz (densidade óptica menor). No caso de um filme de dupla emulsão, a densidade óptica total resulta da soma das densidades de cada emulsão. Segundo [HENDEE 84], a densidade óptica proporcionada pela base do filme após seu processamento é em torno de 0,07 e é chamada de densidade de base (densidade óptica inerente). O véu de um filme de raios-X é produzido pelos grãos haleto de prata que foram revelados sem terem sido expostos; é maior ou menor, dependendo da velocidade do filme. A densidade óptica atribuída ao véu é em torno de 0,05, e aumenta com o tempo e temperatura de armazenamento do filme. A densidade da “base + véu” deve ser menor que 0,2. De acordo com [GOES 94], um filme com densidade 2,0 (1% de luz transmitida) é muito escuro quando visto no negatoscópio, e uma densidade de 0,25 a 0,30 (50% de luz transmitida) é muito mais claro.

2.4.2. Curva Característica

Segundo A. G. Haus & K. Rossmann em [HAUS 70], A. G. Haus *et al* em [HAUS 77] e H. E. Johns & J. R. Cunningham em [JOHNS 83], a curva característica é um gráfico, cujos eixos y e x contêm respectivamente, os dados referentes à distribuição bidimensional da densidade óptica e os dados referentes à distribuição bidimensional de fótons provenientes da exposição do filme aos raios-X ou à luz do écran reforçador. De acordo com [HENDEE 84], este gráfico é também conhecido como curva sensitométrica, curva de enegrecimento ou curva H-D. A expressão curva H-D é derivada do nome de Hurter e Driffield, que primeiro usaram a curva característica para descrever a resposta do filme fotográfico à luz.

De acordo com [HAUS 70] e [HAUS 77], uma análise da curva característica consiste na avaliação da capacidade de formação de imagem de um sistema convencional ou sistema écran-filme, proporcionando informações sobre o contraste, velocidade (sensibilidade) e sobre a faixa do logaritmo de exposição relativa que produz radiografias satisfatórias para o radiodiagnóstico (latitude). Altas e baixas taxas de exposição resultam em pequenas variações de densidade óptica, regiões conhecidas como patamar e base da curva característica, conforme ilustrado na figura 2.7. Segundo [HENDEE 84], uma radiografia com densidades ópticas nessas regiões fornecem uma imagem com contraste inferior, pois a parte importante da curva característica é a porção linear, onde a densidade óptica é proporcional ao logaritmo da exposição.

Figura 2.7 - Curva Característica apresentando a faixa de densidade útil

Carl Vyborny em [VYBORNY 79], verificou que essa curva sensiométrica é afetada pela qualidade do feixe de fótons usados para a exposição e pelas condições de processamento do filme (concentração das soluções, tempo e temperatura). Ele utilizou modelos teóricos e experimentos sofisticados para investigar a forma da curva característica, visando distinguir a diferença entre a curva característica de ambos sistemas. Segundo ele, os fatores básicos que determinam a forma da curva característica dos: (1) sistemas de registros compostos apenas pelo filme, são as propriedades intrínsecas da emulsão do filme, tais como tamanho do grão, sua distribuição, concentração e centros de imagem latente necessários para tornar o grão revelável; (2) sistemas écran-filme são: (a) também as propriedades intrínsecas da emulsão do filme; (b) exposição cruzada - centros de imagem latente produzidos pelo écran posterior na emulsão anterior e vice-versa; (c) contribuição do écran - centros de imagem latente

produzidos pelo écran posterior na emulsão posterior e centros de imagem latente produzidos pelo écran anterior na emulsão anterior; (e) fração de grãos do filme reveláveis pela interação direta aos raios-X; e (f) fração de grãos do filme que se tornaram reveláveis por outros meios, tais como elétrons ejetados dos écrans.

2.4.3. Métodos Sensitométricos

É costume descrever um filme sensitometricamente por meio da curva característica. Em geral, esta é fornecida pelo fabricante, pois oferece descrições científicas sobre o material foto-sensível da emulsão. Contudo, alguns métodos podem ser empregados a fim de determiná-la para os filmes convencionais ou combinações écran-filme. Segundo [HAUS 70] e [HAUS 77], esses métodos sensitométricos baseiam-se na forma como os vários sistemas de registro são expostos na prática, pois o tipo de exposição influencia a forma da curva.

Segundo eles, pode-se obter uma série de exposições relativas necessárias para cobrir toda a faixa de densidades do filme, mantendo a intensidade de raios-X constante e variando o tempo de exposição (sensitômetro de tempo escalonado), ou variando a intensidade de raios-X e mantendo o tempo de exposição constante (sensitômetro de intensidade escalonada). O uso de um ou outro método depende do sistema de registro cujas propriedades sensitométricas precisam ser medidas e da maneira que este mesmo sistema será usado. Para sistemas convencionais, ambos os métodos produzem a mesma curva característica; para os sistemas écran-filme, produzem curvas características diferentes, devido à falha de reciprocidade^{***} quando o filme é exposto à luz do écran. Assim, faz-se necessário utilizar o método sensitométrico que melhor simula as condições reais sob as quais o sistema de registro é exposto. O sensitômetro de intensidade escalonada é indicado para sistemas écran-filme, pois a distribuição das intensidades de raios-X que emergem de um objeto radiografado é variável, devido à diferença de atenuação dos fótons de raios-X pelas diferentes camadas da matéria. A forma mais comum de se variar a intensidade de radiação que alcança o filme é fazer uso

^{***} Na exposição direta aos raios-X, manter o produto da intensidade e o tempo constante ($E = I \times t = \text{constante}$), implica numa reciprocidade na formação do mesmo nível de densidade óptica no filme. Quando se utiliza combinação écran-filme isso não ocorre, o que contribui também para a formação de curvas H-D diferentes para cada sistema ([KODAK 80]).

da lei do inverso do quadrado da distância, ou seja, diminuir a intensidade de radiação afastando o filme da fonte de radiação.

[HAUS 77] introduziram um método preciso para determinação da curva característica, onde diferentes densidades são obtidas pela aplicação de várias exposições relativas no filme. Para tanto, desenvolveram um complexo e grande aparelho sensitômetro automático dedicado, um sensitômetro “inverso quadrado” (vide Figura 2.8), para a determinação da curva característica de filmes expostos diretamente a raios-X ou combinações écran-filme, utilizando sensitometria de tempo escalonado ou sensitometria de intensidade escalonada. Tal sensitômetro é constituído basicamente de: (a) uma fonte de raios-X emitindo radiação constante na faixa de diagnóstico; (b) janelas de exposição permitindo tempos de exposição precisos e reprodutíveis; (c) dispositivo automático permitindo variação da distância foco-filme para produção de incrementos constantes e conhecidos de exposição; (d) chassi radiográfico com combinação écran-filme e dispositivos para movimentá-lo; (e) um dispositivo para abrir e fechar as janelas de exposição, evitando que o filme seja exposto durante a movimentação do chassi; (f) e um diafragma na parte posterior destas janelas para limitar o tamanho do feixe, de modo que o filme “veja” toda a fonte para todas as distâncias, sem que haja espalhamento proveniente da interação do feixe com a mesa, parede e demais objetos.

COMBINAÇÃO ÉCRAN-FILME
COM CHASSI RADIOGRÁFICO

DISPOSITIVO PARA MOVIMENTAÇÃO DO CHASSI

ABERTURA PARA EXPOSIÇÃO DO FILME

Figura 2.8 - Sensitômetro desenvolvido por [HAUS 77].

Utilizando este sensitômetro automático de intensidade escalonada, Haus *et al* executaram 23 passos de incrementos de exposição logarítmica, com densidade uniforme em $\pm 0,01$, obtendo uma imagem gradativamente mais escura em uma direção e menos escura na direção oposta, conforme mostra a figura 2.9. Assim, com esta

imagem, e conhecendo os incrementos de exposição correspondentes a cada nível de densidade no filme, levantaram a curva característica do sistema.

Figura 2.9 - Tira sensitométrica obtida por [HAUS 77].

Uma das técnicas ainda hoje mais aplicadas, com as devidas otimizações, é a técnica da cunha escalonada. Segundo W. V. Bowles em [BOWLES 89], esta técnica fornece as informações necessárias à calibração da exposição, seleção de filmes, processamentos de monitoração e determinação da curva característica. O dispositivo empregado consiste de uma série de lâminas de espessuras conhecidas de um material consistente, tal como níquel, alumínio, cobre ou outros, e lembra uma escada de metal em miniatura (vide figura 2.10).

Figura 2.10 - Representação da cunha escalonada ([BOWLES 89]).

Conforme [KODAK 80], o feixe de raios-X penetra na cunha escalonada onde ocorre vários graus de absorção, dependendo da largura e espessura dos degraus. Assim, as áreas escuras do filme representam as partes mais penetráveis do objeto (degraus com espessuras menores) e as áreas mais claras as menos penetráveis (degraus com espessuras maiores). O tipo de material, a largura dos degraus e a diferença na espessura de um degrau para outro varia conforme a necessidade do experimento.

[BOWLES 89] descreve uma cunha escalonada utilizada para calibrar um sistema radiográfico industrial. A cunha escalonada projetada para este experimento consiste numa barra de aço, com degraus apresentando a mesma largura e uma diferença de 1,6mm na espessura de um para outro a fim de garantir densidade uniforme. Esta cunha em especial apresenta densidade 2,0 no degrau central, diminuindo na direção do degrau mais espesso e aumentando na direção oposta (vide Figura 2.11).

Figura 2.11 - Representação da imagem obtida expondo-se a cunha escalonada ([BOWLES 89]).

A. F. Frère *et al* em [FRÈRE 85], introduziram um outro método para determinar a curva característica. Neste método, a curva H-D é obtida a partir da distribuição de

densidades de duas imagens de fenda obtidas com duas exposições E_1 e E_2 conhecidas de uma mesma fenda sobre um filme. Estas imagens de fenda são digitalizadas utilizando-se um microdensitômetro, que transforma os níveis de cinza do filme, com passos de 25 microns, em valores binários correspondentes numa escala de 0 a 255 (8 bits). Para cada distribuição de intensidade em função da distância é levantada uma curva: a 1ª curva, F_1 , é resultante de uma exposição E_1 ; a 2ª curva, F_2 , de uma exposição $E_2 > E_1$, como ilustra a figura 2.12a. O ponto A, por exemplo, é um ponto da curva F_2 de densidade 0,5 a uma distância de 20 mm do início do filme. O ponto B é um ponto da curva F_1 que na mesma distância tem uma densidade de 0,7.

Conhecendo as exposições E_1 e E_2 , os pontos A e B podem ser colocados na curva H-D da figura 2.12b.

O ponto B' da curva F_2 tem a mesma densidade que o ponto B, então eles receberam a mesma quantidade de radiação e, na curva H-D correspondem a um mesmo ponto BB'. O ponto C é colocado na curva H-D com a mesma diferença de exposição relativa entre B, B' e C que entre A e B, B'. A curva H-D pode ser achada facilmente repetindo várias vezes o processo descrito acima

F_1 curva da fenda obtida com exposição E_1
 F_2 curva da fenda obtida com exposição E_2

Figura 2.12 - Método da superposição de [FRÈRE 85] para determinação da curva H-D: (a) distribuição de densidade de 2 imagens de fenda; (b) levantamento da curva H-D

2.4.4. Contraste

Segundo [KODAK 80], o contraste é a diferença de intensidade entre dois pontos, ou entre duas áreas da imagem.

No radiodiagnóstico o contraste radiológico é o produto do contraste do filme pelo contraste do objeto (também chamado de contraste subjetivo). Este é determinado pelas características atenuadoras dos raios-X pelo paciente e qualidade do feixe; enquanto o contraste do filme é uma característica inerente, que pode ser influenciada pelo processamento do filme. Assim, o contraste do objeto controla a exposição que alcança o filme, de modo que, áreas de maior atenuação proporcionam menor exposição do filme, e áreas de menor atenuação proporcionam maior exposição. O contraste do filme, por outro lado, mostra como o filme responde a essa exposição que incide sobre ele.

O contraste do filme é expresso pelo ângulo de inclinação da porção linear da curva característica, denominado gama (γ) ou pelo gradiente médio do filme (vide figura 2.13). De acordo com Busselle em [BUSSELLE 88], uma inclinação acentuada da curva indica alto contraste, enquanto o oposto ocorre para inclinação suave, e quanto maior for o gradiente médio, maior será o contraste e menor a latitude.

Figura 2.13 - Gradiente médio de um filme ([CURRY III 90]).

Segundo H. E. Johns & J. R. Cunningham em [JOHNS 83], o gradiente médio é definido pela equação 2.2:

$$\text{Gradiente Medio} = \frac{D_2 - D_1}{\log X_2 - \log X_1} \quad (2.2)$$

onde **D2** é a densidade óptica produzida por uma exposição **X2**, e **D1** é produzida por uma exposição **X1**.

Segundo [HAUS 77], [HENDEE 84] e [GOES 94], geralmente, **D1** e **D2** são tomadas como sendo 0,25 e 2,0 respectivamente, porque correspondem a faixa de exposição relativa que produz radiografias satisfatórias. [BRINK 93], por exemplo, num experimento para avaliação da qualidade da imagem, obteve o gradiente médio do filme a partir dos pontos de densidade óptica de “0,25 + véu” e densidade óptica de “2,0 + véu”.

2.4.5. Resolução

Segundo G. Borasi *et al* em [BORASI 92], a resolução é a capacidade do sistema em registrar imagens separadas de pequenos objetos muito próximos entre si e detalhes de alto contraste. De acordo com [MORGAN 62], essa capacidade do filme para registrar detalhes é expressa em pares de linha por milímetro, habitualmente medida, por exemplo, expondo aos raios-X o objeto de testes ilustrado na figura 2.14, composto por uma série de barras e espaços de igual largura, que se tornam gradativamente menores ao longo do objeto de testes. Dessa forma, é possível verificar o quanto de imperfeição haverá na imagem final obtida com determinado sistema radiográfico, observando-se onde o padrão de barras do objeto de testes perde definição.

Figura 2.14 - Padrão de teste usado na medida da resolução de filme [MORGAN 62].

2.4.6. Velocidade

De acordo com H. E. Johns & J. R. Cunningham em [JOHNS 83], a sensibilidade de um filme à radiação incidente é determinada pela exposição necessária para produzir uma densidade específica. A sensibilidade é também chamada de velocidade. Para [BUSSELLE 88], a velocidade do filme está associada ao tamanho do grão haleto de prata, pois o filme se torna mais rápido à medida que o tamanho do grão aumenta. Dessa forma, habitualmente dividem-se os filmes em: (a) *filme lento* - possui grão fino e uniforme e apresenta alto contraste com boa definição; (b) *filme médio* - possui grãos médios e definição suficientemente boa; (c) *filme rápido* - possui grãos grandes e alta velocidade, especialmente empregado para minimizar a dose no paciente, ou para reduzir a degradação da imagem provocada pelo movimento ocasionado pelos batimentos cardíacos. E finalmente, DENDY² *apud* [BRINK 93] expressa a velocidade através da equação 2.3:

$$v = \frac{1}{E} \quad (2.3)$$

onde v é a velocidade, e E é a exposição necessária para produzir uma densidade óptica de 1,0.

Na figura 2.15, o filme A requer menos exposição que o filme B, para produzir uma mesma densidade, por exemplo a densidade óptica 1,0.

²DENDY, P. P.; HEATON, B. Physics for radiologists, Blackwell Scientific Publications, Oxford, p.111, 1987 *apud* BRINK, C.; VILLIERS, J.F.K; LOTTER, M.G. The influence of film processing temperature and time on mammographic image quality. The British Journal of Radiology, v.66, n.788, p. 685-890, 1993

Figura 2.15 - Velocidade dos filmes A e B ([CURRY III 90]).

2.4.7. Latitude

Em [CURRY III 90], verificamos que a latitude também é obtida a partir da curva característica: trata-se da região de exposição a que o filme responderá com densidades utilizáveis no radiodiagnóstico, ou seja, a porção linear da curva (vide figura 2.16). A latitude e o contraste são inversamente proporcionais.

Figura 2.16 - Latitude de dois filmes ([CURRY III 90]).

2.5. Processamento do Filme

De acordo com [CURRY III 90], o processo de transformação da imagem latente em imagem visível num filme pode ser manual ou automático. Os departamentos de radiologia, de modo geral, utilizam o automático. Porém, as duas formas de processamento do filme diferem na temperatura e composição das substâncias químicas utilizadas. No processamento manual, a temperatura é mantida em torno de 20°C e, no automático, em torno de 35°C. Os elementos químicos fabricados para o processamento manual são menos concentrados que os de processamento automático, portanto, não funcionarão se forem empregados numa processadora automática. Quando se emprega o processamento automático, a revelação costuma ser mais uniforme e a qualidade é facilmente controlada. Entretanto, filmes de exposição direta devem ser processados manualmente, pois sua espessura é imprópria para o uso da processadora.

De acordo com [KODAK 80], o processamento automático ou manual do filme consiste de 4 etapas: revelação, fixação, lavagem e secagem. Entre a revelação e a fixação pode existir uma outra etapa - o banho interruptor.

2.5.1. Revelação

A revelação é um processo químico que torna a imagem latente, microscópica e invisível em uma imagem visível, 10 bilhões de vezes maior. É uma reação básica de redução, na qual o agente químico transforma, a partir do ponto sensível, os cristais expostos em prata metálica (vide figura 2.17).

Figura 2.17 - Cristais presentes na Imagem latente e após a revelação

De acordo com [KODAK 80], a composição da solução reveladora possui quatro componentes: (a) **agente revelador ou redutor** (hidroquinona com metol ou com fenidona); (b) **acelerador ou agente alcalino** (bórax ou NaCO_2) para reduzir o tempo de revelação; (c) **moderador ou inibidor** (brometo de potássio ou iodeto de potássio) para evitar a extrema atividade de certos reveladores, que poderia dar à imagem aspecto esfumado; (d) **conservador** (sulfato de sódio) para evitar a perda de eficiência da solução reveladora por oxidação.

2.5.2. Banho Interruptor

Conforme [KODAK 80], o banho interruptor consiste em um banho de ácido acético puro e incolor, que interrompe a revelação do filme a qualquer momento. Ele remove a espuma de cálcio que se forma na superfície do filme durante a revelação e

evita que as camadas da gelatina fiquem excessivamente inchadas. Deixa o filme em estado ácido para entrar no fixador, preservando a acidez e propriedades de endurecimento deste último.

2.5.3. Fixação

O processo de fixação torna a imagem revelada no filme permanente. O agente fixador remove somente os cristais que não foram expostos, pois se estes não forem eliminados da emulsão, acabam sendo decompostos pela luz degradando, com isso, a imagem. Segundo W. E. J. McKinney em [MCKINNEY 89], os elementos químicos, agentes desembaraçadores usualmente empregados, são o trissulfato de sódio e o trissulfato de amônia.

Ainda segundo [MCKINNEY 89], quando a temperatura do fixador é excessiva ou não é suficiente, a gelatina absorve mais um sal de alumínio (usado para endurecê-la), dificultando o processo de lavagem do filme e, conseqüentemente, colaborando para perda na qualidade da radiografia. [MCKINNEY 89] comenta que a temperatura da solução fixadora é fácil de ser controlada, e que deve ser monitorada constantemente.

2.5.4. Lavagem e secagem do filme

Um filme fixado pode amarelecer ou esmaecer, pois a solução fixadora contém compostos de enxofre, substância que reage com a prata, produzindo manchas no filme, parecidas com as da prataria doméstica em contato com o ar. Para evitar que isso ocorra, [MCKINNEY 89] dizem que se deve lavar meticulosamente o filme com água abundante e limpa, esclarecendo que o volume de água limpa utilizada em uma processadora automática deve ser 20l/min com temperatura em torno de 3 a 6°C durante 1,5 a 2,0 minutos. Se houver agitação da água, o volume é reduzido para 2l/min. Para o processamento manual, o tempo de lavagem é de 60 minutos.

De acordo com [CURRY III 90], atualmente existe uma solução química que substitui a água, visando principalmente a redução no tempo do banho.

Após a lavagem do filme, é preciso secá-lo com uma temperatura em torno de 38°C, em local limpo, pois a poeira adere-se à camada de gelatina, aumentando o véu.

Em [KODAK 80], observamos que, em temperatura ambiente e sob condições normais de umidade, a secagem completa do filme leva uma hora ou mais. Porém, uma redução nesse tempo de secagem pode ser obtida utilizando-se uma cabine aquecida, construída com um filtro que retém a poeira do ar de entrada e um exaustor. Essa redução no tempo de secagem depende mais da umidade relativa do ambiente do que da temperatura da cabine. Entretanto, se a cabine for equipada com um desumidificador do tipo usado na refrigeração, o tempo de secagem do filme em ambientes extremamente úmidos é reduzido.

2.5.6. Granulosidade

Conforme [KODAK 80] e [CURRY III 90], a granulosidade consiste no aumento do grão haleto de prata e ocorre quando o tempo de exposição é prolongado, ou a temperatura de revelação é alta, ou quando o revelador é mais ativo. No caso da exposição, a luz ou radiação penetra cada vez mais profundamente na emulsão e os haletos de prata menos sensíveis tornam-se reveláveis, tornando a imagem cada vez mais saturada. No que tange à revelação, os cristais reveláveis agrupam-se formando um conglomerado de grãos aumentando o espaço entre as partículas que formam a imagem. Para obter um grão mais fino é necessário: (a) tempo de exposição correto; (b) temperatura de revelação adequada; (c) agente revelador suficientemente ativo; (d) tempo de revelação suficiente; e (e) agitação moderada da solução reveladora.

2.5.7. Importância do Processamento do Filme

Segundo alguns pesquisadores, entre eles J. Law & A. E. Kirkpatrick em [LAW 88], J. M. Kofler e J. Gray em [KOFLER 91], R. B. Medeiros *et al.* em [MEDEIROS 92], [BRINK 93], J. Upton *et al* em [UPTON 95], as condições de processamento adequadas são tão importantes quanto uma adequada exposição, pois alterações no processamento dos filmes radiográficos produzem alterações na densidade, velocidade, resolução e contraste, resultando em radiografias de baixa qualidade.

Essas condições de processamento responsáveis pela perda da nitidez da imagem radiográfica são:

- **Soluções esgotadas**

A solução de revelação esgotada produz negativos subrevelados, pois o agente revelador é insuficiente para construir boa densidade. Com um revelador parcialmente esgotado, perdem-se detalhes das sombras. A imagem pode também ser totalmente perdida. Negativos produzidos com um fixador esgotado parecem ter sido sobre-revelados.

- **Tempo de processamento**

O tempo de revelação deve ser controlado, pois quanto mais tempo o agente químico revelador atua sobre o filme, maior quantidade de prata metálica é produzida, resultando em uma imagem escura. Aumentar ou reduzir o tempo de revelação significa atuar mais pronunciadamente sobre o contraste do que sobre a densidade geral, pois a densidade da prata na imagem não cresce uniformemente. O tempo determina o grau de penetração do revelador na emulsão e a intensidade com a qual revela os cristais de prata. Ao entrar em contato com a emulsão, o agente químico revelador atua, primeiro e lentamente, sobre os cristais superficiais, produzindo os pontos mais claros da imagem.

Tempo insuficiente de fixação contribui para que os cristais não expostos permaneçam na emulsão e mais tarde escureçam-na. W. E. J. McKinney em [MCKINNEY 89], comentou que os cristais que não são totalmente removidos provocam o amarelecimento da radiografia e, conseqüentemente, a perda de informações. A parte da radiografia onde restou alguns cristais fica inicialmente com uma coloração verde, depois amarela e finalmente marrom escuro.

- **Temperatura de processamento**

Segundo [CURRY III 90], muitos dos produtos químicos empregados no processamento de filmes são sensíveis a variações de temperatura. Muitos deles, empregados na revelação, na fixação e em outros processos, têm seu poder de ação reduzido, ou mesmo interrompido, caso a temperatura aumente ou diminua em relação à temperatura limite fixada pelos fabricantes. Conforme [KODAK 80], velocidade e

contraste podem mudar significativamente dependendo da temperatura do agente revelador.

• Agitação

A agitação das soluções, principalmente a solução reveladora, é importante para evitar padrões repetitivos de fluxo do líquido sobre a superfície do filme. Em processadora automática é feita por um dispositivo automático sem maiores problemas, mas é crucial para processamento manual, onde o ritmo da movimentação deve ser o mais correto possível.

Acreditando na importância do processamento do filme para o processo de formação da imagem, Law & A. E. Kirkpatrick em [LAW 88], investigou as condições de processamento, efetuando comparações de imagens obtidas com tempos de processamento de 2,5 a 4 minutos, temperatura de 30°C a 36°C, processadoras automáticas de “design” diferente, entre elas uma Dupont T5A e uma Dur Processor, química Kodak, filme e écran Kodak Min-R, aparelho de raios-X CGR 500t a 25 kVp e distância foco-filme de 55 cm. Assim, [LAW 88] puderam concluir que a qualidade da imagem pode ser afetada por um tempo de processamento superior a 3,5 minutos, enquanto que a química, o modelo da processadora e temperatura parecem não produzir nenhum efeito; concluíram ainda que a dose necessária para obter uma densidade específica depende significativamente do tempo e temperatura, entretanto, o modelo da processadora e a química produzem pouco ou nenhum efeito. Concluíram também que a temperatura de 36°C e tempo de 3,5 minutos é ideal, principalmente para mamografia.

J. M. Kofler e J. Gray em [KOFLER 91], utilizaram 5 tipos de filmes (T-Mat M, T-Mat L, NMB, OC, XL), sensitômetro e algumas processadoras. Expuseram os filmes e os processaram de 30 minutos a 4 horas depois, atraso introduzido para estabilização da imagem latente, e verificaram que estes filmes, juntamente com aqueles expostos diretamente a raios-X são menos sensíveis às condições de processamento. Verificaram também que estes filmes são sensíveis à solução reveladora contaminada e que o contraste geral e de “base + véu” apresentam variação para alterações nas condições de processamento.

E. A. Sickles em [SICKLES 95], em estudos de laboratório, observou que, dependendo do tempo de atraso entre a exposição e o processamento do filme e o tipo de sistema de registro, ocorre uma diminuição de 5 a 39% na velocidade do filme, e de 3 a 5% no contraste, devido à perda da imagem latente, que é causada pela instabilidade da imagem radiográfica. Contudo, esse atraso é muito útil no processamento de filmes em lote, no fim de um dia de trabalho, proporcionando redução nos custos.

R. B. Medeiros *et al.* em [MEDEIROS 92], utilizaram 3 tipos de filmes sensíveis ao azul (IBF, Kodak, Microray), 2 processadoras (X-Omatic Kodak M6AN, X-Omatic Kodak M2OBR), termômetro de dilatação analógico Teltru, sensitômetro e densitômetro MRA. [MEDEIROS 92] sensibilizaram os filmes e compararam as respostas sensitométricas dos diferentes filmes nas duas processadoras automáticas diariamente por um período determinado, avaliando as alterações na qualidade da imagem radiográfica em virtude de variações, ou seja, aumentos ou diminuições nos valores dos parâmetros relativos ao filme (velocidade, gradiente, “base + véu”) e parâmetros relativos às processadoras automáticas (temperatura do revelador, tempo de revelação). Observaram que: (a) os parâmetros velocidade, gradiente e “base+véu” variam de um filme para outro, refletindo as diferentes características de suas fabricações; (b) os parâmetros velocidade, contraste e “base+véu” dos filmes e a temperatura do revelador variam significativamente de uma processadora para outra; (c) durante o período de avaliação dos parâmetros, aqueles que mais sofreram variações foram a velocidade e “base + véu” dos filmes, provocadas pelas trocas ou reaproveitamento dos produtos químicos.

C. Brink *et al* em [BRINK 93], utilizaram 3 conjuntos de 24 filmes Dupont Cronex Microvision, écran Kodak Min-R, processadora Protec Model M45, química Dupont Cronex, exposição a 25 kVp e variação de tempo de 20s a 50s, incrementado de 10s e temperatura de 35°C a 40°C, incrementada de 1°C. Investigaram as condições de processamento do filme, visando a avaliar a qualidade da imagem e buscando uma redução na dose, obtendo com isso informações sobre o gradiente médio, velocidade e “base + véu”. Concluíram que a temperatura de 36 °C e tempo de 3,2 minutos é ideal para rotina mamográfica com essa mesma configuração.

Todos estes pesquisadores verificaram a necessidade e a importância de se implantar um programa de controle de qualidade envolvendo o processamento do filme.

2.6. Cuidados com os Filmes

Conforme [KODAK 80], o filme de raios-X é sensível também à luz, vapores químicos, raios gama e gases. A foto-sensibilidade é perecível e deteriora com o tempo, temperatura, umidade, pressão; deteriora na presença de qualquer material radioativo. Portanto, os pacotes fechados de filmes devem ser armazenados em local limpo, protegido da radiação e a uma temperatura em torno de 10° a 21°C; os pacotes abertos, além das condições anteriores, devem ser armazenados sob umidade do ar em torno de 30% a 50%. O estoque de filmes deve ser inspecionado por um programa de controle de qualidade e deve ser usado de modo que os pacotes mais antigos sejam empregados primeiro. O cuidado com o manuseio dos filmes é extremamente importante, pois evita a deformação física e perda de nitidez na imagem, resultantes de descargas de eletricidade estática, pressão, empenamento, enrugamento e fricção. Cuidados também devem ser tomados com o chassi.

CAPÍTULO 3

ÉCRANS REFORÇADORES E COMBINAÇÃO ÉCRAN-FILME

3.1. Écrans Reforçadores

Segundo [KODAK 80] e T. S. Curry III *et al* em [CURRY III 90], na exposição direta do filme aos raios-X, de 1 a 5% dos fótons do feixe primário interagem com o filme, formando a imagem latente, e o restante da energia é desperdiçado. Com o intuito de compensar esta perda de energia, reduzir a dose no paciente e diminuir o tempo de exposição, introduziu-se o écran reforçador, cuja função é absorver os raios-X que emergem do paciente e converter cada fóton em um jato de fótons de luz visível, os quais são mais facilmente absorvidos pelo filme e interagem com o material foto-sensível, formando a imagem latente. Conforme R. J. Wilks em [WILKS 87], o brilho da luz emitida pelo écran é diretamente proporcional à radiação incidente: quanto maior a intensidade dos raios-X, maior a intensidade de luz emitida.

Contudo, o uso do écran, segundo [CURRY III 90], introduz um certo grau de borramento na imagem, pois ocorre uma difusão da luz, e esta *reduz a resolução*. Entretanto, as vantagens do écran, principalmente a redução da dose no paciente, compensam a degradação da qualidade da imagem. De acordo com A. G. Haus em [HAUS 90], os primeiros écrans reforçadores para filmes de raios-X, os écrans de tungstato de cálcio (CaWO_4), foram fabricados em 1896, um ano após a descoberta dos raios-X, permitindo uma redução de 50 a 100 vezes na exposição.

3.1.1. Características Físicas

De acordo com [CURRY III 90], um écran reforçador possui 4 camadas com espessura total em torno de 0,4mm conforme ilustrado na figura 3.1: base, camada refletora, fósforo, camada protetora.

Figura .3.1 - Esquema da composição de uma écran reforçador ([CURRY III 90]).

A **base** é feita de plástico de poliéster ou cartolina de alta qualidade e serve como suporte para as demais camadas; deve ser flexível, não conter impurezas, ser quimicamente inerte e não descorar com a radiação ou com o tempo. O écran reforçador DuPont tem 0,254mm de espessura de plástico de poliéster, e os écrans Kodak X-Omatic e Lanex têm uma base similar de 0,18mm de espessura.

A **camada refletora** é constituída de óxido de magnésio ou dióxido de titânio e encontra-se espalhada sobre a base com uma espessura de 0,0254mm. A luz é produzida em todas as direções, mas uma pequena parte é emitida em direção ao filme. Portanto, a camada refletora é responsável pelo redirecionamento dos fótons espalhados, muito embora alguns écrans não possuam a camada refletora, tais como Kodak X-Omatic Fine e Kodak X-Omatic Regular.

A **camada de fósforo** é aplicada sobre a camada refletora ou sobre a base. Segundo C. Blasse e B. C. Grabmaier em [BLASSE 94], esta camada é constituída por um material luminescente, também chamado de fósforo. Os cristais de fósforo encontram-se suspensos em um plástico flexível, com uma espessura em torno de 0,08mm. Quanto maior a espessura do fósforo, mais rápido é o écran. De acordo com L. A. M. Scaff em [SCAFF 79], esta camada é responsável pela emissão de luz durante o período em que é estimulado pelos raios-X, processo conhecido como *luminescência*.

Quando a emissão de luz ocorre num intervalo de tempo de 10^{-8} segundos, o processo é chamado de *fluorescência*; ocorrendo num tempo superior a 10^{-8} segundos, recebe o nome de *fosforescência*.

A luz emitida tende a ser mais intensa quando aumenta o tamanho do cristal. Para ser usado em um écran reforçador, de acordo com [CURRY III 90], o fósforo deve apresentar determinadas características: (a) alta absorção de raios-X; (b) alta eficiência de conversão, ou seja, emitir uma grande quantidade de fótons de luz por interação (varia de fósforo para fósforo); (c) alto número atômico, pois aumenta a probabilidade de interação com a radiação; (d) adequado espectro de emissão de luz; (e) capacidade de resistir a variadas condições ambientais; e (f) mínima emissão após o estímulo pelos raios-X. A exata compreensão destas características proporciona melhorias na fabricação dos écrans.

Nas figuras 3.2, 3.3 e 3.4 podemos ver os cristais de fósforo que compõem alguns écrans, seu formato e disposição, bastante ampliados para a visualização.

Figura 3.2 - Écran de CaWO_4 , cristal de fósforo ampliado 1000 vezes ([BLASSE 94]).

Figura 3.3 - Écran de $\text{Y}_2\text{O}_2\text{S}:\text{Eu}$, cristal de fósforo ampliado 2000 vezes ([BLASSE 94]).

Figura 3.4 - Écran de $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}:\text{Tb}^{3+}$, cristal de fósforo ampliado 2500 vezes ([BLASSE 94]).

A **camada protetora**, finalmente, é composta de plástico. Apresenta uma espessura de 0,02mm e é aplicada sobre a superfície da camada de fósforo para protegê-la de desgastes, umidade, manchas, eletricidade estática, e também constitui uma superfície para limpeza periódica. Essa camada deve ser fina a fim proporcionar nitidez da imagem.

3.1.2. Propriedades dos Écrans

(A) Velocidade

A velocidade do écran refere-se à eficiência de conversão de raios-X em luz. Os fatores que independem do operador do sistema e que afetam a velocidade do écran reforçador são: (a) a espessura da camada de fósforo, pois quanto mais espessa, maior será a conversão de raios-X em luz visível; (b) a composição da camada de fósforo (tungstato de cálcio, terras-raras, outros); (c) o tamanho do cristal de fósforo, pois quanto maior, maior será a emissão de luz ; e (d) a presença ou não de tinta absorvedora de luz na camada de fósforo, que serve para absorver parte da luz espalhada no écran. Um outro fator que exerce influência sobre a velocidade do écran reforçador, de acordo com [CURRY III 90], é a qualidade da radiação: quando a kVp aumenta, o fator de intensificação diminui. Assim, a habilidade do écran em registrar detalhes é inversamente proporcional à velocidade. Os fósforos recentemente empregados na fabricação dos écrans, constituem um esforço para aumentar a velocidade, melhorar o espectro de luz, e possibilitar a redução da kVp. Há três modos de se aumentar a velocidade dos écrans reforçadores: (a) aumentar a camada de fósforo, (b) aumentar a eficiência de conversão, (c) aumentar a capacidade de absorção do fósforo.

Camadas de fósforo mais espessas absorvem mais fótons. Porém, causam borramento na imagem, devido à difusão da luz. Portanto, pode-se aumentar a velocidade dos écrans aumentando a espessura da camada de fósforo, desde que haja um compromisso entre velocidade e nitidez da imagem. Por exemplo, um écran DuPont Par Speed de CaWO_4 absorve 20% dos fótons; já o DuPont Hi Plus absorve em torno de 40% dos fótons, sendo, no entanto, tão rápido quanto o Par Speed.

Segundo R. A. Buchanan [BUCHANAN 72], a eficiência de conversão dos raios-X em luz dos écrans de CaWO_4 é em torno de 5%. Entretanto, a dos écrans de terras-

raras é significativamente maior. Por exemplo, a eficiência de écrans de oxissulfeto de ítrio ($\text{Y}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$), lantânio (LaOBr:Th), e gadolínio ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$), está em torno de 18%.

Os fósforos de terras-raras, conforme [CURRY III 90], absorvem um fóton de raio-X e produzem 4000 fótons de luz, enquanto que os fósforos de CaWO_4 absorvem um fóton de raio-X e produzem 1000 fótons de luz. Um aumento na capacidade de absorção do fósforo pode ser obtido com um aumento da espessura da sua camada, ou melhorando as suas características de absorção. Os écrans de CaWO_4 absorvem 20%, os écrans de CaWO_4 de alta velocidade absorvem 40% e os écrans de terras-raras absorvem 60% dos raios-X incidentes. O aumento da absorção em écrans rápidos de CaWO_4 ocorre devido ao aumento da espessura da camada de fósforo, e nos écrans de terras-raras ocorre devido a melhoras nas características de absorção do fósforo.

Segundo J. W. Castle em [CASTLE 77] e C. J. Vyborny *et al* em [VYBORNÝ 77], B. Michael Moores & A. Walker em [MOORES 78], a posição da energia da camada K do fósforo tem uma influência significativa sobre a absorção dos raios-X de diferentes écrans. Observando as curvas de absorção destes fósforos ilustradas na figura 3.5, notamos que:

Figura 3.5 - Comparação das curvas de absorção de raios-X de alguns fósforos ([CURRY III 90]).

• **CaWO₄ e Gd₂O₂S:Tb**

Absorvem igualmente até 50 keV, energia da camada K do gadolínio (Gd); de 50,2 keV até 70 keV, energia da camada K do tungstênio (W), os écrans de terras-raras mostram-se mais vantajosos que os de CaWO₄ por causa da diferença de absorção fotoelétrica dos fósforos;

• **CaWO₄ e LaOBr**

Absorvem igualmente até 39 keV, energia da camada K do lantânio (La); de 39,1 keV até 70 keV, energia da camada K do tungstênio (W), os écrans de terras-raras mostram-se mais vantajosos que os de CaWO₄ por causa da diferença de absorção fotoelétrica dos fósforos e;

• **CaWO₄ e Y₂O₂S:Tb**

Absorvem igualmente de 17 keV, energia da camada K do ítrio (Y), até 70 keV, energia da camada K do tungstênio (W); porém, os écrans de terras-raras produzem mais fótons de luz, devido à maior eficiência de conversão (18%) que os écrans de CaWO₄ (5%).

C. J. Vyborny *et al* em [VYBORNÝ 80], estudando sistemas écran-filme, com filme de emulsão dupla, mais usado nos procedimentos de radiodiagnóstico, verificaram que a energia absorvida pelo écran é afetada pela energia da camada K do fósforo, e é apenas ligeiramente afetada pelo filme. Assim, C. J. Vyborny *et al* efetuaram o cálculo da energia absorvida pelo écran desprezando o efeito do filme sobre a absorção total. H-P Chan & K. Doi em [CHAN 83], confirmaram mais tarde que o efeito do filme é realmente negligenciável.

Segundo C. J. Vyborny *et al*, quando a energia de raios-x incidente é abaixo da energia da camada K do fósforo, a absorção é expressa por :

$$A(E) = \left(\left[\frac{\sigma_p(E)}{\sigma_{tot}(E)} \right] \right) + f_s(E) \left(\left[\frac{\sigma_s(E)}{\sigma_{tot}(E)} \right] \right) F(E) \quad (3.1)$$

onde $F(E)$ é a medida experimental da atenuação dos raios-x pelo écran, $f_s(E)$ é a fração de fótons espalhados que são absorvidos, e $\sigma_p(E)$, $\sigma_s(E)$ e $\sigma_{tot}(E)$ são, respectivamente, o efeito fotoelétrico (corresponde a 90% da absorção), o espalhamento

e energia total de raios-X da seção cruzada para o fósforo à energia E . Acima da energia da camada K do fósforo, a absorção é expressa por:

$$A(E) = \left(\left[\frac{\sigma_P(E) - \sigma_{PK}(E)}{\sigma_{tot}(E)} \right] + F_K(E) \left(\left[\frac{\sigma_{PK}(E)}{\sigma_{tot}(E)} \right] + f_i(E) + \left(\left[\frac{\sigma_s(E)}{\sigma_{tot}(E)} \right] F(E) \right) \right) \quad (3.2)$$

onde $\sigma_{PK}(E)$ é a seção de cruzamento para as interações da energia da camada K, $F_K(E)$ é obtido de:

$$f_i(E) = (1 - \omega) + f_a \omega \left([1 - E_a/E] + P_a [E_a/E] \right) + f_\beta \omega \left([1 - E_\beta/E] + P_\beta [E_\beta/E] \right) \quad (3.3)$$

onde ω é o rendimento da fluorescência, f_a e f_β , as quantias fracionais das radiações características produzidas (K_a e K_β), e P_a e P_β , as probabilidades das radiações características produzidas serem reabsorvidas.

De acordo com [KODAK 80], a velocidade do écran é expressa pelo inverso da exposição necessária para produzir densidade óptica 1,0 no filme (como na equação 2.3). É costume classificar os écrans separando-os de acordo com a saída de luz (velocidade). Assim, há 3 categorias: (a) baixa velocidade (alto poder de resolução); (b) meia velocidade (poder de resolução intermediário); e (c) alta velocidade (baixo poder de resolução). O relacionamento entre estas categorias é comumente descrito tomando uma como padrão, geralmente CaWO_4 , e comparando-as. Contudo, estas categorias não são claramente definidas, uma vez que a emissão de todos os écrans depende da qualidade do feixe de raios-X. Desta forma, alguns écrans que se classificariam como de alta velocidade, quando expostos a um feixe de determinada característica gerado por uma dada kVp, podem apresentar meia velocidade quando expostos a um outro feixe gerado por uma outra kVp. Por exemplo, a velocidade dos écrans de terras-raras varia muito mais com o aumento da kVp do que a dos écrans de CaWO_4 , apresentando o máximo de velocidade a 80 kVp e menos velocidade a baixas e altas kVp's (vide figura 3.6).

Figura 3.6 - Resposta à kVp de écrans DuPont ([CURRY III 90]).

Há esforços no sentido de estabelecer métodos para medir a velocidade do écran, a fim de evitar a possível confusão com a velocidade do sistema (combinação écran-filme). Contudo, ainda que fosse possível medir a velocidade individual do écran, esta não teria um valor fixo, pois sofre influência das condições de exposição. No entanto, para a formação da imagem radiográfica, a resposta da combinação écran-filme à exposição é de maior interesse que a resposta de cada um dos componentes individualmente, pois segundo H. M. Warren-Forward em [WARREN-FORWARD 95], a velocidade do sistema de registro é importante para a escolha de uma particular combinação écran-filme porque é inversamente proporcional à dose no paciente.

(B) Espectro de Luz

Conforme [MOORES 78], o espectro de luz emitido por um écran é uma característica do material usado na sua fabricação, e constitui uma valiosa informação quando se considera a resposta de diferentes filmes à luz emitida por um écran particular.

Segundo [BLASSE 94], os fótons de luz emitidos pelos écrans são mais facilmente absorvidos pelo filme do que os fótons mais energéticos de raios-X. Contudo, os écrans reforçadores devem combinar com a sensibilidade do filme, pois só assim obter-se-á melhor desempenho de ambos e sem perdas na velocidade dos écrans.

De acordo com [CURRY III 90] os primeiros écrans utilizados, de CaWO_4 , emitiam luz no comprimento de onda de 430nm (luz azul) e de 300nm (luz ultra-violeta), proporcionando uma combinação perfeita do espectro de sensibilidade do filme com o espectro de emissão do écran, uma vez que a sensibilidade natural do grão haleto de prata finaliza em torno de 500nm (vide Figura 3.7). Porém, os novos fósforos desenvolvidos, de terras-raras, emitem luz em vários outros comprimentos de onda, dependendo do ativador usado (vide Tabela 3.1). Por exemplo, o fósforo de $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$ não emite um espectro contínuo como o de CaWO_4 , mas emite um espectro que apresenta um pico forte a 544nm (luz verde) e outros picos menos intensos no azul, azul-verde, amarelo e vermelho. Como os filmes existentes não eram sensíveis ao espectro de emissão dos écrans de terras-raras, foram desenvolvidos outros filmes, desta vez sensíveis à luz verde, que possibilitaram a combinação ideal dos espectros de sensibilidade e emissão.

Figura 3.7- Sensibilidade natural do filme e espectro de emissão dos écrans ([CURRY III 90]).

Fabricante	Écran	Fósforo	Espectro de Emissão	Filme	Velocidade 1/E
DuPont	Cronex Par Speed	CaWO ₄	azul	Cronex 4	100
	Cronex Hi Plus	CaWO ₄	azul	Cronex 4	250
	Cronex Quanta III	LaObr:Tm	azul	Cronex 4	800
	Cronex Quanta V	LaObr:Tm e Gd ₂ O ₂ S:Tb	azul verde	Cronex 4 Cronex 8	320 400
	Quanta Detail	YTbO ₄ :Tm	UV/ azul	Cronex 4	100
	Quanta Fast Detail	YTbO ₄ :Nb	UV/ azul	Cronex 4	400
Kodak	X-Omatic Fine	BaPbSO ₄ , tinta amarela	azul	XRP	32
	X-Omatic Regular	BaSrSO ₄ :Eu, tinta neutra	azul	XRP	200
	Lanex Fine	Gd ₂ O ₂ S:Tb, tinta amarela	verde	Ortho G	100
	Lanex Medium	Gd ₂ O ₂ S:Tb	verde	Ortho G	250
	Lanex Regular		verde	Ortho G	400
UV = ultravioleta 1/E = inverso da exposição necessária para produzir densidade óptica 1,0 no filme					

Tabela 3-1 - Combinações de écran-filme (ICURRY III 90).

3.1.3. Desempenho do Écran

De acordo com [CURRY III 90], se forem conhecidos a energia dos fótons absorvidos, o comprimento de onda da luz emitida pelo fósforo e a sua eficiência de conversão, o número de fótons de luz gerados é facilmente calculado. Por exemplo, se uma exposição de 50 keV é absorvida por um écran de tungstato de cálcio que emite a maioria da luz a 430nm, a energia em eV deste fóton de luz é calculado por :

$$\lambda = \frac{12,4}{Kev} = 4300 \Rightarrow Kev = \frac{12,4}{4300} \cong 0,003 \Rightarrow eV = 3 \quad (3.4)$$

onde λ é o comprimento de onda. Assim, a energia dos fótons de luz azul (430nm) está em torno de 3eV. A uma eficiência de conversão de 100%, fótons de raios-X de 50000eV produzem em torno de 17000 fótons de luz com energia de 3eV ($\frac{50000}{3} = 17000$). O número de fótons emitidos por este fósforo, porém, é 850 por causa dos 5% de eficiência de conversão ($17000 \times 0,05 = 850$). A habilidade destes fótons de luz emitidos pelo fósforo para escapar do écran e expor o filme é denominada de *eficiência do écran*. Para écrans típicos, 50% da luz gerada alcança o filme, o restante é absorvido pelo próprio écran.

A forma como o écran amplia o efeito fotográfico dos fótons de raios-X pode ser observada comparando uma combinação écran-filme com écran de tungstato de cálcio a um filme sozinho, cada qual exposto a fótons de raios-X de 50 keV. O fósforo de CaWO_4 absorve 40% dos fótons de raios-X; assim, considerando 1000 fótons de raios-X, apenas 400 serão absorvidos e produzirão 340000 fótons de luz ($400 \times 850 = 340000$). Metade dos 340000 fótons de luz escapará do écran e exporá o filme. Assumindo que são necessários 100 fótons de luz para formar um centro de imagem latente, o sistema écran-filme proporciona a formação de 1700 centros de imagem latente ($17000/100 = 1700$). No caso do filme sozinho apenas 5% dos fótons de raios-X (50 fótons) são absorvidos pelo filme e reagem com a emulsão para formação dos centros de imagem latente. Considerando que cada fóton que é absorvido pelo filme corresponde a

um centro de imagem latente, na exposição direta são formados 50 centros de imagem latente. Esta comparação apresenta uma taxa de 34:1 na produção de centros de imagem latente da combinação écran-filme para o filme sozinho ($1700/50 = 34$).

Esta taxa de 34:1 deixa claro que, para produzir uma mesma quantidade de centros de imagem latente, o uso de écrans reforçadores permite a redução na exposição. Segundo [SCAFF 79], a medida desta diminuição na exposição é denominada *fator de intensificação (FI)*, ou seja, razão entre as exposições de raios-X necessárias para produzir a mesma densidade em um filme com (**Ec**) e sem écran (**Es**), expressa por:

$$FI = \frac{Es}{Ec} \quad (3.5)$$

3.1.4. Cuidados com o Écran

De acordo com [KODAK 80], a limpeza do écran reforçador é muito importante, visto que a sujeira e materiais estranhos confundem a imagem, deterioram o contato écran-filme, e podem arranhá-lo. A limpeza deve ser efetuada de acordo com as especificações do fabricante para não estragar a superfície do écran, a qual deve ser mantida seca para evitar manchas e impurezas que a danifiquem. É conveniente manter o chassi radiográfico fechado quando não estiver sendo usado, para que não precipite sujeira sobre o écran. E ainda, deve-se tomar muito cuidado ao carregar e descarregar o filme para evitar que o écran seja arranhado.

3.2. Exposição Écran-Filme

Conforme [KODAK 80] e [CURRY III 90], no radiodiagnóstico praticamente todas as imagens são obtidas usando-se écrans, pois isso reduz o tempo de exposição e a dose no paciente. Segundo [WILKS 87], na exposição écran-filme, a distribuição de intensidade variável de raios-X que emerge do paciente interage com o écran, formando muito mais centros de imagem latente com um número menor de fótons de raios-X. Assim, a imagem de raios-X é convertida para uma imagem óptica dentro do écran, tornando-se mais brilhante onde a intensidade dos raios-X for maior. A imagem óptica

pode, então, produzir uma densidade de imagem se a luz do écran chegar ao filme.

3.2.1. Contato Écran-Filme

Segundo [KODAK 80], o contato écran-filme é um parâmetro importante para a qualidade da imagem. Alguns fatores que causam mau contato entre o écran e o filme são: (a) ar entre o écran e o filme quando o chassi radiográfico é fechado; (b) matéria estranha depositada sobre a superfície do écran; (c) chassi radiográfico ou trincos danificados; (d) écrans reforçadores incorretamente montados; (e) feltro gasto ou deformado devido à umidade; e (f) armação do écran rachada.

O espaço produzido pelo ar entre o écran e o filme faz com que a luz do écran percorra uma distância maior antes de atingir o filme: quanto maior for esta distância, maior será a difusão lateral e, conseqüentemente, menos nítida tornar-se-á a imagem. O ar entre o écran e o filme escapa para fora do chassi depois de um determinado tempo. Isto pode ser demonstrado através de testes com a exposição de um chassi radiográfico imediatamente após ter sido carregado e com outro chassi exposto horas depois de ter sido carregado. Segundo T. Ghilardi Netto & J. R. Cameron em [GHILARDI NETTO 75], pode-se verificar o contato do écran com o filme, radiografando-se uma tela de arame (1mm de diâmetro com abertura entre os arames de 3mm de largura). Para esse fim deve-se usar arame de bronze, cobre, aço ou níquel. O alumínio não, pois não oferece contraste suficiente para uma avaliação adequada. Áreas de mau contato apresentam borramento.

3.3. Combinação Écran-Filme

A combinação écran-filme, como o próprio nome sugere, consiste em combinar um filme com um ou dois écrans reforçadores e alojá-los num chassi radiográfico. É denominada combinação écran-filme simples quando constituída por um filme de emulsão única e apenas um écran; ou combinação écran-filme dupla quando constituída por um filme de emulsão dupla e dois écrans, um para a emulsão anterior e outro para a posterior.

A simples é usada para exames de extremidades e na mamografia, onde é necessário radiografar estruturas pequenas e de difícil contraste e obter também imagens com um nível reduzido de borramento; a dupla, por outro lado, é usada no radiodiagnóstico em geral, principalmente para aumentar a absorção dos raios-X e o contraste. Contudo, introduz um pouco mais de borramento na imagem, devido ao écran anterior expor a emulsão posterior e vice-versa (exposição cruzada), tornando o seu uso inconveniente para exames (que necessitam de alta resolução) realizados com a combinação simples.

O uso de combinações écran-filme como sistema de registro da imagem trouxe um ganho enorme aos procedimentos radiológicos, em termos de redução da dose no paciente e qualidade da imagem para um diagnóstico preciso. Porém, esse ganho ainda não é ideal em virtude das limitações do sistema de registro: (a) pelas características físicas dos écrans (tipo, tamanho, distribuição do fósforo; espessura da camada e espectro de emissão do fósforo) responsáveis pelas suas propriedades (absorção e eficiência de conversão) que determinam seu desempenho; e (b) pelas características físicas do filme (tamanho e distribuição dos grãos haletos de prata; espessura da emulsão e espectro de sensibilidade) que também determinam o desempenho deste. Portanto, é imprescindível que investigações sejam realizadas, considerando essas características, e verificando: (a) o que pode ser feito para melhorar a qualidade de imagem e reduzir a dose no paciente; e (b) em que situações o sistema apresenta melhor desempenho e quais dessas características realmente influenciam esse desempenho ([KODAK 80], [VYBORNÝ 80], [HENDEE 84] e [CURRY III 90]).

J. Reynolds *et al* em [REYNOLDS 76], por exemplo, verificaram que o contraste da imagem pode ser melhorado diminuindo a kVp e aumentando a resolução. Entretanto, esse procedimento é responsável pelo aumento do tempo de exposição, o que contribui para maior dose no paciente e degradação da qualidade da imagem devido ao borramento produzido pelo movimento deste. Tais consequências podem ser amenizadas usando-se écrans mais rápidos; contudo, a velocidade do écran, além de variar com kVp e com o tamanho do cristal de fósforo, varia também com o tipo deste cristal. Dessa forma, realizaram uma avaliação sistemática da velocidade de 6 combinações écran-filme com características amplamente diferentes (Dupont Par-Kodak

RP, Dupont Hi Plus-Kodak RP, X-Omatic Regular-Kodak X-Omatic G, X-Omatic Regular-Kodak RP, 3-M Alpha 4-3M Type XD, 3M Alpha 8-3M Type XD). Expondo cada uma delas a uma faixa de 50 a 120 kVp e comparando-as, verificaram que a alteração na velocidade de sistemas écran-filme, responsável pela redução da dose no paciente, é determinada principalmente pelo écran e não pelas características do filme. Verificaram também que a velocidade dos écrans de terras-raras varia muito mais com o aumento da kVp do que os écrans de CaWO_4 , e que eles apresentam o máximo de velocidade a 80 kVp e menos velocidade a baixas kVp's, sendo portanto, melhores para exames radiográficos realizados nesta faixa de kVp.

J. W. Castle em [CASTLE 77], por outro lado, verificou que a qualidade da imagem radiográfica sofre degradação devida à radiação espalhada que chega no plano imagem e, como já foi sugerido que écrans de terras-raras melhoram o contraste, ele investigou écrans de CaWO_4 de média velocidade com filme Kodak Ortho G e écrans de terras-raras ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$, $\text{La}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$), para determinar se esta diferença espectral pode resultar em diferença do contraste. Verificou que os écrans de terras-raras realmente melhoram o contraste porque são menos sensíveis à radiação espalhada.

C. J. Vyborny *et al* em [VYBORNÝ 77] também investigaram o parâmetro velocidade do sistema, tendo em vista a relação de dependência entre energia de raios-X incidente e energia de raios-X absorvida pelo écran. Determinaram a velocidade de 8 combinações écran-filme (Par Speed CaWO_4 -RP/S, Hi Plus CaWO_4 . RP/S, Lightning Plus CaWO_4 -RP/S, X-Omatic Regular BaSrSO_4 . RP/S, Trimax Alpha 4 $\text{La}_2\text{O}_2\text{S}$ - RP/S, Lanex Regular $\text{La}_2\text{O}_2\text{S} + \text{Gd}_2\text{O}_3\text{S}$ - RP/S, Lightning Plus CaWO_4 -RP, Trimax Alpha 4 $\text{La}_2\text{O}_2\text{S} + \text{Gd}_2\text{O}_3\text{S}$ - XD) com composição e espessura amplamente diferentes, utilizando uma fonte de radiação monoenergética. Eles verificaram que a energia absorvida pelos écrans reforçadores é fortemente dependente da energia de raios-X incidente, e que essa dependência é determinada principalmente pela composição do fósforo, confirmando, portanto, que a variação de sistema para sistema é realmente fruto dessa relação de dependência. Por exemplo, a velocidade da combinação de CaWO_4 altera com a energia incidente de modo totalmente diferente das combinações de terras-raras; observaram também que para filmes com espectro de luz similar, a relação entre energia absorvida e velocidade do sistema é determinada quase que inteiramente pelas

propriedades dos écrans, e para o caso de filmes com espectro diferente esta relação de dependência é determinada pelo filme e pelas propriedades do écran. Consideram, portanto, que tanto as características do filme como do écran influenciam na qualidade da imagem e na redução da dose no paciente.

Considerando a importância das propriedades físicas dos fósforos das combinações écran-filme sobre a velocidade do sistema, B. M. Moores & A. Walker em [MOORES 78] investigaram alguns écrans de baixa, média e alta velocidade comercialmente disponíveis, considerando os fatores que afetam a velocidade: (a) distribuição espectral da luz emitida pelos écrans; (b) intensidade da luz emitida, e (c) absorção dos raios-X. Eles verificaram que a velocidade da combinação écran-filme e consequentemente a dose no paciente e a qualidade da imagem variam como produto de 3 componentes principais: (a) absorção relativa dos raios-X pelo écran; (b) eficiência de conversão e eficiência do écran; e (c) espectro de sensibilidade do filme.

Dando seqüência às investigações realizadas em [VYBORNÝ 77], C. W. Vyborný *et al* em ([VYBORNÝ 80]) realizaram investigação similar àquela, analisando dessa vez filmes com emulsão dupla em 6 sistemas típicos comercialmente disponíveis e em uso na rotina diagnóstica (Dupont Par Speed-RP/S, Dupont Hi Plus-RP/S, Lightning Plus-RP/S, Kodak X-Omatic Regular-RP/S, Trimax Alpha 4-RP/S, Kodak Lanex Regular-RP/S, Trimax Alpha 4-XD), utilizando também uma fonte de radiação monoenergética para determinar se a energia absorvida pelo écran é convertida em densidade óptica no filme com eficiência constante, independente da energia incidente. Nessa investigação, comentam que a energia absorvida é ligeiramente afetada pela presença do filme, responsável pela diminuição na fluência dos fótons que alcançam o écran posterior. Os resultados obtidos indicam que a energia total absorvida pelos écrans reforçadores investigados para a obtenção de uma dada densidade óptica no filme é constante entre 30 e 75 keV. Esta faixa de energia inclui a maioria dos fótons que alcançam o sistema de registro em muitos procedimentos de diagnóstico. Abaixo de 30 keV, a eficiência diminui com a diminuição da energia incidente, provavelmente devido à atenuação da luz produzida perto da superfície do écran anterior; ainda abaixo de 30 keV, a eficiência aumenta com o aumento da espessura da camada de fósforo; e uma eficiência constante ocorre quando os raios-X característicos do fósforo possuem

energia abaixo da energia da camada K do grão haleto de prata. Nesse caso, a queda na eficiência pode ser atribuída à absorção da camada K do grão haleto de prata. De um modo geral, [VYBORNÝ 80] mostraram que a velocidade do sistema atua de maneira similar àquela prevista anteriormente em [VYBORNÝ 77].

H-P Chan & K. Doi em [CHAN 83], também investigaram a relação entre energia absorvida e densidade óptica produzida no filme em 8 écrans comercialmente disponíveis na época com fósforos típicos (Dupont Par Speed, Dupont Detail, Dupont Hi Plus, Dupont Quanta II, Dupont Quanta III, Kodak Lanex Regular, Kodak X-Omatic Regular, GAF B G Mid Speed) com filme Dupont XRP de emulsão dupla, e afirmaram que a densidade óptica pode ser melhor expressa como função da energia de raios-X absorvida nos écrans, do que da exposição relativa.

Tendo em vista a qualidade da imagem, J. E. Gray *et al* em [GRAY 93] comentam que recentemente foram desenvolvidas combinações écran-filme assimétricas, constituídas por um écran anterior fino de alta resolução combinado com uma emulsão de alto contraste e um écran posterior espesso de baixa resolução combinado com uma emulsão de baixo contraste, e que este melhoramento foi introduzido a fim de igualar a absorção de raios-X e a saída de luz de ambos os écrans, reduzindo praticamente a zero a exposição cruzada, responsável pela degradação da qualidade da imagem, de modo que fosse produzido igual efeito fotográfico em ambas as emulsões. Verificaram que combinações deste tipo aumentam a densidade, o contraste e a resolução em algumas regiões selecionadas, ao passo que mantêm a densidade e o contraste no restante da imagem, e ainda reduzem a kVp empregada.

R. V. Metter & R. Dickerson em [METTER 94] confirmam as investigações de [GRAY 93], acrescentando que a combinação écran-filme assimétrica também reduz o ruído na imagem.

Com relação à dose no paciente, H. M. Warren-Forward em [WARREN-FORWARD 95], afirma que a velocidade do sistema é inversamente proporcional à dose no paciente. Concluindo, portanto, que a escolha do sistema de registro é uma tarefa extremamente importante, mas que a velocidade dos sistemas em uso nos departamentos de radiologia também é influenciada pela técnica empregada de processamento do filme, pois, segundo ele e F. R. Verdun *et al* em [VERDUN 95], filmes, écrans e soluções não

são da mesma marca, e não proporcionam uma combinação ideal, o que acaba degradando o desempenho do sistema de obtenção da imagem como um todo, tanto em termos de redução da dose no paciente como em termos de qualidade da imagem.

Estas investigações baseiam-se em estudos comparativos das combinações écran-filme e verificam uma ou outra das características do sistema responsável pela dose no paciente e qualidade da imagem radiográfica.

3.4. Combinação Écran-filme para Mamografia

A primeira combinação écran-filme introduzida na técnica mamográfica em 1972, era constituída por écran de alta resolução Dupont Cronex Lodose e filme Dupont Cronex Lo-Dose, que segundo B. A. Arnold *et al* em [ARNOLD 78], tornou-se o sistema de registro padrão para a obtenção de mamogramas, apresentando alto contraste para o tecido mole e uma mínima perda de nitidez para as microcalcificações. Possibilitava também uma redução significativa na dose de radiação. Depois desta, foi introduzida a combinação simples écran Kodak Min-R e filme Kodak Min-R, que continua sendo usada em muitos centros radiológicos. Porém, a necessidade de obter imagens com qualidade diagnóstica (retratando detalhes finos e pequenas alterações no contraste) e com nível reduzido de dose na paciente, levou muitos pesquisadores a efetuar comparações, de modo que seja selecionada a combinação écran-filme que melhor satisfaça a relação entre qualidade da imagem e dose na paciente.

A. E. Kirkpatrick & J. Law em [KIRKPATRICK 87], por exemplo, compararam várias combinações compostas por 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 +) e 6 écrans reforçadores (Kodak Min R; Agfa-Gevaert MR+ e MR50; Fuji; Dupont Lodose 2; Ilford HD), utilizando testes com “phantoms” (“barts”, “Wisconsin”). Eles verificaram que a combinação écran Kodak Min-R e filme Kodak Min-R ainda era a melhor.

C. Kimme-Smith *et al* em [KIMME-SMITH 87], por outro lado, investigaram uma combinação écran-filme dupla assimétrica (écran Kodak Min-R Fast e filme T-Mat M), e demonstraram que esta apresenta: (a) poder de resolução espacial similar à

combinação convencional, proporcionando 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.

J. Law & A. E. Kirkpatrick em [LAW 89] e em [LAW 90], também compararam várias combinações écran-filme destinadas para mamografia (filmes Kodak Min-R medium e fast, écrans Min-R medium e fast, chassi radiográfico Min-R, filme Kodak T-Mat M, filme Fuji NH, filme Fuji MA, écran Fuji Hi-Mammo, filme Agfa MR5, e outros), utilizando a mesma processadora e as mesmas condições de exposição, e avaliaram a qualidade de imagem usando “phantom” de mama e a dose de acordo com a dose necessária para dar uma densidade óptica 1,0 no filme, verificando que: (a) a combinação Kodak Min-R-Min-R disponível desde antes de 1980 permanecia como a melhor combinação disponível para qualidade da imagem; (b) se a combinação vai ser usada por alguns anos é conveniente perguntar ao fabricante se os écrans vão ser produzidos por um período razoável; e (c) é importante notar que os fabricantes costumam modificar ligeiramente seus produtos sem alterar o nome, sendo portanto, importante monitorar a qualidade da imagem.

Segundo Kimme-Smith *et al* em [KIMME-SMITH 92], a literatura apresenta vários métodos empregados para seleção da melhor combinação écran-filme, entre eles: (a) repetição dos exames de pacientes com mamograma anormal, o que implica aumento da dose na paciente, e que é interessante usar apenas para fazer uma comparação definitiva com a combinação padrão; (b) uso de “phantoms” que simulam uma situação real; e (c) utilização de espécimes contendo microcalcificações provenientes de mastectomias e biópsias, sendo este último método ótimo para avaliar a nitidez e contraste, dois componentes essenciais de uma boa mamografia. Com estes métodos C. Kimme-Smith *et al* também verificaram que a melhor combinação é ainda aquela composta por écran Kodak Min-R e filme Kodak Min-R; verificaram também que é conveniente usar um filme com alto contraste, grande velocidade, ou menos falha de reciprocidade, quando são usadas processadoras não dedicadas ou unidades mamográficas que requerem longo tempo de exposição, pois estes afetam o contraste e a velocidade da imagem.

Com o objetivo de complementar a investigação de [KIRKPATRICK 87], J. M. Fernández & E. Guibelalde em [FERNÁNDEZ 93] investigaram alguns tipos de filmes para mamografia (Kodak Min-R, Kodak Min-R MA, Kodak Min-R E, Kodak Min-R H), e verificaram que: (a) os filmes Kodak Min-R E e Kodak Min-R H são mais sensíveis às condições de processamento; (b) os filmes Kodak Min-R MA e Kodak Min-R E são similares ao Kodak Min-R na qualidade da imagem; (c) o Kodak Min-R H proporciona alta redução na dose e alto contraste, de modo que pode ser especialmente indicado para a detecção de detalhes de baixo contraste; (d) os radiologistas têm preferência para imagens com menos contraste e resolução maior; (e) o filme Kodak Min-R pode 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 pode ser usado para exames de rotina e o Kodak Min-R para exames de pacientes assintomáticas.

Mesmo que a imagem tenha sido obtida com a melhor condição de exposição e melhor combinação écran-filme, um processamento deficiente pode implicar em uma péssima qualidade da imagem, o que pode resultar na repetição do exame e consequentemente mais dose para a paciente. Portanto, considerando a importância do processamento do filme, J. G. Murray *et al* em [MURRAY 92], fizeram cópias de 10 mamogramas de boa qualidade contendo microcalcificações (para verificação da resolução) e contendo alteração do parênquima (para verificação do contraste) por meio de uma copiadora de filmes, e os utilizaram para avaliar o desempenho da processadora automática, confirmando, portanto, que as condições de processamento (tempo, temperatura e soluções) realmente influenciam a dose na paciente e a qualidade da imagem. Verificaram que os limites aceitáveis para tempo e temperatura da processadora são, respectivamente, 3,5 minutos e 36°C, que mais tarde foram confirmados por C. Brink *et al* em [BRINK 93].

Ao mesmo tempo que as várias combinações écran-filme existentes estão sendo comparadas, outras capazes de produzir imagens com contraste, resolução e nível de ruído apropriados estão sendo desenvolvidas para mamografia ([ROBSON 95]).

CAPÍTULO 4

FATORES DE EXPOSIÇÃO QUE AFETAM A NITIDEZ DA IMAGEM RADIOGRÁFICA

Os fatores que mais influenciam a qualidade da imagem, dada pela sua condição de nitidez, são os fatores geométricos e fatores do sistema de registro. Esses últimos estão associados as suas características físicas e sensitométricas, observadas nos capítulos anteriores, e a influencia que exercem sobre a nitidez da imagem constitui o objetivo da presente pesquisa. Os fatores geométricos são mais discutidos a seguir.

4.1. Fatores Geométricos

Os fatores geométricos estão relacionados com a exposição, e esta envolve o tubo de raios-X, o tamanho do ponto focal, a geometria de exposição, e as propriedades de espalhamento e absorção do objeto que está sendo radiografado. Estes fatores podem produzir deformações (distorções) na imagem, como a penumbra, por exemplo, e além disso, produzir o efeito anódio, que também influencia sobre a nitidez da imagem.

Tais fatores são observados na característica de campo, na distribuição de intensidade do ponto focal e na técnica de magnificação radiográfica.

4.1.1. Característica de Campo

Segundo K. Doi em [DOI 77a], a forma, o tamanho e a nitidez da imagem radiográfica depende da posição do objeto a ser radiografado sob o feixe de raios-X. Esse fenômeno conhecido como característica de campo é causado pelas diferentes

formas e tamanhos do ponto focal ao longo do campo de radiação, em razão da angulação do alvo (vide figura 4.0).

Figura 4.0 - Característica de campo.

A característica de campo deve ser levada em conta quando se deseja analisar a qualidade da imagem radiológica, pois de acordo com A. F. Frère em [FRÈRE 90], certos objetos de interesse clínico podem ser vistos quando colocados em algumas regiões e não em outras. Como a grande maioria dos métodos de avaliação da qualidade da imagem radiográfica não levam em conta a característica de campo, seus resultados são válidos somente para objetos posicionados no centro do feixe de raios-X, dificilmente avaliando a qualidade da imagem nas condições de um exame radiológico real, onde o deslocamento de estruturas anatômicas em relação ao centro do feixe é inevitável.

Procurando encontrar uma lei de variação para a imagem do ponto focal em todo o campo de radiação, K. Doi em [DOI 65] apresenta uma transformada que permite calcular a deformação sofrida pela imagem, em função da imagem lida no centro do campo, por meio de uma câmara de orifício ideal. Dadas as condições puramente geométricas, a função de espalhamento de ponto (FEP), imagem do ponto focal, pode ser descrita para todo o campo de radiação como:

$$f_A(x_i, y_i) = f\{x_c + y_c[1 + \operatorname{tg}(\theta)\operatorname{tg}(\beta)]\operatorname{tg}(\gamma), y_c[1 + \operatorname{tg}(\theta)\operatorname{tg}(\beta)]\} \quad (4.1)$$

$$\text{ou} \quad x_i = x_c + y_c(1 + \operatorname{tg}(\theta)\operatorname{tg}(\beta))\operatorname{tg}(\gamma) \quad (4.2)$$

$$\text{e} \quad y_i = y_c(1 + \operatorname{tg}(\theta)\operatorname{tg}(\beta)) \quad (4.3)$$

onde: (x_i, y_i) é um ponto genérico no plano imagem; (x_c, y_c) é o ponto no plano imagem sob o raio central; θ é o ângulo entre o plano extendido do alvo (superfície do anodo onde os elétrons vindos do catodo se chocam para formar a radiação-X) e o plano imagem; β é o ângulo entre o feixe central de raios-X e um raio qualquer sobre o eixo Y; γ é o ângulo formado pelo eixo Y e uma linha que parte do cruzamento entre o eixo Y e a intersecção entre o plano estendido do foco com o plano imagem.

Este equacionamento e seus efeitos na capacidade de resolução de imagens, sobre todo o campo de radiação, foi estudado, mais tarde, por M. Moores & W. Roeck em [MOORES 73]. Conforme mostrado na figura 4.1, construíram uma matriz quadrada com 35cm de lado e com 4,5cm de espessura de lucite, dividida em quadrados de 5cm de lado (plano objeto). Cada um destes quadrados foi identificado com letras e números para localizar a imagem do objeto sobre o plano imagem. As mesmas marcações foram feitas no plano imagem, multiplicadas pelo fator de magnificação. Essa matriz correspondia ao plano objeto sob o feixe de um aparelho de raios-X, e o centro do campo foi determinado por um método de paralaxe e posicionado na célula **D4**; além disso, a matriz foi posicionada de modo que o eixo catodo-anodo ($\gamma = 0$) ficasse paralelo e projetado sobre a coluna 4. As distâncias entre o foco e o plano-objeto e entre o plano-objeto e o plano-imagem foram ambas de 85cm. Essa configuração permitiu um campo de radiação grande e medida precisa dos ângulos β e γ , já que as equações 4.1 e 4.2 são função destes ângulos. O ângulo α que é intrínseco da construção do tubo, era de 76° (vide figura 4.1). Sobre essa matriz, em cada uma de suas unidades, foram colocados objetos (padrão de teste estrela Siemens) que permitiram avaliar a deformação sofrida pela FEP no plano imagem e medir a resolução ao longo do campo de radiação. Medidas extras foram feitas na fila A no final do anodo, a fim de estudar melhor os efeitos da deformação quando a variação de γ é máxima e β é fixo. Analogamente, a direção

de $\gamma = 24^\circ 42'$, foi escolhida para possibilitar uma maior variação de β . Este valor de γ corresponde à linha que vai do ponto de "cutoff" à unidade **G1** da matriz. Os valores da resolução foram obtidos do padrão estrela Siemens correspondentes às direções X e Y. O ponto de falta de resolução foi tido como o ponto do início de borramento da imagem do padrão de teste estrela e o valor da resolução foi dado como o diâmetro entre dois pontos de início de borramento numa mesma direção (D_x ou D_y). Um microscópio com um nônio de 0,01mm foi usado para a obtenção destas medidas.

Figura 4.1 - Desenho do modelo experimental usado por [MOORES 73].

Os resultados apresentaram variações aproximadamente lineares para as dimensões do ponto focal. O tamanho do foco na direção X mostrou-se constante quando $\gamma = 0$ e β qualquer, mas apresentou uma pequena variação (quando comparada à dimensão do foco nesta direção) quando γ assumia outros valores. O tamanho do ponto focal na direção Y apresentou uma variação considerada linear com relação a $\text{tg}(\beta)$. O mesmo ocorreu com relação a $\text{tg}(\gamma)$. A variação ocorrida na direção X não é prevista e foi atribuída a três

possibilidades: ajuste do olho aos dados; imprecisão na medida da resolução; variação da distribuição da intensidade de radiação na direção do eixo catodo-anodo, que altera o valor da leitura. Assim, eles concluíram que a angulação do anodo produz variação na dimensão do ponto focal na direção Y quando β varia, e provoca uma surpreendente variação capacidade de resolução nesta direção.

A. E. Burgess em [BURGESS 77] comparou a transformada da FEP proposta por [DOI 65] com o trabalho realizado por [MOORES 73], avaliando o ponto focal para outro tipo de configuração de tubo; além da angulação do anodo, incluiu também uma rotação. Ele realizou esse estudo a fim de ampliar o conceito de característica de campo e afirma que a desvantagem da transformada da FEP proposta por [DOI 65] (equações 4.1 e 4.2) consiste na localização correta do sistema de coordenadas. Segundo [BURGESS 77], a localização das coordenadas (x,y) só é possível se o eixo Y, (ângulo $\gamma = 0$) for perpendicular à linha de intersecção do plano imagem com o plano estendido do ponto focal (vide figura 4.2 - vista lateral). Porém, há casos em que o ponto focal está rotacionado (vide figura 4.2 - vista frontal) e o ângulo entre a linha de intersecção dos planos e o eixo Y não é 90° , fazendo com que a FEP no centro do campo deixe de ser um retângulo e passe a ser um paralelogramo, cujos lados não estão orientados de acordo com os eixos X e Y. Assim, [BURGESS 77] procurou definir uma nova origem e uma nova orientação para o sistema de coordenadas XY sobre o plano imagem, construindo um vetor unitário **OQ**, de modo que este fosse perpendicular ao plano do foco e passasse direto pelo centro deste (vide figura 4.2 - vista lateral). Construiu também um plano, perpendicular ao plano imagem, para conter **OQ** (vide figura 4.2 - vista frontal), de modo que a linha de intersecção deste plano com o plano imagem definisse o eixo Y. Considerando a vista de topo mostrada na figura 4.2, foi construído um outro plano perpendicular ao eixo Y, passando pelo centro do foco, e resultando numa intersecção deste último plano com o plano imagem, o que define portanto, o eixo X.

De acordo com [BURGUESS 77], o ponto **B** está localizado na intersecção dos eixos X e Y, formando sua origem, e o ponto **A** é a intersecção do plano focal estendido com o eixo Y (ponto de corte). A linha que sai do centro do ponto focal e atinge o ponto **B** no plano imagem é conhecida como raio central e o eixo Y é paralelo ao eixo catodo-anodo. Esse sistema de coordenadas com origem no ponto **B** é o mesmo que o sistema definido em

[DOI 65], utilizado somente quando o anodo não é rotacionado e o plano imagem é horizontal. Assim, um novo sistema de coordenadas, que leva em conta a rotação do anodo de um ângulo σ é encontrado e, fica rotacionado de um ângulo ψ sobre a origem **B**, onde:

$$\text{tg}(\psi) = \text{sen}(\sigma)\text{tg}(90 - \theta) \quad (4.4)$$

A origem do novo sistema de coordenadas deixa de ser o ponto **B** e passa a ser o ponto **P** (vide figura 4.2 - vista frontal). Então, partindo do centro do foco e atingindo o ponto **P**, tem-se o raio principal do tubo, que é uma referência intrínseca ao foco.

Figura 4.2 - Vista do anodo segundo [BURGESS 77].

Mantendo o plano imagem fixo, o tubo de raios-X deve ser rotacionado até que o raio principal coincida com o raio central. Com o padrão de teste estrela, é realizado o posicionamento. Assim, o tubo deve ser rotacionado de um ângulo θ para que os círculos fiquem perpendiculares entre si, de modo que o raio principal coincida com o raio central.

K. Doi em [DOI 77a] apresenta uma outra abordagem, uma explicação teórica da característica de campo baseada na deformação geométrica da FEP. Neste estudo, [DOI 77a] observa que a maior parte dos tubos de raios-X são desenhados com anodo rotativo, e que a área do alvo onde incidem os elétrons é bem menor que a superfície total do anodo. Assim, considera a área do ponto focal como um plano e que a distribuição de intensidade angular de emissão de raios-X não tem qualquer efeito significativo sobre a forma ou distribuição dos detalhes de pequenas imagens, pois a variação do ângulo de emissão dos raios-X, sobre os objetos pequenos, é mínima. Quando se trata de pequenos objetos, considera a distribuição angular uniforme. Sabendo que a distribuição da energia de raios-X pode variar sobre a área do ponto focal, ele verifica que a forma e o tamanho da FEP nas diversas posições do campo variam. Além disso, os diferentes caminhos dos raios-X, dentro do alvo, causam uma distorção no espectro de energia quando observados nas várias posições do campo.

Então, para calcular o tamanho do ponto focal ao longo do campo, [DOI 77a] considera um tubo com alvo plano, e apresenta o eixo catodo-anodo na direção paralela ao plano objeto e ao plano imagem. O ângulo do alvo é α ($\alpha = \pi/2 - \theta$) e o plano do alvo intercepta os dois outros planos com ângulo θ , conforme ilustrado na figura 4.1. As escalas S_x e S_y especificam a posição do alvo em seu plano, e descrevem a distribuição de intensidade de raios-X emanados do alvo. A escala S_x é paralela ao plano objeto e ao plano imagem e a escala S_y paralela a este último e é perpendicular à escala S_x . Essas escalas se interceptam no ponto **T** (considerado o centro do ponto focal). O raio central é definido como uma linha vertical do ponto **T** ao plano objeto e ao plano imagem, cruzando estes planos nos pontos **G** e **C** respectivamente. Entre **T** e **G** a distância é **d1** e entre **G** e **C** é **d2**. Uma extensão da escala S_y cruza o plano objeto e o plano imagem nos pontos **H** e **D** respectivamente, e um raio arbitrário que chega num ponto **A** no plano imagem cruza o plano objeto no ponto **E**. Um raio complementar chegando aos pontos **B** e **F** do plano imagem e objeto respectivamente, é usado de modo que a linha **AB** seja paralela à intersecção do plano imagem com o plano do alvo. Assim, pode-se localizar um raio

arbitrário no plano imagem com a geometria da figura 4.3, especificando-se os ângulos θ (positivo na direção do catodo) e γ (positivo do lado direito quando o observador fica de frente para o alvo). Dessa forma, β é o ângulo **DTC** e γ é o ângulo **ADB**. Em situações práticas, o ângulo β não pode ser menor que $-\alpha$. As coordenadas cartesianas (x,y) e (x',y') que são aplicadas no centro do campo e nas posições arbitrárias, respectivamente, onde os eixos x x' são paralelos à escala S_x , são empregadas para descrever a deformação geométrica da FEP no plano imagem, e as origens destas coordenadas estão no centro das respectivas FEPs (pontos **C** e **A**). Entretanto, a deformação geométrica da FEP corresponde à imagem do ponto focal no plano imagem considerando-se que as pequenas escalas na área do alvo são as dimensões laterais do ponto focal obtidas com a câmara de orifício colocada em várias posições do campo.

Figura 4.3- Geometria usada por [DOI 77a] no cálculo da FEP em qualquer posição do campo.

As escalas S_x e S_y no centro são reprojetaadas como escalas S_k e S_c respectivamente, e uma câmara de orifício é colocada no ponto G . Analogamente, nas outras duas posições A e B , as respectivas pequenas escalas, (S_k, S_a) e (S_k, S_b) , são obtidas das imagens das escalas (S_x, S_y) com a câmara de orifício. Para estas três posições A , B e C , as escalas colocadas em correspondência a S_x , são paralelas entre si e seus tamanhos são os mesmos, pois as escalas S_x estão num plano paralelo ao plano objeto e ao plano imagem. No entanto, os tamanhos das pequenas escalas S_a e S_b são diferentes da escala S_c , pois a escala S_y está no plano oblíquo ao do alvo como ilustra a figura 4.4.

Figura 4.4- Pequenas escalas nos planos do alvo e da imagem ([DOI 77a]).

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

$$m = 1 + d_2/d_1 \quad (4.5)$$

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

$$S_k = (m - 1)S_x \quad (4.6)$$

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

$$S_c = S_y \sin(\alpha) d_2 / (d_1 - S_y \cos(\alpha)) \quad (4.7)$$

Similarmente para a posição **B**, a escala S_b é dada pela pequena escala S_c como segue:

$$S_b = (S_y \sin(\alpha) + S_y \cos(\alpha) \tan(\beta)) d_2 / (d_1 - S_y \cos(\alpha)) = S_c(1 + \cot(\alpha) \tan(\beta)) \quad (4.8)$$

em que a última igualdade já está substituída na equação (4.3)

Na posição arbitrária **A**, a relação entre S_a e S_y é obtida pela mesma aproximação geométrica obtida para a posição **B**. Contudo, é usado como ajuda o triângulo **IJK**, que se encontra num plano paralelo ao plano objeto e ao plano imagem, como mostrado na figura 4.4. Os dois triângulos **IJK** e **ABD** são semelhantes. Dois lados no triângulo pequeno são escritos como $KJ = IK \cos(\gamma)$. Assim, tem-se que:

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

onde k é constante definida por $k = (1 + \cot(\alpha) \tan(\beta)) / \cos(\gamma)$, e k é um indicador do tamanho da escala da posição arbitrária relativa ao tamanho da escala na posição central. Deve-se notar que a escala S_a não é paralela à escala S_c .

E. L. Nickoloff *et al* em [NICKOLOFF 90] também avaliam a característica de campo, mas somente ao longo do eixo catodo-anodo, a fim de ampliar o controle de qualidade da resolução de imagens mamográficas em conjunto com a magnificação e

distribuição de intensidade de raios-X na área do ponto focal. Como existem diferenças geométricas significativas entre as unidades mamográficas, [NICKOLOFF 90] utiliza as equações propostas por [DOI 77a] para prever a variação do tamanho do foco apenas na direção do eixo catodo-anodo. Depois compara os valores da equação com os valores das dimensões do ponto focal obtidos com o padrão estrela e câmara de orifício em várias posições do campo ao longo do eixo catodo-anodo, verificando qual dos dois métodos de medida do ponto focal se aproxima mais da realidade.

A investigação da característica de campo realizada por [FRÈRE 90] consiste em uma nova forma de avaliação de sistemas radiográficos, baseada em um mapa de nitidez, ou seja, um mapa de sombras e penumbras das imagens do objeto localizado em qualquer posição do campo do sistema radiográfico sob o feixe de raios-X. Dessa forma, pode-se determinar antecipadamente a nitidez da imagem no exame real, determinando qual região do campo fornecerá imagem mais nítida. [FRÈRE 90] verificou que o tamanho, o formato e a nitidez da imagem variam em função da posição do objeto no campo de raios-X, tanto para exposição direta como de magnificação, e para diferentes tamanho de objetos e ponto focal. Verificou também que essa variação, ou deformação geométrica como é denominada por [DOI 77a], é menor para as seguintes situações: (a) foco quadrado, (b) foco pequeno, (c) objetos grandes, e (d) distâncias objeto-filme menores.

Estes estudos, então, deixam claro que a característica de campo é responsável pela deformação geométrica da imagem ao longo do campo de radiação, e consequentemente da qualidade da imagem.

4.1.2. Distribuição de Intensidade

O ponto focal normalmente não é uniforme como mostra a figura 4.5a, mas sim, como ilustrado na figura 4.5b e 4.7 devido ao fato de os elétrons emitidos pela parte de trás do catodo colidirem em lugares diferentes do alvo, conforme se observa na figura 4.6. Assim, dependendo da posição do alvo, as imagens obtidas do ponto focal, apresentarão linhas de densidade diferentes, como na figura 4.6, o que produz deformação na distribuição da imagem do objeto.

Figura 4.5- Tipos de distribuição de intensidade do ponto focal conforme [TAKENAKA 68] e [NICKOLOFF 90].

Figura 4.6 - Distribuição do ponto focal

De modo geral, o ponto focal é tratado como se fosse retangular e uniforme para facilitar os cálculos e simplificar a visualização quando é proposto um novo método de avaliação do foco.

Conforme A. Robinson & G. M. Grimshaw em [ROBINSON 75], habitualmente a distribuição de intensidade é medida por meio de um microdensitômetro nas direções paralela e perpendicular ao eixo catodo-anodo.

A distribuição de intensidade ao longo do eixo catodo-anodo assemelha-se à de um ponto focal uniforme, e na direção perpendicular a este mesmo eixo, a distribuição costuma apresentar dois picos b muito intensos, separados por uma região a de pouca emissão, comportando-se como se fosse maior que um ponto focal uniforme de mesma largura nominal. Quando a separação é muito bem definida, comporta-se como se fossem duas fontes pontuais, separadas por uma distância c equivalente ao tamanho nominal do ponto focal nesta direção (vide figuras 4.5c e 4.5d).

Segundo E. Takenaka *et al* em [TAKENAKA 68], a distribuição de intensidade do ponto focal pode ser influenciada por: (a) inclinação inadequada do anodo, (b) forma e disposição do filamento na capa focalizadora, (c) corrente do tubo, (d) sistema de focalização eletrostática dos elétrons, e (e) vibração do sistema rotativo.

Entretanto, para A. E. Burgess em [BURGESS 77], H. Matsui & K. Ono em [MATSUI 85], e [NICOLOFF 90], a forma e disposição do catodo e o sistema de focalização eletrostática dos elétrons são os principais responsáveis pela variação da distribuição de intensidade do ponto focal.

De acordo com [TAKENAKA 68], um sistema típico de focalização do tubo produz uma distribuição de intensidade do tipo pico duplo. Dependendo do posicionamento do anodo, o tamanho do ponto focal aumenta e podem aparecer até quatro picos de intensidade. Segundo [MATSUI 85], novos tipos de catodos têm sido propostos com o intuito de obter uma distribuição de intensidade o mais uniforme possível.

4.1.3. Efeito Anódio

O perfil do anodo é um outro fator que contribui para a deformação da imagem de objetos, principalmente objetos pequenos. Ele pode ser plano ou curvado, porém o perfil plano ilustrado na figura 4.7 é o mais comum e mais simples de ser construído. Entretanto, a distribuição de intensidade produzida, pode variar ao longo do campo de radiação, conforme

[PEREIRA 82], de 75% a 125% com relação ao centro do campo, como mostra a figura 4.8. O fenômeno que causa esse efeito é conhecido como distribuição angular ou "Efeito Heel" ou "Efeito Anódio" ([PEREIRA 82], [FRITZ 85] e [LIVINGSTON 85]) e provoca no filme um gradiente de radiação que não depende somente do objeto. Isso é responsável pela não sensibilização de certas regiões do filme enquanto outras são sensibilizadas em excesso, fazendo com que o contraste necessário para obtenção de uma boa imagem ora tenda para a base da curva H-D e ora tenda para o patamar.

Figura 4.7 - Tipo de curvatura do anodo

Figura 4.8- Distribuição de intensidade ao longo do campo de radiação causada pelo "Efeito Anódio".

Segundo R. J. Wilks em [WILKS 87], o “Efeito Anódio” ou “Efeito Heel” produz uma redução na intensidade de raios-X para aqueles raios que são emitidos do anodo em ângulos rasantes à face do alvo, o que provoca maior absorção daqueles fótons de raios-X que passam através de espessuras maiores (vide figura 4.9).

Figura 4.9 - Esquema simplificado da ocorrência do Efeito “Heel”.

Teoricamente o feixe de elétrons deveria colidir com a superfície do anodo e toda a radiação também deveria ser produzida na superfície, porém, isso não ocorre. Os elétrons emitidos em alta velocidade penetram no material do anodo, antes de chocar-se com alguns átomos para produzir radiação, fazendo com que a radiação produzida esteja imersa no material do anodo e, dependendo do ângulo de saída, seja mais ou menos absorvida.

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

4.1.4. Penumbra

A imagem em uma radiografia é composta basicamente por 3 áreas: (a) sombra - área do plano imagem que não recebe nenhuma radiação emitida pela fonte, ou seja, área que não “enxerga” a fonte de radiação e que corresponde à área de absorção do objeto; (b) penumbra - área do plano imagem que recebe parcialmente a radiação emitida pela fonte, e que é um fenômeno indesejável, pois é responsável pela deformação da imagem, representada pela variação na densidade das bordas; e (c) área do plano imagem que recebe toda a radiação emitida pela fonte.

A penumbra ocorre devido ao tamanho e à forma da fonte de radiação. Quanto maior a fonte, mais acentuada se torna a presença da penumbra, como ilustra a figura 4.10, que é também conhecida como não nitidez geométrica ou gradiente de borda.

Figura 4.10 - a) Imagem formada por uma fonte ideal; b) Imagem formada por uma fonte normal e objeto de tamanho próximo; c) Imagem formada por uma fonte normal e objeto grande.

Na figura 4.10b temos um esboço dessa influência do tamanho e forma da fonte de radiação, a qual pode ser comparada com a figura 4.10a, onde é vista uma imagem formada por uma fonte ideal que não produz deformações. Na figura 4.10c observamos que quando a

fonte não é ideal, mas a estrutura de interesse é muito maior que ela, as deformações tornam-se insignificantes. Entretanto, quando o objeto de interesse possui dimensões próximas ou menores que as dimensões da fonte, as deformações são importantes, pois a penumbra aumenta, diluindo-se nas vizinhanças da imagem do objeto, de tal forma que este pode até mesmo desaparecer dentro da estrutura borrada.

Conforme [FRÈRE 82], o borramento da imagem causado pela penumbra pode ser calculado por:

$$P = (f / D_{AO}) D_{OF} \quad [\text{mm}] \quad (4.10)$$

onde P é a penumbra, f tamanho efetivo da fonte de radiação, D_{OF} é a distância objeto-filme e D_{AO} é a distância alvo-objeto.

De acordo com o que foi visto na característica de campo, o ponto focal apresenta diferentes formas e tamanhos ao longo do campo de radiação, em razão da angulação do alvo, sendo menor do lado do anodo. Dessa forma, o tamanho da fonte e, conseqüentemente, a penumbra, são menores do lado do anodo que do lado do catodo.

4.1.5. Magnificação

Em radiodiagnóstico, dependendo do tipo de exame, há a necessidade de se melhorar a visualização de estruturas ou detalhes muito pequenos, como as microcalcificações na mamografia, os vasos sangüíneos em angiografia, entre outros. Isso é possível empregando-se a técnica de magnificação radiográfica que consiste em estabelecer no processo de exposição radiográfica alterações geométricas nas posições relativas entre plano do foco, plano-objeto e plano-imagem, de tal forma que a imagem obtida seja m vezes maior que o tamanho do objeto radiografado e com maior contraste.

A magnificação radiográfica é definida como:

$$m = \frac{a + b}{a} \quad (4.11)$$

onde m é a razão de magnificação, a é a distância do ponto focal ao objeto, b é a distância do objeto até o plano imagem. Uma mínima magnificação é dada por uma maior distância foco-filme e uma menor distância objeto-filme.

A técnica de magnificação é eficiente nos casos em que se deseja visualizar estruturas pequenas, mas somente quando se tem um sistema com ponto focal muito pequeno (próximo do ideal), como mostra a figura 4.11a. Se as dimensões do ponto focal são maiores que as dimensões do objeto de interesse, ocorre a presença da penumbra, que diminui o contraste da imagem, como ilustra a figura 4.11b, e se o objeto é menor que a fonte de radiação, a penumbra aumenta, criando em torno do objeto um gradiente de tonalidades de cinza que o esconde dentro da estrutura também borrada. Nesse caso, quanto maior a magnificação, menor o tamanho da imagem do objeto (vide Figura 4.11c).

Figura 4.11 - Magnificação de objetos com vários tamanhos

A literatura apresenta muitas investigações sobre a técnica de magnificação, para a radiologia em geral e particularmente para a mamografia, e todas deixam claro que a radiografia de magnificação é superior à convencional, qualitativa e quantitativamente.

K. Doi & K. Rossmann em [DOI 73], por exemplo, constataram que a técnica de magnificação radiográfica envolve a combinação dos parâmetros: (a) tamanho do ponto focal, (b) kVp, (c) razão de magnificação, (d) radiação espalhada e (e) tipo de sistema de registro. Para isso, realizaram uma investigação do efeito desses parâmetros sozinhos ou combinados na formação da imagem de vasos sangüíneos, a partir de um procedimento computacional. Os resultados obtidos foram: (a) com maior taxa de magnificação, o contorno da imagem se aproxima do contorno do objeto; (b) um ponto focal pequeno e uniforme produz magnificação ótima; (c) quanto maior o diâmetro dos vasos sangüíneos e menor o tamanho do ponto focal, maior será a magnificação. K. Doi & K. Rossmann em [DOI 74] investigaram também o efeito da magnificação utilizando vários sistemas écran-filme, vários tamanhos de ponto focal, várias taxas de magnificação e vários diâmetros de vasos, verificando o seguinte: (a) se o sistema de visualização é suficiente para reconhecer imagens não magnificadas, a magnificação introduz borramento; (b) se o sistema é ruim ou o detalhe é muito pequeno, a magnificação é útil, pois aumenta a qualidade física da imagem.

K. Doi em [DOI 77b], por sua vez, descreveu algumas vantagens da técnica de magnificação radiográfica, tais como: (a) redução do ruído, (b) melhoria da nitidez, e (c) melhoria do efeito visual. Neste mesmo ano, K. Doi & H. Imhof em [DOI 77c] mostraram a redução do ruído em sistema écran-filme com o aumento da magnificação, permitindo melhor visualização das estruturas pequenas. E E.A. Sickles *et al* em [SICKLES 77] compararam mamografias convencionais com as obtidas com magnificação de 1,5 vezes, verificando que as imagens magnificadas eram superiores às convencionais, em termos de resolução e redução do ruído, o que possibilitava distinguir entre tumores malignos e benignos.

Como vimos, a técnica de magnificação é de grande utilidade para o radiodiagnóstico, mas deve-se atentar para a importância de se avaliar as dimensões da fonte de radiação comparadas às do objeto de interesse em virtude da possibilidade de formação de grandes áreas de penumbra.

4.2. Método Computacional para Avaliação da Qualidade do Sistema Radiográfico Considerando Fatores Geométricos

Os cálculos da FEP para qualquer posição do campo de radiação, desenvolvidos por [DOI 77a] e similarmente por [BURGESS 77], foram praticamente abandonados na aplicação de métodos de avaliação do ponto focal em virtude de sua dificuldade de aplicação e interpretação dos resultados por técnicos que fazem controle de qualidade de imagens médicas. Essa dificuldade reside no fato de não haver uma relação física de fácil visualização entre os resultados dos cálculos e a imagem observada pelo radiologista.

No entanto, uma avaliação da qualidade de imagem ao longo de todo o campo de radiação se faz necessária devido à característica de campo, pois as dimensões do ponto focal podem variar até 140% numa área de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ de acordo com as equações propostas em [DOI 77a]. Nenhum dos métodos existentes de avaliação do ponto focal estuda o sistema radiológico fora do centro do campo, o que consiste numa fonte de erro principalmente quando o objeto de interesse são pequenas estruturas que podem estar localizadas aleatoriamente.

Com o recente avanço computacional, principalmente nas interfaces gráficas, foi possível desenvolver um método de avaliação que satisfaça a necessidade de estabelecer uma relação física entre os resultados de cálculos (do tamanho do ponto focal) e a imagem radiológica e que avalie o sistema em qualquer posição do campo. Baseado nisso, H. J. Q. Oliveira em [OLIVEIRA 95] desenvolveu um “software” que recebe como entrada as seguintes características do aparelho e as condições geométricas de exposição: (a) as dimensões do ponto focal obtidas com uma câmara de orifícios no centro do campo do plano imagem; (b) a inclinação do alvo do tubo em relação à normal do plano imagem; (c) as distâncias foco-objeto e objeto-imagem; e (d) alguns parâmetros para escolha da forma de visualização da imagem. O programa calcula e apresenta a imagem simulada de um objeto pré-definido. O programa é dividido em duas partes:

a) a primeira simula imagens de pequenas estruturas posicionadas ao longo do campo de radiação. O programa calcula a FEP simulada para uma pequena área do plano imagem onde está o objeto e cria a matriz fonte (MF). Em seguida, calcula a deformação

sofrida pelo objeto naquela posição e cria a matriz objeto (MO). Finalmente faz a convolução da MF com a MO para obter a imagem de cada pequena área onde a FEP simulada não sofre alterações.

b) a segunda simula imagens de objetos que ocupam grandes áreas do plano imagem. Nesse caso a FEP simulada é calculada ponto a ponto e a convolução da MF com a MO é feita para uma pequena área do plano imagem correspondente ao cálculo da FEP. O objeto pode ser gerado num editor de desenho, e as deformações são calculadas em número de pixels ou em milímetros, conforme o editor.

As imagens são apresentadas em tons de cinza com o mesmo aspecto da imagem em filme radiográfico. O programa oferece outros recursos como: (a) o negativo da imagem; (b) a variação de tons de cinza em cores falsas para melhor visualização das deformações; (c) ampliação das imagens das pequenas estruturas.

O programa apresenta boa concordância entre as imagens simuladas e as imagens de “phantoms” obtidas com diversos aparelhos radiográficos. Contudo, o resultado final simula a imagem do objeto no momento em que o padrão de raios-X atinge o plano-imagem. Não foi investigada, naquele caso, a influência que o filme radiográfico ou uma combinação écran-filme exerce na nitidez da imagem final.

CAPÍTULO 5

SIMULAÇÃO DA NITIDEZ DE IMAGENS RADIOLÓGICAS EM SISTEMAS ÉCRAN-FILME

5.1. Introdução

As duas grandes metas dos procedimentos radiológicos, em geral, como já foi mencionado nos capítulos anteriores, são a obtenção de imagens nítidas para diagnóstico preciso e redução da dose no paciente.

Para alcançá-las é necessário considerar não só a técnica radiográfica empregada, mas também a escolha do filme ou da combinação écran-filme e as condições de processamento do filme, pois a imagem final sofre influência desses parâmetros ao longo do seu processo de formação.

Com relação ao processamento do filme, pudemos observar pela literatura que os pesquisadores estão conscientes quanto à necessidade de se implantar um programa de controle de qualidade nas processadoras automáticas utilizadas nos centros de radiodiagnóstico, e que os valores ideais para temperatura e tempo são, respectivamente, 36°C e 3,5 minutos para mamografia. Além disso, deve ser tomado um cuidado particular com as soluções esgotadas e contaminadas.

No caso do sistema de registro, é fundamental considerar os parâmetros que exercem influência sobre a qualidade da imagem final, determinando o efeito de um tipo particular de filme ou combinação écran-filme. Na literatura, observamos que todos os estudos realizados com este fim foram experimentais, baseados na exposição e comparação de vários sistemas de registro em uso na rotina diagnóstica, e que eles simplesmente apontavam qual destes sistemas era melhor ou pior que um outro

considerado como padrão dentro das condições experimentais proporcionadas pelo laboratório do grupo de pesquisa. Tais estudos são complexos e difíceis de serem aplicados pelo radiologista de forma geral.

Assim, o objetivo do presente trabalho consiste no desenvolvimento de um método prático e simples que possa ser utilizado pelo radiologista, capaz de prever a influência do sistema de registro sobre a nitidez das imagens radiográficas. O método baseia-se em simulação computacional a partir da transmissão de raios-X, oriundos do foco do equipamento, através de um objeto, considerando os parâmetros do sistema de registro que exercem influência sobre a imagem final, uma vez determinada a característica de campo para cada sistema. Isso proporciona ao radiologista condições de prever a relação de nitidez da imagem final de cada equipamento com o tipo de objeto e, sobretudo, o tipo de sistema de registro de imagem empregado.

Este procedimento de simulação dá continuidade ao trabalho desenvolvido por H. J. Q. Oliveira em [OLIVEIRA 95], onde foram considerados os parâmetros geométricos do tubo (dimensões do foco, tipo de fonte, distância foco-objeto, distância objeto-imagem, ângulo de inclinação do anodo) e os parâmetros do objeto. O objeto foi considerado como sendo radiopaco e esférico, e que a imagem obtida com suas respectivas deformações é formada levando-se em conta que o objeto possui largura, comprimento e altura, sendo que, no caso da esfera, essas dimensões são as mesmas independentemente do ângulo em que é observada.

Com tais parâmetros [OLIVEIRA 95] construiu a matriz fonte (MF) e a matriz objeto (MO), e depois, como ilustram os pontos **P**, **Q**, **O** e **N** na figura 5.1, efetuou uma projeção de MO sobre MF, obtendo a matriz imagem, onde cada ponto corresponde ao quanto o plano-imagem “vê” da matriz fonte. Essa imagem resultante da projeção (imagem geométrica) é obtida num plano paralelo ao plano imagem e depois convertida em níveis de cinza para visualização.

Figura 5-1 - Esquema de calculo das matrizes objeto e fonte ([OLIVEIRA 95]).

A matriz imagem obtida com a projeção corresponde, portanto, a exposição que chega ao sistema de registro, ou seja, corresponde à distribuição variável de intensidade que emerge do objeto, produzida pela atenuação dos fótons de raios-X ao longo do material que o compõe (contorno do objeto, vide figura 5.2).

Figura 5-2 - Representação gráfica do contorno do objeto

No presente trabalho, portanto, estamos acrescentando o plano-imagem, a partir da introdução dos parâmetros relativos ao sistema de registro. Ao invés da imagem geométrica, será mostrada no monitor do computador a imagem final constituída pelos

vários níveis de densidade óptica correspondentes aos vários níveis de exposição, também convertidos em níveis de cinza.

5.2. Procedimento para a Simulação

Os níveis de cinza da imagem geométrica obtidos em [OLIVEIRA 95] correspondem à exposição que deverá chegar até o filme ou combinação écran-filme. Constituem a entrada para o procedimento de simulação proposto e desenvolvido nesta pesquisa. Assim, se o sistema de registro for composto apenas pelo filme, esses níveis de cinza correspondem ao logaritmo de exposição relativa do filme, a qual produzirá um nível de densidade óptica, considerando a sua curva característica; se o sistema de registro for composto por uma combinação écran-filme, a exposição representada pelos níveis de cinza será primeiramente convertida em luz, considerando também os parâmetros do sistema de registro (eficiência de conversão do écran, capacidade de absorção, eficiência do écran, espectro de emissão do écran e curva característica do sistema) e produzirá um outro nível de densidade óptica.

5.3. Características da Programação e Materiais Empregados

O procedimento desenvolvido de simulação da nitidez de imagens radiográficas pode ser visualizado por meio dos esquemas das figuras 5.3 e 5.4.

Figura 5-3 - Descrição geral do procedimento de simulação.

Figura 5-4 - Fluxograma do procedimento de simulação.

O fluxograma esquematizado na figura 5.4 apresenta algumas características que são detalhadas no item seguinte.

5.3.1. Detalhes do Fluxograma

• Entrada de dados 1

São os parâmetros necessários para simular a geometria de exposição, ou seja, parâmetros do tubo de raio X e objeto. São eles: (a) dimensão do ponto focal (a e b); (b) tipo de fonte; (c) raio do objeto; (d) distância foco-objeto; (e) distância objeto-filme; (f) inclinação do alvo; (g) escala de imagem; (h) espaço entre objetos.

• Entrada de dados 2

São os parâmetros necessários para simular a influência do sistema de registro. São eles: kVp, curva H-D, fator de intensificação do écran, espectro de emissão, eficiência de conversão e capacidade de absorção.

- **Cálculos 1**

Neste bloco ocorrem os cálculos necessários para simular a geometria de exposição. São construídas as matrizes fonte (MF) e objeto (MO), e é realizada a projeção de MO sobre MF, resultando na matriz imagem. Esta parte da simulação consta da pesquisa anterior realizada por [OLIVEIRA 95].

- **Cálculos 2**

Neste bloco temos os cálculos que resultam na influência do sistema de registro, cujos algoritmos se encontram no item 5.4.2.

- **Palheta**

A palheta proporciona algumas formas de visualização da imagem, baseadas na alteração das suas cores e do fundo. Os parâmetros que introduzem essas formas de visualização são: (a) *negativo* da imagem; (b) *grupo de cores* para diferentes grupos de níveis de cinza; (c) *positivo* da imagem; (d) *Visual* - as cores verde e vermelha representam respectivamente a sombra e o fundo da imagem, que o olho consegue distinguir; e (e) *Tons reais* - as cores azul e vermelha representam respectivamente os valores reais da sombra e do fundo da imagem.

- **Salvar imagem**

O usuário tem a possibilidade de salvar a imagem apresentada na tela do microcomputador.

- **Sistema de registro**

Neste bloco o usuário deve optar por avaliar somente o aparelho de raio-X ou avaliar o aparelho de raio-X e o sistema de registro.

- **Outra avaliação ?**

Neste outro o usuário pode avaliar outro sistema radiológico ou finalizar simulação.

- **Troca aparelho de raio-X ?**

Aqui o usuário pode continuar a avaliar o mesmo aparelho de raio-X ou avaliar outro.

- **Visualiza imagem**

Neste bloco ocorre a exibição da imagem, em tons de cinza, apresentando a influência do sistema radiológico empregado sobre a nitidez da imagem.

Assim, o procedimento de simulação da nitidez de imagens radiográficas deve efetuar os cálculos necessários baseados em imagens simuladas de objetos de testes desenvolvidos em nossos laboratórios e permitir a visualização no monitor do microcomputador da: (a) imagem produzida pela exposição geométrica sem a influência do sistema de registro; (b) imagem produzida no sistema de registro composto apenas do filme; e (c) imagem produzida no sistema de registro composto por uma combinação écran-filme.

5.3.2. Objetos de Teste

Os objetos de testes utilizados nesse trabalho são:

- **matriz de orifícios**

A matriz de orifícios consiste em uma placa de chumbo em formato circular com 0,7mm de espessura e 140mm de diâmetro, sobre a qual foram feitos 100 orifícios dispostos radialmente, com diâmetro de 0,11mm, conforme ilustra a figura 5.5. Os furos foram feitos com uma inclinação do feixe de raios-X e considerando-se que a matriz distasse 200mm do ponto focal. Essa placa de chumbo foi montada sobre uma placa de alumínio com 2mm de espessura e sobre uma placa de acrílico com 3mm de espessura. Para que o diâmetro dos furos não se alterasse em virtude da oxidação do chumbo, este foi pintado com verniz de circuito impresso, transparente aos raios-X. Nas placas de alumínio e acrílico foram feitos furos de 2mm para que não houvesse interferência na passagem dos raios-X. A matriz de orifícios foi construída para fornecer a imagem do ponto focal em várias regiões do campo, no plano imagem. Medindo essas imagens, podem-se obter medidas do tamanho do ponto focal para diversas posições no campo e,

ainda extrair o valor do ângulo do anodo, bem como conhecer o ponto de corte sobre o plano imagem, ou seja, podem-se obter todos os parâmetros das equações da característica de campo dados por [DOI 77a];

Figura 5-5 - Matriz de orifícios

• matriz de esferas

A matriz de esferas consiste em esferas de tungstênio de 0,7mm de diâmetro, incrustadas em uma placa de acrílico com 3mm de espessura em formato circular. As esferas foram dispostas radialmente com raios variando de 5mm em 5mm e com distância de 3mm a 6mm entre elas (vide figura 5.6);

Figura 5-6 - Matriz de Esferas

- **matriz de anéis**

A matriz de anéis foi feita com fios de cobre de 0,64mm de diâmetro colados numa placa de acrílico, com espaçamento de 3mm entre os fios. Essa matriz foi desenvolvida para avaliar a deformação da imagem na direção radial em relação ao centro do campo de radiação (vide figura 5.7);

Figura 5-7 - Matriz de anéis

- matriz de fios 1

A matriz de fios 1 consiste de fios retos de cobre de 0,64mm de diâmetro colados numa placa de acrílico, tendo como centro o ponto de corte, calculado para uma angulação típica do anodo de 23° , como ilustrado na figura 5.8. Essa matriz foi construída para avaliar a deformação da imagem na direção do ponto de corte.

Figura 5-8 - Matriz de fios 1

- **matriz de fios 2**

A matriz de fios 2 consiste de fios retos de cobre de 0,64mm de diâmetro colados numa placa de acrílico a partir do centro do campo de radiação como mostra a figura 5.9. Essa matriz foi construída para avaliar a deformação da imagem na direção perpendicular à matriz de anéis em relação ao centro do campo de radiação;

Figura 5-9 - Matriz de fios 2

5.4. Simulação da Nitidez de Imagens Radiológicas em Sistemas Écran-Filme

Para melhor compreensão da simulação da nitidez de imagens radiológicas em sistemas écran-filme vamos falar a respeito do procedimento de simulação como disposto anteriormente.

5.4.1. Sem Sistema de Registro

O procedimento permite o cálculo da imagem a partir da exposição geométrica, e sua visualização no monitor do computador com conseqüente gravação de dados como em [OLIVEIRA 95].

5.4.2. Com Sistema de Registro

Nesta etapa do procedimento, simulamos o efeito do sistema de registro composto por filme ou combinação écran-filme sobre a nitidez da imagem radiográfica.

Para simularmos o efeito somente do **filme**, observamos as suas características físicas e propriedades sensitométricas descritas no capítulo 2. Percebemos a importância delas e a sua influência sobre a nitidez das imagens, e concluímos que esta influência é dada principalmente pela curva H-D, de modo que, utilizando-a, estaremos verificando o efeito do filme radiográfico.

Então, conseguimos curvas H-D de alguns tipos de filmes mamográficos, tomográficos e convencional (Kodak, Dupont, IBF, Fuji), empregados rotineiramente em radiodiagnóstico (vide apêndice A), as quais foram obtidas utilizando-se sensitômetro MRA, densitômetro MRA e processadora Kodak. Estes dispositivos foram utilizados da seguinte forma:

- o sensitômetro previamente calibrado com uma tira sensitométrica proporcionou uma exposição (log de exposição relativa) em 21 regiões sobre o filme, ou seja, proporcionou 21 passos de exposição. De um passo para outro, ocorre uma variação de 0,15 no log de exposição relativa;
- após o filme ser sensibilizado pelo sensitômetro, ele foi processado à temperatura de 34,5°C, e;
- com o densitômetro foi realizada uma varredura sobre a região do filme que foi sensibilizada com os 21 passos de exposição, obtendo, dessa forma, as densidades ópticas correspondentes, finalizando com o levantamento da curva H-D, cujo formato pode ser visualizado na figura 5.10.

Figura 5-10 - Formato da curva H-D obtida com sensítômetro e densítômetro MRA.

Observando o formato destas curvas, verificamos que: (a) o eixo x, correspondente aos níveis de exposição (log de exposição relativa), varia de 0 (zero) à 3,0; e (b) o eixo y, correspondente às densidades ópticas (níveis de escurecimento do filme), varia de 0 (zero) à densidade máxima de cada filme. Como o microcomputador trabalha com níveis de cinza e não densidade, os diferentes níveis de escurecimento do filme, correspondentes à influência do sistema de registro sobre a nitidez da imagem, devem ser convertidos em níveis de cinza. Considerando que os níveis de cinza variam de 0 (zero) a 255, e ainda, com a finalidade de facilitar esta conversão, redimensionamos os intervalos de exposição (0 a 3,0) e densidade óptica (0 até a densidade óptica máxima) para novos intervalos de exposição e densidade óptica, que variam de 0 a 255. Para isso, desenvolvemos um algoritmo que: (a) solicita os 21 passos de densidade; (b) calcula para cada densidade óptica a exposição correspondente $((\text{passo} - 1) * 0,15)$; (c) subdivide cada passo de densidade óptica e exposição, de modo que os 21 passos originais se tornem 255 passos (vide fluxograma da figura 5.11).

Figura 5-11 - Fluxograma da curva H-D.

Após termos redimensionado a curva, montamos uma curva padrão (calibração) que nos serviu de referência, pois cada filme apresenta uma densidade óptica máxima diferente. A curva de calibração é gerada por um algoritmo que: (a) solicita a densidade óptica máxima; (b) calcula 255 passos de densidade óptica que variam de 0 (zero) a densidade óptica máxima; e (c) calcula 255 passos de exposição que variam de 0 (zero) a 3,0 (log de exposição relativa), (vide fluxograma da figura 5.12).

Figura 5-12 - Fluxograma da curva de calibração.

Para que pudéssemos observar o grau de escurecimento que cada filme particular produziria para uma dada exposição sem a influência do objeto desenvolvemos um outro algoritmo que: (a) solicita o nível de exposição que chega ao filme; (b) carrega a curva H-D no formato desejado e a coloca em uma tabela; (c) procura esse nível de exposição na tabela da curva H-D e obtém a densidade óptica correspondente; caso não encontre esse nível de exposição, obtém o valor mais próximo; (d) procura densidade óptica na curva padrão e obtém o nível de cinza correspondente; caso não encontre esse nível de

exposição, obtém o valor mais próximo; e (e) mostra na tela do microcomputador os níveis de cinza (vide fluxograma da figura 5.13).

Figura 5-13 - Fluxograma do grau de escurecimento do filme.

A etapa seguinte consistiu em observar a influência das características do filme na imagem final do objeto. O efeito do objeto é obtido com a simulação da geometria de exposição, sendo que a imagem final consiste numa matriz de pontos, em que cada ponto é o quanto o plano imagem “vê” da fonte, apresentada em nível de cinza. O efeito do sistema de registro foi então introduzido antes da imagem ser mostrada, ou seja, o nível

de cinza corresponde à entrada do procedimento que simula o efeito do filme. Porém, trata-se de um nível de cinza e não de um nível de exposição. Então, para encontrar a exposição, efetuamos uma relação gráfica entre a saída do procedimento que simula a geometria de exposição e a curva H-D do sistema de registro, como mostra a figura 5.14.

Figura 5-14 - Relação gráfica para a obtenção do nível de exposição que chega ao sistema de registro.

De acordo com a palheta utilizada, os níveis de cinza 0 (zero), 1 a 254 e 255 representam os pontos do plano imagem que (a) não são irradiados pela fonte, (b) são

parcialmente irradiados, e (c) são totalmente irradiados, respectivamente. Dessa forma, é possível realizar uma relação gráfica entre a saída do procedimento que simula a geometria de exposição (linear) e a curva H-D do sistema de registro, de tal forma que o nível de cinza 0 corresponde ao fog, os níveis de cinza de 1 a 254 correspondem a porção linear e o nível 255 a saturação. Em resumo, os níveis de cinza da imagem geométrica, que correspondem a exposição que chega ao plano imagem serão modulados pelos níveis de exposição da curva H-D.

Em seguida os valores de exposição correspondentes a cada nível de cinza são armazenados numa tabela. (vide fluxograma da figura 5.15). Assim, é possível obter a densidade óptica na curva a partir da exposição, relacionar com a curva de calibração, obtendo o novo nível de cinza, e em seguida apresentá-lo na tela do (vide fluxograma da figura 5.16). Essa imagem do objeto refletirá as características do sistema de registro.

Figura 5-15 - Fluxograma da relação gráfica.

Figura 5-16- Fluxograma da influência do sistema de registro na imagem final do objeto.

Para simularmos o efeito da **combinação écran-filme**, também observamos as suas características físicas e propriedades sensitométricas descritas nos capítulos 2 e 3. Percebemos que tais características estão basicamente inseridas na sua curva H-D, ou seja, influenciam a forma e deslocamento da curva do sistema no eixo de exposição e densidade óptica. Portanto, utilizando-a, estamos simulando o efeito da combinação écran-filme. O procedimento desenvolvido é basicamente o mesmo do sistema de

registro composto apenas pelo filme, acrescentando, porém, o fator de intensificação do écran que corresponde ao quanto a curva H-D do sistema se desloca no eixo de exposição, dependendo da técnica de exposição utilizada.

5.4.3. Efeito “Heel”

Em nossa pesquisa, consideramos também o Efeito “Heel”, responsável pela variação na distribuição de intensidade de radiação entre regiões do campo desde o anodo até o catodo. Consideramos uma variação linear de intensidade de 75 a 125% (do anodo ao catodo) como ilustrado na figura 4.8, do capítulo anterior, a fim de mostrar a sua influência na nitidez da imagem. Para isso, desenvolvemos um algoritmo que realiza uma varredura do ponto de corte do campo (do lado do anodo) ao catodo, de tal forma que a intensidade de radiação que chega ao ponto de corte é reduzida em 50% em relação ao catodo.

Para comprovar a validade do algoritmo da variação linear, realizamos um estudo empírico acerca do Efeito “Heel”. Neste estudo, digitalizamos algumas imagens radiográficas utilizando o digitalizador UMAX 1260 com resolução de 300 DPI e 256 níveis de cinza, entre as quais encontra-se a imagem ilustrada na figura 5.17. Em seguida, desenvolvemos um algoritmo que: (a) carrega a imagem; (b) realiza uma varredura em todos os “pixels” da coordenada (384,0) até (384,1024) na direção anodo-catodo; e (c) mostra o gráfico correspondente ao comportamento do Efeito “Heel” (vide figura 5.18).

Figura 5-17 - Imagem real digitalizada contendo Efeito "Heel" nitidamente.

Figura 5-18 - Representação gráfica do comportamento do Efeito "Heel" para a imagem da figura 5-17.

O comportamento exponencial observado no gráfico 5-18 ocorre também para as demais imagens digitalizadas com taxas de variação diferentes, devido (a) às características de transferência dos diferentes sistemas de registro e (b) ao desgaste do tubo de raios-X.

Após a análise dos gráficos das várias imagens digitalizadas, realizamos uma média e verificamos que a variação linear constitui uma boa aproximação, suficiente para atingirmos nosso objetivo (simular a resposta do sistema de registro). Ressaltamos também, que simular esse comportamento exponencial culmina numa outra pesquisa, em virtude da complexidade envolvida. Portanto, é válido simular a variação linear.

5.4.4. Informando o Radiologista

Desenvolvemos adicionalmente um procedimento para informar o radiologista quanto ele deverá aumentar ou diminuir um dos parâmetros operacionais, a corrente do tubo (**mAs**), a fim de obter uma imagem com densidade óptica adequada para sua visualização.

Assim que o sistema carrega a curva H-D e a coloca em uma tabela, caminhamos ao longo dela calculando a variação entre um nível de exposição e o nível anterior no intuito de selecionar a porção linear, obtendo em seguida o nível de exposição e densidade óptica centrais. Esses níveis, a partir de então, serão chamados de “ideais” para uma radiografia adequada. Depois, somamos cada ponto do plano imagem que “vê” a fonte parcialmente e dividimos este valor pelo número total dos pontos somados, de forma a obter um valor médio, o qual será relacionado com os valores de exposição que foram obtidos durante a relação gráfica, resultando num valor médio de exposição que será comparado com o nível de exposição “ideal”. Esta comparação é feita verificando a localização do valor médio no eixo de exposição, tomando como ponto de referência o valor “ideal”. A localização diz ao radiologista se ele irá incrementar ou decrementar a corrente de tubo, e o cálculo da variação entre o valor “ideal” e valor médio diz o quanto. Na figura 5.19 observamos um exemplo, no qual o valor médio (E_m) se encontra numa posição da curva H-D anterior ao valor “ideal” (E_i), indicando que a corrente do tubo deverá ser aumentada em $\Delta E (E_i - E_m)$.

Figura 5-19 - Exposição ideal (E_i) e exposição média (E_m)

5.4.5. Parâmetros Físicos dos Écrans

Procuramos também simular a influência do écran sobre a nitidez da imagem radiológica a partir de alguns dos seus parâmetros físicos, possibilitando dessa forma comparar esta influência com aquela proporcionada pela simulação baseada na curva H-D e fator de intensificação. Pela literatura, observamos que os parâmetros freqüentemente estudados por muitos pesquisadores e que afetam a nitidez da imagem, responsáveis pelo efeito amplificador são: (a) espectro de emissão; (b) resposta à kVp; (c) eficiência de conversão; (d) absorção; e (e) eficiência do écran.

Desenvolvemos um algoritmo que considera o equacionamento proposto no item 3.1.3, do capítulo 3, com uma alteração. Esta alteração está relacionada à kVp. Para a simulação em questão, consideramos a energia média do espectro. O equacionamento

proporciona o número de fótons produzidos pelo écran, o qual empregamos como fator multiplicador da distribuição de intensidade variável que emerge do objeto. O valor obtido é então dividido pela taxa de produção de centros de imagem latente proporcionada por um sistema de registro composto por uma combinação écran-filme, como descrito no item 3.1.3.

5.5. Verificação da Validade do Método

Para confirmarmos a validade da simulação expusemos as matrizes de orifícios, de esferas, de anéis e de fios, utilizando: (a) 6 mamógrafos e 1 sistema de raios-X convencional relacionados na tabela 5.1 do item 5.5.1; (b) alguns sistemas de registro apresentados na tabela 5.2 do item 5.5.2; e (c) reveladora automática RP X-OMAT KODAK. Em seguida, com o auxílio de negatoscópio, analisamos as imagens reais e comparamo-las com as imagens simuladas empregando estas configurações.

5.5.1. Sistemas de Raios-X Utilizados

Para simularmos as imagens foi necessário medir o ponto focal no centro do campo e, para calcular o ângulo de inclinação do tubo, foram realizadas mais duas medidas sobre o eixo catodo-anodo. Os dados referentes as essas medidas estão na tabela 5.1. As colunas **a** e **b** representam o tamanho do ponto focal no centro do campo de radiação nas direções paralela e perpendicular ao eixo do tubo, respectivamente (vide figura 5.20); as colunas **P1** e **P2**, o tamanho "a" do foco no eixo anodo-catodo, nas posições **20mm** e **40mm** (do lado do anodo), respectivamente; as colunas α_1 e α_2 , os valores do ângulo do alvo calculados para **P1** e **P2** respectivamente; e a coluna $\alpha_{\text{médio}}$, o valor médio inteiro entre os ângulos α_1 e α_2 .

Para realizar essas medições utilizamos um microscópio de projeção KARL ZEISS JENA, modelo VORSCHALTGERAT HB 0 200, e um retículo de 5mm com 100 divisões e ampliação de 110 vezes, a fim de observar as imagens de pontos focais obtidas pelas exposições da matriz de orifícios.

Figura 5-20 - Dimensões a e b do ponto focal.

EQUIPAMENTO		a (mm)	b (mm)	P1 (mm)	α_1 (°)	P2 (mm)	α_2 (°)	$\alpha_{\text{méd}}\br/>(°)$
M1	MAMMOMAT - Siemens Hospital das Clínicas da UNICAMP - Campinas	2,1	0,75	1,5	22,8	1,1	23,4	23
M2*	CGR - Senographe 500t Hospital das Clínicas da UNICAMP - Campinas	0,4	0,3	---	---	---	---	---
M3	CGR - Senographe 500t Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto	1,75	0,9	1,4	29,4	0,85	28,2	29
M4	MAMMODIAGNOST - Philips - Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto	1,25	0,7	0,9	23,5	0,5	22,4	23
M5a	CGR - Senographe 500t HB de São José do Rio Preto (foco grosso)	0,85	0,5	0,65	29,1	0,5	28,4	29
M5b*	CGR - Senographe 500t HB de São José do Rio Preto (foco fino)	0,25	0,25	---	---	---	---	---
S1	SHIMADZU Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto	1,7	1,0	1,2	24,5	0,65	24,0	24
* valores obtidos com câmera de fenda M1, M2, M3, M4, M5a, M5b (mamógrafos) e S1 (sistema de raios-X convencional)								

Tabela 5-1 - Medidas do ponto focal e ângulo de inclinação para alguns sistemas de raios-X.

5.5.2. Sistemas de Registro Utilizados

Os sistemas de registro utilizados no procedimento de simulação da nitidez de imagens radiológicas estão relacionados na tabela 5.2 a seguir.

Sistemas de Registro	Kodak	Kodak Min-R	Kodak TMG	Dupont	IBF	Fuji com cassete Min-R	Fuji
Filme mamográfico	--	F1	--	F2	F3	--	F4
Filme tomográfico	F5	--	--	F6	F7	--	--
Filme convencional	--	--	F8	--	--	--	F9
Écran filme mamográfico	--	EF1	--	EF2	EF3	EF4	--
Écran filme tomográfico	EF5	--	--	EF6	EF7	--	--
Écran filme convencional	--	--	EF8	--	--	--	EF9

Tabela 5-2 - Sistemas de Registro de Imagem utilizados.

5.5.3. Técnicas de Exposição dos “Phantoms”

As condições de exposição de cada objeto estão relacionadas nas tabelas 5.3, 5.4, 5.5 e 5.6.

Para os sistemas M1, M2 e M3 a matriz de orifícios foi exposta 8 vezes; para os sistemas M5a e S1, 5 vezes; para o M5b, 3 vezes; e para o M4 que não tem regulagem manual de corrente, mas possui regulagem de tempo, foram necessárias 2 exposições de 4 segundos.

EQUIP.	Tensão kV	C x t (mAs)	Tempo (s)	DFO (mm)	DOF (mm)	Magn. exp.	Nº de exp.
M1	35	100	*	220	220	2	8
M2	35	100	*	220	220	2	8
M3	35	100	*	220	220	2	8
M4	35	**	4	220	220	2	2
M5a	36	120	*	250	250	2	5
M5b	36	120	*	250	250	2	3
S1	47	125	*	250	250	2	5
<p>* Tempo de disparo regulado internamente e corrente manual ** Corrente regulada internamente e tempo manual C x t = corrente vezes o tempo Tempo = tempo de exposição do filme DFO = distância foco-objeto DOF = distância objeto-filme Magn = magnificação do objeto Nº de exp = número de vezes que o filme foi exposto OBS : Esta notação é válida para todas as tabelas.</p>							

Tabela 5-3 - Condições de exposição da matriz de orifícios.

EQUIP.	Tensão kV	C x t (mAs)	Tempo (s)	DFO (mm)	DOF (mm)	Magn. exp.	Nº de exp.
M1	35	200	*	250	250	2	1
M2	---	---	---	---	---	---	---
M3	35	100	*	210	210	2	1
M4	35	**	2.5	200	200	2	1
M5a	36	120	*	250	250	2	1
M5b	36	120	*	250	250	2	1
S1	50	100	*	250	250	2	1

Tabela 5-4 - Condições de exposição da matriz de esferas.

EQUIP.	Tensão kV	C x t (mAs)	Tempo (s)	DFO (mm)	DOF (mm)	Magn. exp.	Nº de exp.
M1	35	200	*	250	250	2	1
M2	---	---	---	---	---	---	---
M3	35	100	*	210	210	2	1
M4	35	**	2,5	200	200	2	1
M5a	36	120	*	250	250	2	1
M5b	36	120	*	250	250	2	1
S1	50	100	*	250	250	2	1

Tabela 5-5 - Condições de exposição da matriz de anéis.

EQUIP.	Tensão kV	C x t (mAs)	Tempo (s)	DFO (mm)	DOF (mm)	Magn. exp.	Nº de exp.
M1	---	---	---	---	---	---	---
M2	---	---	---	---	---	---	---
M3	35	100	*	210	210	2	1
M4	35	**	2	210	210	2	1
M5a	36	120	*	250	250	2	1
M5b	36	120	*	250	250	2	1
S1	36	100	*	250	250	2	1

Tabela 5-6 - Condições de exposição da matrizes de fios 1 e 2.

CAPÍTULO 6

RESULTADOS

As imagens obtidas com a simulação apresentam as deformações causadas pelo tamanho do ponto focal ao longo do campo de radiação e as deformações e/ou melhorias proporcionadas pelo sistema de registro.

6.1. Imagens Simuladas

As imagens foram simuladas de modo que o monitor do computador correspondesse ao filme radiográfico de 18 x 24cm, com a resolução da imagem limitada à resolução do monitor (110 DPI). A resolução apresentada foi de 1024 x 758 “pixels” (equivalente a 24 x 18cm) com 256 níveis de cinza.

As figuras 6.1, 6.2, 6.3, ilustram imagens simuladas da matriz de esferas considerando efeitos somente da geometria de exposição, do filme radiográfico, e da combinação écran-filme, respectivamente.

Nestas figuras e nas demais que serão apresentadas no decorrer do capítulo, o anodo está no lado esquerdo e o catodo no lado direito.

(a)

(b)

Figura 6.1 - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M4 ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), considerando: (a) somente a geometria de exposição; (b) somente a geometria de exposição com ampliação de 3 vezes.

(a)

(b)

Figura 6.2 - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M4 ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), considerando: (a) o efeito do sistema de registro F1; (b) a influência do sistema de registro F1 com ampliação de 3 vezes.

(a)

(b)

Figura 6.3 - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M4 ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), considerando: (a) a influência do sistema de registro EF1 e fator de intensificação ($FI = 0,5$); (b) o efeito do sistema de registro EF1 com escala de ampliação 3 e fator de intensificação ($FI = 0,5$).

As imagens simuladas da matriz de esferas, considerando-se o efeito do sistema de registro, apresentam uma definição de contraste maior que aquela obtida considerando-se apenas a geometria de exposição. Isso fica bem mais claro na figura 6.4, onde se isolou a imagem de uma única esfera da matriz.

Figura 6.4 - Imagem simulada da esfera central para o sistema M4 ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs) com ampliação de 10 vezes, considerando-se (a) apenas o efeito relacionado à geometria de exposição, (b) também o efeito do sistema de registro F1, (c) equivalente ao negativo do filme para imagem (a) e (d) equivalente ao negativo do filme para imagem (b).

6.2. Imagens Simuladas e Imagens Reais

Simulamos a matriz de esferas para avaliar as deformações na nitidez da imagem proporcionadas pelo tamanho do ponto focal e deformações e/ou melhorias causadas pelas características do sistema de registro.

As imagens reais apresentadas aqui correspondem à região do campo de radiação utilizado para a obtenção de mamografias, nosso principal interesse.

Como a resolução do monitor é um fator limitante da resolução da imagem simulada (110 DPI), procuramos digitalizar as imagens reais (com digitalizador UMAX 1260) com a resolução mais próxima possível, ou seja, 150 DPI. E para facilitar a comparação destas imagens, procuramos mostrá-las aproximadamente do mesmo tamanho, apresentando a mesma região.

Considerando o fato de que a resolução das imagens reais é um pouco superior à resolução das imagens simuladas, observaremos nestas primeiras melhor definição. Contudo, existem variáveis que podem introduzir certas diferenças, relacionadas com (a) o filme e (b) o sistema digitalizador.

Em (a) verificamos que tempo e temperatura de processamento do filme, produtos químicos utilizados, tempo de armazenamento e lote do qual o filme foi retirado são parâmetros importantes, capazes de modificar a curva H-D, e consequentemente, torná-la diferente daquela utilizada para a obtenção da imagem simulada. Porém, tais variáveis podem ser controladas por um programa de controle de qualidade. No caso (b) por outro lado, estão os vários parâmetros que podem ser alterados através do “software” que comanda a digitalização, tais como: fator gama, “highlight” e “shadow”. Pode-se utilizar o auto-ajuste do digitalizador, entretanto, dependendo de como a imagem real foi obtida, a imagem digitalizada fica sensivelmente diferente. Nesses casos, é necessário otimizar os parâmetros mencionados acima, o que constituiu uma dificuldade para a documentação do trabalho.

A intenção era documentar o trabalho com fotografias das imagens reais, mas estas apresentaram problemas em virtude das muitas variáveis envolvidas no processo de

fotografia, tais como: exposição, revelação, ampliação que podem mascarar efeitos observados no radiograma observado em negatoscópio.

As figuras 6.5 a 6.13 ilustram os resultados da simulação para os sistemas radiográficos descritos anteriormente (item 5.4.1). As figuras 6.5, 6.6, 6.7, 6.9 e 6.13 mostram em (a) as imagens simuladas considerando apenas o filme, e em (b) as imagens reais obtidas nos equipamentos M1, M2, M3, M4 e S1, respectivamente, digitalizadas.

As figuras 6.8, 6.10, 6.11 e 6.12 correspondem às imagens (a) e (b) simuladas, considerando um sistema écran-filme e (c) reais, obtidas para os equipamentos M3, M4, M5a e M5b respectivamente.

Figura 6.5a - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M1 ($dfo = dof = 25$ cm, 36 kVp, 6 mAs), utilizando o sistema de registro F8

Figura 6.5b - Imagem digitalizada do radiograma da matriz de esferas obtido com o sistema M1($dfo = dof = 25$ cm, 36 kVp, 6 mAs), utilizando o sistema de registro F8.

Figura 6.6a - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M2 ($dfo = dof = 28$ cm, 35 kVp, 100 mAs), utilizando o sistema de registro F8.

Figura 6.6b - Imagem digitalizada do radiograma da matriz de esferas obtido com o sistema M2 ($dfo = dof = 28$ cm, 35 kVp, 100 mAs), utilizando o sistema de registro F8.

Figura 6.7a - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M3 (dfo = dof = 21 cm, 35 kVp, 100 mAs), utilizando o sistema de registro F8.

Figura 6.7b - Imagem digitalizada do radiograma da matriz de esferas obtido com o sistema M3 (dfo = dof = 21 cm, 35 kVp, 100 mAs), utilizando o sistema de registro F8.

(a)

(b)

Figura 6.8 - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M3 ($dfo = dof = 22$ cm, 28 kVp, 0,2s), usando o sistema de registro EF1 utilizando: (a) o fator de intensificação ($FI = 0,19$). (b) os parâmetros físicos do écran: eficiência de absorção, eficiência de conversão, eficiência do écran, espectro de emissão e resposta kVp.

Figura 6.8c - Imagem digitalizada do radiograma da matriz de esferas obtido com o sistema M3 (dfo = dof = 22 cm, 28 kVp, 0,2s), utilizando sistema de registro EF1.

Figura 6.9a - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M4 ($dfo = dof = 20$ cm, 35 kVp, 2,0s), utilizando sistema de registro F8.

Figura 6.9b - Imagem digitalizada do radiograma da matriz de esferas obtido com o sistema M4 ($dfo = dof = 20$ cm, 35 kVp, 2,0s), utilizando o sistema de registro F8.

(a)

(b)

Figura 6.10 - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M4 ($dfo = dof = 22$ cm, 31 kVp, 0,2s), usando sistema de registro EF8 utilizando: (a) o fator de intensificação ($FI = 0,5$) ; (b) os parâmetros físicos do écran: eficiência de absorção, eficiência de conversão, eficiência do écran, espectro de emissão e resposta kVp.

Figura 6.10c - Imagem digitalizada do radiograma da matriz de esferas obtido com o sistema M4 (dfo = dof = 22 cm, 31 kVp, 0,2s), utilizando sistema de registro EF8.

(a)

(b)

Figura 6.11 - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M5a ($d_{fo} = d_{of} = 25$ cm, 36 kVp, 10 mAs), usando Sistema de registro EF4 utilizando: (a) o fator de intensificação ($FI = 0,5$); (b) os parâmetros físicos do écran: eficiência de absorção, eficiência de conversão, eficiência do écran, espectro de emissão e resposta kVp

Figura 6.11c - Imagem digitalizada do radiograma da matriz de esferas obtido com o sistema M5a (dfo = dof = 25 cm, 36 kVp, 10 mAs), utilizando sistema de registro EF4.

(a)

(b)

Figura 6.12 - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M5b ($dfo = dof = 25$ cm, 36 kVp, 6 mAs), usando sistema de registro EF4 utilizando: (a) o fator de intensificação ($FI = 0,5$); (b) os parâmetros físicos do écran: eficiência de absorção, eficiência de conversão, eficiência do écran, espectro de emissão e resposta kVp.

Figura 6.12c - Imagem digitalizada do radiograma da matriz de esferas obtido com o sistema M5b (dfo = dof = 25 cm, 36 kVp, 6 mAs), utilizando o sistema de registro EF4.

Figura 6.13a - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema S1 ($dfo = dof = 20$ cm, 36 kVp, 10 mAs), utilizando o sistema de registro F8.

Figura 6.13b - Imagem digitalizada do radiograma da matriz de esferas obtido com o sistema S1 ($dfo = dof = 25$ cm, 36 kVp, 10 mAs), utilizando o sistema de registro F8.

Nestas figuras podemos observar as imagens da matriz de esferas para diferentes sistemas de raios-X e sistemas de registro. Embora a apresentação dos resultados em papel não seja tão boa quanto na tela do microcomputador, percebemos que as imagens simuladas são similares às imagens reais, comprovando, portanto, a validade do método. As diferenças, como já foi mencionado, são atribuídas às variáveis relacionadas com o filme e sistema de digitalização que dificultam a documentação do trabalho.

A simulação do efeito da combinação écran-filme sobre a nitidez da imagem baseada nos parâmetros físicos ilustrados nas figuras 6.10a, 6.11a e 6.12a também apresentaram resultado similar (a) à imagem simulada baseada na curva H-D e fator de intensificação, e (b) à imagem real.

No item 6.4 adiante poderá ser observada a influência desses e de outros sistemas de registro sobre a nitidez da imagem de esferas ampliadas 5 vezes.

6.3. Imagens Simuladas Apresentando o Efeito “Heel”

Simulamos a influência do filme e da combinação écran-filme também considerando o efeito “Heel”. As figuras 6.14 e 6.15 ilustram o efeito da variação de intensidade na nitidez da imagem para o filme e a combinação écran-filme respectivamente, a partir daquela variação na distribuição de intensidade ao longo do campo de radiação de 75% a 120% (comportamento linear), como mostrado na figura 4.9 do capítulo 4.

Figura 6.14 - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M4 ($dfo = dof = 20$, 35 kVp, 4mAs), considerando o sistema de registro F1 e o efeito "Heel" (comportamento linear).

Figura 6.15 - Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M4 ($dfo = dof = 20$, 35 kVp, 4mAs), considerando o sistema de registro EF1 com fator de intensificação ($FI = 0,3$) e o efeito "Heel" (comportamento linear).

Utilizando sistema de registro composto apenas por filme observamos que a imagem simulada do objeto no centro do campo é semelhante àquela obtida considerando somente a curva H-D, mesmo porque no centro de campo não ocorre variação. Na posição do campo próxima ao anodo, a intensidade de radiação que chega ao filme é menor, de modo que a imagem apresenta densidade óptica atenuada, tendendo à base da curva H-D; e na posição próxima ao catodo, a intensidade de radiação é maior, de tal forma que a imagem apresenta densidade óptica mais acentuada, tendendo ao patamar superior da curva H-D.

Para sistema de registro composto por combinação écran-filme, observamos que o efeito “Heel” também apresenta uma densidade óptica mais atenuada do lado do anodo e mais acentuada do lado oposto. Entretanto, essa variação na intensidade é tênue, ou seja, bem menos perceptível, por causa do efeito de amplificação fotográfica. Dependendo do fator de intensificação do écran, o Efeito “Heel” não é perceptível, como mostra a figura 6.15.

6.4. Simulando Imagens Ampliadas

O procedimento de simulação possibilita também obter a imagem ampliada de apenas uma esfera da matriz em qualquer posição do campo de radiação com diferentes sistemas de registro. A figura 6.16 mostra a imagem simulada da matriz de esferas, as coordenadas, localização do anodo e catodo e as posições nas quais foram obtidas as imagens simuladas da esfera ampliada que são apresentadas no decorrer deste item.

Figura 6.16 - Imagem simulada equivalente ao negativo do filme obtida para o sistema M4 ($dof = 20\text{cm}$, 35 kVp , 4 mAs), considerando somente a geometria de exposição e apresentando as coordenadas e posições (a) paralela ao eixo do tubo e (b) perpendicular ao eixo do tubo em que foram simuladas as esferas.

Assim, as figuras 6.17 a 6.23 ilustram as imagens simuladas para os sistemas de raios-X M1, M2, M3, M4, M5a, M5b e S1 respectivamente. Estas figuras apresentam em (a) as imagens obtidas no eixo paralelo (x) ao tubo do sistema de raios-X, e (b) as imagens obtidas no eixo perpendicular (y) ao tubo.

Nessas imagens simuladas observamos o efeito da geometria de exposição, a influência de vários sistemas de registro sobre a nitidez e as deformações causadas pelo posicionamento do objeto ao longo do campo de radiação. Para o eixo paralelo ao tubo do sistema de raios-X, as posições selecionadas conforme ilustrado na figura 6.16 são: (a) $x = -80\text{mm}$, (b) $x = -40\text{mm}$, (c) centro do campo de radiação, (d) $x = +40\text{mm}$, e (e) $x = +80\text{mm}$; e para o eixo perpendicular ao tubo, as posições são: (a) $y = +80\text{mm}$ e $x (-)$, (b) $y = +80\text{mm}$ e $x (+)$, (c) $y = +40\text{mm}$ e $x (-)$, (d) $y = +40\text{mm}$ e $x (+)$, (e) centro do campo de radiação, (f) $y = -40\text{mm}$ e $x (-)$, (g) $y = -40\text{mm}$ e $x (+)$, (h) $y = -80\text{mm}$ e $x (-)$, e (i) $y = -80\text{mm}$ e $x (+)$. Essas distâncias no eixo X e Y vão do centro de um objeto (esfera) ao centro de outro e correspondem às localizações deste no plano imagem, tomando como ponto de referência o centro do campo.

Figura 6.17a - Imagem simulada de uma esfera da matriz, com ampliação de 5 vezes para o sistema M1 ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), obtida no eixo paralelo ao tubo (nas posições a, b, c, d e e do campo), considerando o efeito: da geometria de exposição (G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15 (11).

Figura 6.17b - Imagem simulada de 9 esferas da matriz com ampliação de 5 vezes para o sistema M1 ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), obtidas no eixo perpendicular ao tubo (nas posições do campo a, b, c, d, e, f, g, h e i), considerando o efeito: da geometria de exposição (G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15.

Figura 6.18a - Imagem simulada de uma esfera da matriz com ampliação de 5 vezes para o sistema M2 ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), obtida no eixo paralelo ao tubo (nas posições a, b, c, d e e do campo), considerando o efeito: da geometria de exposição(G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15.

Figura 6.18b - Imagem simulada de 9 esferas da matriz com ampliação de 5 vezes para o sistema M2 ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), obtidas no eixo perpendicular ao tubo (nas posições do campo a, b, c, d, e, f, g, h e i), considerando o efeito: da geometria de exposição (G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15.

Figura 6.19a - Imagem simulada de uma esfera da matriz com ampliação de 5 vezes para o sistema M3 ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), obtida no eixo paralelo ao tubo (nas posições a, b, c, d e e do campo), considerando o efeito: da geometria de exposição (G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15.

Figura 6.19b - Imagem simulada de 9 esferas da matriz com ampliação de 5 vezes para o sistema M3 ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), obtidas no eixo perpendicular ao tubo (nas posições do campo a, b, c, d, e, f, g, h e i), considerando o efeito: da geometria de exposição (G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15.

Figura 6.20a - Imagem simulada de uma esfera da matriz com ampliação de 5 vezes para o sistema M4 ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), obtida no eixo paralelo ao tubo (nas posições a, b, c, d e e do campo), considerando o efeito: da geometria de exposição (G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15.

Figura 6.20b - Imagem simulada de 9 esferas da matriz com ampliação de 5 vezes para o sistema M4 ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), obtidas no eixo perpendicular ao tubo (nas posições do campo a, b, c, d, e, f, g, h e i), considerando o efeito: da geometria de exposição (G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15.

Figura 6.21a - Imagem simulada de uma esfera da matriz com ampliação de 5 vezes para o sistema M5a ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), obtida no eixo paralelo ao tubo (nas posições a, b, c, d e e do campo), considerando o efeito: da geometria de exposição (G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15.

Figura 6.21b - Imagem simulada de 9 esferas da matriz com ampliação de 5 vezes para o sistema M 5a ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), obtidas no eixo perpendicular ao tubo (nas posições do campo a, b, c, d, e, f, g, h e i), considerando o efeito: da geometria de exposição (G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15.

Figura 6.22a - Imagem simulada de uma esfera da matriz com ampliação de 5 vezes para o sistema M5b ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), obtida no eixo paralelo ao tubo (nas posições a, b, c, d e e do campo), considerando o efeito: da geometria de exposição (G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15.

Figura 6.22b - Imagem simulada de 9 esfera da matriz com ampliação de 10 vezes para o sistema M5b ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), obtidas no eixo perpendicular ao tubo (nas posições do campo a, b, c, d, e, f, g, h e i), considerando o efeito: da geometria de exposição (G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15.

Figura 6.23a - Imagem simulada de uma esfera da matriz com ampliação de 5 vezes para o sistema S1 ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), obtida no eixo paralelo ao tubo (nas posições a, b, c, d e e do campo), considerando o efeito: da geometria de exposição (G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15.

Figura 6.23b - Imagem simulada de 9 esferas da matriz com ampliação de 5 vezes para o sistema S1 ($dfo = dof = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), obtidas no eixo perpendicular ao tubo (nas posições do campo a, b, c, d, e, f, g, h e i), considerando o efeito: da geometria de exposição (G. EXP.); dos filmes F1, F2, F3, F4, F5, F6, F7, F8, F9; das combinações écran-filme EF1, EF2, EF3, EF4, EF5, EF6, EF7, EF8 e EF9 com FI = 0,15.

Nas figuras observamos que as esferas ampliadas mostram nitidamente os tons de cinza e a deformação na imagem do objeto. Elas são uma boa representação das imagens reais ampliadas.

Observamos também que ocorre alteração na nitidez da imagem (a) de um sistema de raios-X para outro devido a diferenças nos parâmetros de exposição, e (b) de um sistema de registro para outro, devido às diferentes características de cada um na interação com a distribuição de intensidade variável do objeto. O contraste da imagem pode ser mais ou menos acentuado dependendo da curva característica do filme ou curva característica e fator de intensificação da combinação écran-filme utilizada.

No caso da combinação écran-filme o fator de intensificação é muito importante, pois ele é responsável pelo efeito de amplificação fotográfica. Conforme seu valor teremos a sensação de que a imagem da esfera diminuiu, mas na verdade ocorre um translado na curva H-D em direção ao patamar (faixa de saturação da curva). Esse efeito é bem mais visível na região da penumbra que na região da sombra, pois aquela apresenta densidade óptica mais próxima do patamar e quando ocorre o translado, parte dela passa a apresentar densidade óptica na faixa da saturação.

6.5. Objetos Genéricos

Simulamos também a matriz de anéis e as matrizes de fios a fim de observar as deformações produzidas na imagem pelo tamanho do ponto focal, forma do objeto e características do sistema de registro. A matriz de anéis busca avaliar a deformação da imagem na direção radial em relação ao centro do campo, a matriz de fios 1 avalia na direção do ponto de corte do campo, e a matriz de fios 2 avalia na direção perpendicular à matriz de anéis e em relação ao centro do campo.

A título de ilustração, apresentamos figuras desses objetos, retratando imagens simuladas e imagens digitalizadas de radiogramas reais. Entretanto, aqui não nos preocupamos em recortar regiões iguais nas imagens. Apenas procuramos colocar imagens com resolução aproximadamente iguais (imagem simulada: 110 DPI, imagem real: 150 DPI). Assim, as figuras 6.24, 6.25 e 6.26 mostram (a) as imagens simuladas e

(b) as imagens reais obtidas com a matriz de anéis, a matriz de fios 1 e a matriz de fios 2, respectivamente, digitalizadas.

Figura 6.24a - Imagem simulada da matriz de anéis com 0,62mm de diâmetro para sistema M5b ($dfo = dof = 25$, 36 kVp, 6 mAs), considerando o sistema de registro EF4 com fator de intensificação ($FI = 0,3$).

Figura 6.24b - Imagem digitalizada do radiograma da matriz de anéis com 0,62mm de diâmetro obtido com o sistema M5b ($dfo = dof = 25$, 36 kVp, 6 mAs) e sistema de registro EF4.

Figura 6.25a - Imagem simulada da matriz de fios 1 com 0,62mm de diâmetro para o sistema M5b (dfo = dof = 25 cm, 36 kVp, 6 mAs), considerando o sistema de registro EF4 com fator de intensificação (FI = 0,3).

Figura 6.25b - Imagem digitalizada do radiograma da matriz de fios 1 com 0,62mm obtido com o sistema M5b (dfo = dof = 25 cm, 36 kVp, 6 mAs) e sistema de registro EF4.

Figura 6.26a - Imagem simulada da matriz de fios 2 com 0,62mm de diâmetro para o sistema M4 ($dfo = dof = 20$ cm, 35 kVp, 2,0s), considerando o sistema de registro F8.

Figura 6.26b - Imagem digitalizada do radiograma da matriz de fios 2 com 0,62mm de diâmetro obtido com sistema M4 ($dfo = dof = 20$ cm, 35 kVp, 2,0s) e sistema de registro F8.

Em todas essas figuras observamos que as imagens simuladas são similares às imagens reais. Além disso, fica bem evidente que a forma do objeto e a sua localização no campo de radiação influenciam a nitidez da imagem, e que essa influência é mais ou menos acentuada dependendo das características do sistema de registro

Mostramos a seguir as figuras 6.27, 6.28, 6.29, 6.30, 6.31 e 6.32 que ilustram a influência da simulação de dois diferentes sistemas de registro sobre a nitidez da imagem das matrizes de anéis e fios obtidas com o sistema M4.

Figura 6.27 - Imagem simulada da matriz de anéis com 0,62mm de diâmetro para sistema M4 ($dfo = dof = 20$ cm, 35 kVp, 4 mAs), considerando o sistema de registro F2 com fator de intensificação ($FI = 0,2$).

Figura 6.28 - Imagem simulada da matriz de anéis com 0,62mm de diâmetro para sistema M4 ($dfo = dof = 20$ cm, 35 kVp, 4 mAs), considerando o sistema de registro F9.

Figura 6.29 - Imagem simulada da matriz de fios 1 com 0,62mm de diâmetro para sistema M4 (dfo = dof = 20 cm, 35 kVp, 4 mAs), considerando o sistema de registro F2.

Figura 6.30 - Imagem simulada da matriz de fios 1 com 0,62mm de diâmetro para sistema M4 (dfo = dof = 20 cm, 35 kVp, 4 mAs), considerando o sistema de registro F8.

Figura 6.31 - Imagem simulada da matriz de fios 2 com 0,62mm de diâmetro para sistema M4 (dfo = dof = 20 cm, 35 kVp, 4 mAs), considerando o sistema de registro F4.

Figura 6.32 - Imagem simulada da matriz de fios 2 com 0,62mm de diâmetro para sistema M4 (dfo = dof = 20 cm, 35 kVp, 4 mAs), considerando o sistema de registro EF9 com fator de intensificação (FI = 0,3).

Cabe ainda explicar que, na verdade, a apresentação dos resultados na tela do microcomputador é muito mais parecida com a imagem real da radiografia do que a imagem impressa, porque a impressora trabalha com número de pontos por polegada para representar tonalidades ao invés de “pixels” como ocorre com o monitor de vídeo do microcomputador. Neste a representação dos tons de cinza é bem mais nítida, como

mostram as figuras 6.33 e 6.34 ilustrando, a título de comparação, (a) a imagem impressa e (b) a respectiva fotografia da tela do microcomputador para uma simulação da imagem da matriz de esferas para o sistema de raios-X M1 e sistema de registro F8.

Nota-se, nesses exemplos, que há uma diferença entre a sombra e penumbra produzidas pelo ponto focal, acentuada ou reduzida pelas características de transferência do sistema de registro, mais nitidamente perceptível na fotografia.

Figura 6.33a - Imagem simulada da matriz de esferas para sistema M1 ($dof = dfo = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), considerando o sistema de registro F8.

Figura 6.32b - Fotografia da tela do microcomputador contendo a Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M1(dof = dfo = 20cm, 35 kVp, 4 mAs), considerando o sistema de registro F8.

Figura 6.34a - Imagem simulada da matriz de esferas para sistema M1 (dof = dfo = 20cm, 35 kVp, 4 mAs), considerando o sistema de registro F8 com ampliação de 3 vezes.

Figura 6.34b - Fotografia da tela do microcomputador contendo a Imagem simulada da matriz de esferas para o sistema M1 ($dof = dfo = 20\text{cm}$, 35 kVp, 4 mAs), considerando o sistema de registro F8 e ampliação de 3 vezes.

CAPÍTULO 7

DISCUSSÃO DOS RESULTADOS E CONCLUSÕES

7.1. Análise dos Resultados

Após a obtenção das imagens simuladas, efetuamos uma análise destas comparando-as com as imagens reais obtidas em testes de campo e comparando-as entre si, de tal forma que pudéssemos verificar a influência dos vários sistemas radiológicos (equipamento de raios-X e sistema de registro) sobre a nitidez da imagem final, a diferença nesse grau de influência de um para outro e onde tal diferença se encontra.

7.1.1. Imagens Reais e Simuladas

As imagens simuladas de esferas com escala normal e ampliadas mostram claramente a degradação (deformação) da imagem do objeto em função (a) do tamanho da fonte de radiação, (b) da geometria de exposição, (c) da sua posição no campo de radiação, e (d) das características de transferência do sistema de registro. Essas imagens apresentam-se mais nítidas do lado do anodo que no centro do campo de radiação ou no lado do catodo, e a nitidez é ainda mais acentuada quando o objeto se encontra posicionado do lado do anodo sobre o eixo anodo-catodo (paralelo ao tubo do sistema de raios-X), pois a fonte é menor. Dependendo das características do sistema de registro utilizado, a nitidez é mais ou menos enfatizada devido à alteração no contraste da imagem, como mostrado no item 6.4 do capítulo 6.

As imagens simuladas são similares às imagens reais, embora a digitalização das imagens reais e a impressão das imagens reais e simuladas tenham mascarado a concordância entre elas. Contudo, a comparação entre a imagem simulada na tela do microcomputador e a imagem real observada com o auxílio do negatoscópio

demonstra a concordância. É natural também que ocorram algumas discrepâncias, ou seja, imagens que teoricamente deveriam ser iguais e não são. A resposta é simples: na simulação não estamos considerando o processamento do filme, lote de filmes e tempo de armazenamento, fatores importantíssimos que podem alterar a curva H-D do filme e conseqüentemente torná-la diferente da curva utilizada na simulação. Algumas diferenças também podem ser introduzidas pelo processo de digitalização da imagem real, pois é difícil obter uma digitalização ideal.

7.1.2. Entre Imagens Simuladas

Comparando as imagens simuladas das esferas mostradas no item 6.4 do capítulo 6, verificamos que, de um aparelho de raios-X para outro, ocorre significativa variação na nitidez da imagem. Isso se deve às características físicas de cada aparelho de raios-X, bem como, ao desgaste que ocorre ao longo do tempo e que altera o tamanho do ponto focal.

A imagem simulada considerando o sistema de registro apresenta definição de contraste maior que aquela obtida considerando-se apenas a geometria de exposição, pois nesta observam-se as deformações produzidas pelo tamanho do ponto focal, técnica de magnificação e parâmetros do objeto. Naquela, além dessas deformações, observam-se também a deformação e/ou melhoria na imagem proporcionada pelo sistema de registro. Tais deformações e/ou melhorias consistem na variação do contraste da imagem proporcionada pelo filme. Dependendo das características sensitométricas de cada filme, essa variação é mais ou menos acentuada.

As imagens simuladas das esferas considerando o efeito do sistema de registro composto por combinação écran-filme apresentam algo mais: definição de contraste maior que aquela produzida considerando o efeito somente do filme, uma vez que o écran amplia o efeito fotográfico.

7.2. Parâmetros Utilizados na Simulação

Como vimos no capítulo 6, a variação na nitidez da imagem se deve aos parâmetros físicos que correspondem ao efeito (a) da geometria de exposição (aparelho

de raios-X), e (b) do sistema de registro (filme ou combinação écran-filme). Estes parâmetros devidamente combinados representam a configuração de qualquer sistema radiográfico existente, possibilitando ao radiologista verificar o desempenho do seu sistema de obtenção de imagens (como um todo ou por componentes: tubo de raios-X, filmes e combinações écran-filme) sem a necessidade de utilizá-lo, apenas entrando as características solicitadas pelo programa e avaliando a qualidade da imagem simulada. Com isso, o radiologista pode avaliar periodicamente o desempenho do seu sistema e detectar possíveis mudanças com o decorrer do tempo.

7.3. Aplicação

Como foi exposto anteriormente, um sistema de imagem radiológica deve proporcionar ao radiologista imagens com o máximo de informação diagnóstica. Portanto, a existência de um programa de garantia de qualidade em um serviço de radiodiagnóstico é de suma importância, de forma a tornar possível o máximo aproveitamento das características dos sistemas de obtenção de imagens disponíveis.

Dessa forma, os métodos para controle de qualidade devem ser capazes de avaliar periodicamente o desempenho de um sistema de obtenção de imagens, (a) verificando a qualidade da imagem, (b) possibilitando também a detecção de possíveis mudanças com o decorrer do tempo, e (c) para comparação entre diferentes sistemas de obtenção de imagens ou de seus componentes, tais como tubos de raios-X, filmes, combinações écran-filme etc.

Nesse sentido, o presente método foi desenvolvido com intenção de se adequar às expectativas do radiologista, pois é capaz de prever, por simulação computacional, a relação de nitidez da imagem produzida por cada sistema de raios-X com o tipo de objeto e, sobretudo, o tipo de sistema de registro da imagem radiográfica (combinação écran-filme ou filme radiográfico) utilizado. Permite, portanto, ao radiologista investigar e avaliar a influência destes fatores sobre a qualidade da imagem final, de modo que ele verifique o quanto seu sistema é bom ou ruim para a finalidade a que se propõe.

Assim, nossa proposta objetivou proporcionar uma relação física entre os resultados obtidos e a qualidade das imagens produzidas pelos sistemas radiográficos

sob análise. Tal relação é dada pelas imagens simuladas onde estão embutidas as eventuais deformações causadas pelo ponto focal e geometria de exposição e as deformações e/ou melhorias, por alteração do contraste, por exemplo, proporcionadas pelo sistema de registro (filme ou combinação écran-filme).

Este método, foi desenvolvido visando além de cumprir as exigências dos programas de avaliação de qualidade discutidas na literatura, apresentar também um outro requisito importante para a rotina diagnóstica: ser de fácil aplicação pelo radiologista. Como consequência, possibilita conhecer antecipadamente a característica de nitidez da imagem proporcionada por qualquer equipamento e qualquer sistema de registro em uso.

As principais vantagens do método que pudemos constatar foram:

- **Fácil aplicação** - não é necessário muito conhecimento de computação ao operar, pois basta saber executar o programa e dar entrada nos parâmetros solicitados na tela (dados referentes ao sistema radiológico sob análise) .
- **Flexibilidade** - o método foi desenvolvido em linguagem “C” e ambiente operacional DOS para a plataforma PC (“Personal Computer”), portanto, é possível executar o programa em qualquer micro (de 286 a Pentium).
- **Mínima carga do aparelho** - com este método não é necessário efetuar várias exposições utilizando “phantoms”, peças de biópsia, ou repetição de exames para a seleção de sistemas de registro; basta digitar os dados referentes aos parâmetros relativos ao sistema de registro de interesse e analisar na tela do microcomputador a nitidez que a imagem final deverá apresentar na prática. Desse modo, ocorre uma redução na carga do aparelho, e também na dose para o pessoal técnico, pois o equipamento não é praticamente requisitado, uma vez conhecidas as suas características operacionais e de exposição.
- **Redução nos custos** - os gastos com a compra de filmes e produtos químicos para controle de qualidade se tornam bastante reduzidos. É interessante notar que, conhecidas as características técnicas dos diversos tipos de filmes e combinações écran-filme disponíveis no mercado, é possível fazer a escolha do mais adequado à técnica radiográfica utilizada rotineiramente para cada

equipamento, sem a necessidade de aquisição desse material para teste de exposição e comparações, porque a simulação proposta é que permitirá estabelecer essa análise comparativa.

- **Ganho de tempo** - pelo exposto acima, haverá uma grande redução no tempo despendido para a análise do tipo de sistema de registro mais adequado a uma dada aplicação radiográfica. Pela simulação, torna-se muito mais rápido conhecer o sistema que melhor se adapta à técnica, pois evitam-se todos os procedimentos de exposição e revelação para cada filme.
- **Avaliação ao longo do campo** - o método permite ainda ao radiologista verificar o desempenho do seu sistema ao longo de todo o campo de radiação, sem ser necessário expor um objeto de testes diversas vezes em diferentes posições.

7.4. Conclusões

Verificamos que o método de simulação computacional que desenvolvemos pode constituir-se numa importante ferramenta para avaliação da qualidade de sistemas radiológicos de imagem em razão da quantidade de fatores que permite combinar na investigação. Particularmente, é possível verificar qual a influência que determinado tipo de filme ou combinação écran-filme exerce sobre a qualidade da imagem. A simulação, aliás, facilita a investigação, na medida em que possibilita conhecer antecipadamente a imagem final que o sistema radiográfico proporcionará, bastando introduzir, como entrada de dados, o tipo de sistema de registro, a técnica de magnificação radiográfica empregada, além, obviamente, das dimensões do ponto focal medidas no centro do campo com uma câmara de orifícios.

O método apresenta como resultado um mapa de sombras e penumbras, proporcionando uma relação física entre os resultados obtidos e a qualidade das imagens produzidas pelo sistema de registro e ponto focal sob análise. Desse modo, é possível observar a diferença entre a imagem obtida somente considerando-se a geometria de exposição e a imagem final produzida considerando-se a influência do sistema de registro, além de conhecer onde se encontra esta diferença.

Além de simular a imagem final e mostrar na tela do microcomputador as densidades ópticas normalizadas em níveis de cinza, o método possibilita também visualizar o positivo e separar as partes da imagem, como: fundo, penumbra, parte da penumbra que o olho interpreta como sombra e a parte da penumbra que o olho interpreta como fundo.

A boa concordância entre as imagens simuladas e as imagens reais comprova, finalmente, a validade do método proposto, habilitando-o à aplicação no controle de qualidade de rotina em radiodiagnóstico. Contudo, como pudemos perceber, a simulação da influência do sistema de registro é mais uma etapa de uma pesquisa maior, que iniciou com a simulação da geometria de exposição. A etapa seguinte, em andamento, consiste na simulação das propriedades de absorção de qualquer objeto. Portanto, o método será ainda mais eficiente.

7. 5. Sugestões Para Pesquisas Futuras

- Continuação das investigações acerca do desempenho de sistemas écran-filme em função do feixe de raios-X incidente e de seus parâmetros físicos.
- Implementar o procedimento de simulação da nitidez das imagens radiológicas em linguagem DELPHI e ambiente WINDOWS, de tal forma que a limitação da resolução da imagem à resolução do vídeo imposta pelo DOS seja superada e também para que se proporcione ao usuário uma interface mais amigável, pois este está atualmente mais familiarizado com o uso de janelas, ícones, caixas de diálogo, “mouse” etc.

Investigar os efeitos de intensificadores de imagem como sistemas de registro em equipamentos como tomógrafos e angiógrafos, por exemplo.

CAPÍTULO 8

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[ARNOLD 78]

ARNOLD, B.A.; WEBSTER, E.W.; KALISHER, L. Evaluation of mammographic screen-film systems Radiology, v.129, p.179-185, 1978.

[BORASI 92]

BORASI, G.; BREGANT, P.; CRESPI, A.; DENARO, M.; GUARRINI, F.; LEVRERO, F.; MOZZO, P.; NOVAIRO, R.; PEDROLI, G.; PILOT, A.; PREDICATORI, F. Radiographic sensitized materials evaluation College on Medical Physics: Imaging and Radiation Protection - International Centre for Theoretical Physics, p.2-13, 1992.

[BOWLES 89]

BOWLES, W.V. Calibrated stepped wedges: rules for radiographers Materials Evaluation, v.47, n.9, p. 263-265, 1989.

[BLASSE 94]

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

[BRINK 93]

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

[BURGESS 77]

BURGESS, A.E. Focal Spots: III Field characteristics. Investigative Radiology, v.12, n.1, p.54-61, 1977.

[BUCHANAN 72]

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

[BUSSELLE 88]

BUSSELLE, M. Tudo sobre fotografia, Livraria Pioneira Editora, São Paulo, 4ª Edição. p.38-40, 1988.

[CASTLE 77]

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

[CHAN 83]

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 90]

CURRY III, T.S.; DOWDEY, J.E.; MURRY Jr, R.C. Christensens introduction of the physics of diagnostic radiology, Ed. Lea & Febiger- Philadelphia, 4ª Edição, p.151-161, 1990.

[DESPONDS 91]

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.

[DOI 65]

DOI, K. Optical transfer function of the focal spot of x-ray tubes American Journal Roentgen, v. 94, p.712-718, 1965.

[DOI 73]

DOI, K.; ROSSMANN, K. Computer simulation os small blood vessel imaging in magnification radiographic in: Small Vessel Angiography St. Louis, the C. V. Mosby Company, p.6-12, 1973.

[DOI 74]

DOI, K.; ROSSMANN, K. Evaluations of focal spot distribution by RMS value and this effect on blood vessel imaging in angiography Proceedings of SPIE, v.47, p.207-213, 1974.

[DOI 77a]

DOI, K. Field characteristics of geometric unsharpness due to the X-ray tube focal spot Medical Physics, v.4, n.1 p.15-20, 1975.

[DOI 77b]

DOI, K.; LOO, L-N; ROSSMANN, K. Validity of computer simulation of blood vessel imaging in angiography Medical Physics, v.4, n.5, p.400-403, 1977.

[DOI 77c]

DOI, K. Advantages of magnification radiography in: breast carcinoma: the radiologists expanded rule, John Wiley & Sons, Inc, p.83-91, 1977.

[FERNANDEZ 93]

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.

[FRÈRE 82]

FRÈRE, A.F. Investigações de qualidade de imagens radiológicas com um sistema densitométrico computadorizado (Tese de doutorado) IFSC-USP-São Carlos, 148p, 1982.

[FRÈRE 85]

FRÈRE, A.F.; SLAETS, J.F.M.; DOI, K. New method of determining the MTF of x-ray tube focal spot without a conventional sensitometric measurement - WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING-Hamburg (Germany), p.5-11, 1985.

[FRÈRE 90]

FRÈRE, A.F. Estudo da característica de campo de sistemas de imagem radiológica (Tese de Livre Docência) EESC-USP-São Carlos, 150p, 1990.

[FRITZ 85]

FRITZ, S.L.; LIVINGSTON, W.H. The effect of anode curvature on radiographic heel effect Medical Physics, v.12, nº 4, p.443-446, 1985.

[GHILARDI NETTO 75]

GHILARDI NETTO, T.; CAMERON, J.R. Segurança de Qualidade em Radiodiagnóstico, Ed. da F.F.C.L. USP, Ribeirão Preto, p.22, 1975.

[GOES 94]

GOES, E.G. Sensitômetro de raios-X de tempo escalonado para avaliação de sistemas tela-filme utilizados em radiologia (Dissertação de Mestrado) FFCLRP-USP-Ribeirão Preto, 1994.

[HAUS 70]

HAUS, A.G.; ROSSMANN, K. X-ray sensitometer for screen-film combinations used in medical radiology Radiology, v.94, p.673-678, 1970.

[HAUS 77]

HAUS, A.G.; ROSSMANN, K.; VYBORNÝ, C.; HOFFER, P.B.; DOI, K. Sensitometry in diagnostic radiology, radiation therapy, and nuclear medicine Journal Applied Photographic Engineering, v.3, n.3, p.114-124, 1977.

[HAUS 90]

HAUS, A.G. Technologic improvements in screen-film mammography. Radiology, v.174, n.3, p.628-637, 1990.

[HENDEE 84]

HENDEE, W. R. Medical Radiation Physics, 2nd Ed., Year Book Medical Publishers, Inc. Chicago, p.291-315, 1984.

[JOHNS 83]

JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. The physics of radiology, 3rd Ed., Charles C. Thomas Publisher, Springfield, Illinois, USA, p.605-629, 1983.

[KIMME-SMITH 87]

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 92]

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 87]

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

[KOFLEER 91]

KOFLEER, J.M.; GRAY, J.E. Sensitometric responses of selected medical
radiographic films Radiology, v.181, n.3, p.879-883, 1991.

[LAW 88]

LAW, J.; KIRKPATRICK, A.E. Film processing for mammography The British Journal of Radiology, v.61, n.730, p.939-942, 1988.

[LAW 89]

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 90]

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.

[MARQUES 95]

MARQUES, M. A. Computerized simulation X-ray focus appraisalment - in: 38th Midwest Symposium on Circuits and Systems - Rio de Janeiro (RJ) -p.13-16, 1995.

[MATSUI 85]

MATSUI, H.; ONO, K. An uniform focal x-ray tube with improved MTF e KW
rating Radiology, v.156, p.227-230, 1985.

[MCKINNEY 89]

MCKINNEY, W. Archival quality of radiographic film Materials Evaluation, v.47,
n.9, p.985-989, 1989.

[MEDEIROS 92]

MEDEIROS, R.B.; CURCI, K.A.; CARRIERI, F.C.D. Controle de qualidade no processamento de imagens radiológicas Radiol Bras, v.25, p.19-21, 1992.

[METTER 94]

METTER, R.V.; DICKERSON, R. Objective performance characteristics of new asymmetric screen-film system^{a)} Medical Physics, v.21, n.9, p.1483-1490, 1994.

[MOORES 73]

MOORES, M.; ROECK, W. The field characteristics of the focal spot in the radiographic imaging process Investigative radiology, v.8, p.58-57, 1973.

[MOORES 78]

MOORES, M. B.; WALKER, A. Light output and x-ray attenuation measurements for some commercial intensifying screens Radiology, v.128, p.767-774, 1978.

[MORGAN 62]

MORGAN, R. H. The frequency response function American Journal of Roentgenology, v.88, n.1, p.175-186, 1962.

[MURRAY 92]

MURRAY, J.G.; DOWSETT, D.J.; LAIRD, O.; ENNIS, J.T. Assessment of mammographic film processor performance in a hospital and mobile screening unit The British Journal of Radiology, v.66, n.780, p.1097-1101, 1992.

[NICKOLOFF 90]

NICKOLOFF, E. L.; DONNELLY, E.; EVE, L.; ATHERTON, J. V.; ASCH, T. Mammographic resolution: in fluence of focal spot intensity distribution and geometry Medical Physics, v.36, p.726-727, 1990.

[OLIVEIRA 95]

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.

[PEREIRA 82]

PEREIRA, A.A. Curso de física em radiodiagnóstico para médicos residentes Publicação do Colégio Brasileiro de Radiologia e Comissão Nacional de Energia Nuclear (Apostila), Rio de Janeiro, 1982.

[REYNOLDS 76]

REYNOLDS, J.; SKUCAS, J.; GORSKI, J. An evaluation of screen-film speed characteristics Radiology, v.1118, p.711-713, 1976.

[ROBINSON 75]

ROBINSON, A.; GRIMSHAW, G.M. Measurement of the focal spot size of diagnostic X-ray tubes a comparison of pinhole and resolution methods The British Journal Radiology, v.48,n.57, p.527-580, 1975.

[ROBSON 95]

ROBSON, K.J.; KOTRE, C. J.; FAULKNER, K. Optimization of image quality in mammography. Radiation Protection Dosimetry, v.57, n.1-4, p.151-154, 1995.

[SCAFF 79]

SCAFF, L.A.M. Bases físicas da radiologia: diagnósticos e terapia. São Paulo, Sarvier, 1979.

[SICKLES 77]

SICKLES, E.A.; DOI, K.; GENANT, H. K. Magnification film mammography: image quality and clinical studies Radiology, v.125, n.1, p.69-76, 1977.

[SICKLES 95]

SICKLES, E.A. Latent image fading in screen-film mammography: lack of clinical relevance for batch-processed films Radiology, v.194, n.2, p.389-392, 1995

[TAKENAKA 68]

TAKENAKA, E.; KINOSHITA, K.; NAKAJIMA, R. Modulation transfer function of the intensity distribution of the roetgen focal spot Acta Radiology, v.7, p.263-272, 1968.

[UPTON 95]

UPTON, J.; MORAN, M. DUGGAN; MALONE, J.F. Daylight film processor-loader systems -- aspects of performance and distribution Radiation Protection Dosimetry, v.57, n.1-4, p.343-346, 1995.

[VERDUN 95]

VERDUN, F.R.; BOCHUD, F.O.; VALLEY, J.F.; THÀNH, O.L. Determination of the speed of medical radiography screen-film systems Radiation Protection Dosimetry, v.57, n.1-4, p.257-261, 1995.

[VYBORNÝ 77]

VYBORNÝ, C. J.; METZ, C. E.; DOI, K.; ROSSMANN, K. Screen/film system speed: its dependence on x-ray energy Radiology, v.125, p.811-816, 1977.

[VYBORNÝ 79]

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.

[VYBORNÝ 80]

VYBORNÝ, C. J.; METZ, C. E.; DOI, K. Relative efficiencies of energy to photographic density conversions in typical screen-film systems Radiology, v.136, p.465-471, 1980.

[WARREN-FORWARD 95]

WARREN-FORWARD, H.M. What is the true film-screen sensitivity? Radiation Protection Dosimetry, v.57, n.1-4, p.301-304, 1995.

[WILKS 87]

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

APÊNDICE A

CURVAS H-D

As curvas H-D (curvas característica) dos filmes (KODAK, DUPONT, IBF, FUJI) utilizados pelo procedimento de simulação foram cedidas pela profa. Dra. Regina Bitelli Medeiros do Departamento de Diagnóstico por Imagem da Escola Paulista de Medicina. Estas curvas são mostradas a seguir:

Processadora: M7A

Temperatura de processamento: 34,5°C

Figura A.1 - Curva H-D do filme Dupont mamográfico.

KODAK (Mamo - Min-R-M)
86-14-96

AV Gd	2.97
R1 Sp	6.86
H + F	0.19
DMax	3.67
Stop	Strip
1	0.19
2	0.19
3	0.19
4	0.19
5	0.19
6	0.19
7	0.20
8	0.21
9	0.25
10	0.35
11	0.55
12	0.90
13	1.49
14	2.02
15	2.50
16	2.90
17	3.27
18	3.44
19	3.57
20	3.65
21	3.67

Ind. Veloc.: 0,56
Ind. Contr.: 1,23
Base: 0,19

Processadora: M7A
Temperatura de processamento: 34,5°C

Figura A.2 - Curva H-D do filme Kodak mamográfico Min_R.

IBF (Mamográfico)
86-14-96

AV Gd	3.01
R1 Sp	6.80
H + F	0.20
DMax	3.69
Stop	Strip
1	0.20
2	0.20
3	0.20
4	0.20
5	0.20
6	0.20
7	0.21
8	0.24
9	0.29
10	0.40
11	0.65
12	1.14
13	1.60
14	2.17
15	2.69
16	2.96
17	3.23
18	3.49
19	3.62
20	3.64
21	3.69

Ind. Veloc: 0,66
Ind. Contr: 1,39
Base: 0,20

Processadora: M7A
Temperatura de processamento: 34,5°C

Figura A.3 - Curva H-D do IBF mamográfico.

Figura A.4 - Curva H-D do filme Kodak Tomográfico.

Figura A.5 - Curva H-D do filme IBF tomográfico.

Processadora: M7A Kodak
Temperatura de Processamento: 34,5°C

Figura A.6 - Curva H-D do filme Dupont tomográfico.

Figura A.7 - Curva H-D do filme Kodak convencional.

Figura A.8 - Curva H-D do filme Kodak digital.

Figura A.9 - Curva H-D do filme Fuji convencional.

Figura A.10 - Curva H-D do filme Fuji mamográfico.

APÊNDICE B

LISTAGEM DE ALGUMAS ROTINAS DA SIMULAÇÃO

```
// Declaracao de variaveis globais
unsigned char huge *MO;
unsigned char huge *MF;
int a[NCOR], exposicao, cont_arq, nc_henr[Lin], ex_padrao[Lin], Qte_fotons_pr, obj;
char arq[12] = "";
float exp_cinza[Lin], op_padrao[Lin], satura, fator_int; //, obj;

// proximas variaveis sao para procedimento que informa o radiologista
// quanto ele devera aumentar ou diminuir o mAs (valor medio)
double valor_medio, valor_ideal, soma_todos_obj;
float valor_ideal_dens, vet_cf_heel[1024];
int vet_pos[1024], vet_fog[1024], equacao_heel;
char valor_ideal_exp_p_determinada_DO = 'n', mostra_inf_radiologista = 'n', faz_o_que[70] = "";
unsigned long soma_obj, cont_ptos_obj, cont_objs;
//=====
struct {
    int a, b, CF, LF, CF2, LF2, cutoff, tipo, dist_90[200];
    long max_cinza;
    double teta, eixo, eixo_KA, eixo_90, gama, beta_x, inc_dis, axis_KA, axis_90;
} fonte;

struct {
    int raio_a, raio_b, largura, CO, LO, LO2, CO2, XC, YC;
```



```

        double raio, beta, ray, espaci;
    } objeto;

    struct {
        int XC[4000], YC[4000], x_max, y_max, x_max2, y_max2, x, y;
        double dfo, dofm, mag_1, mag, escala, fator, fatmag;
        double pixel_mm;
        int huge video;
    } tela;

    struct {
        double exposicao, dff, espectro;
        int Exp2[Lin], Dens2[Lin];
        int Reg, densidade, fog;
        float Exp[Lin], Dens[Lin], Dens_Limite[Lin], Exp_Max, Dens_Max, Dens_Min, tam;
        float Exp_c[Lin], Dens_c[Lin];
    } filme;

    struct {
        double absorcao, ef_conv, ef_ecran, espectro, fotons, fosforo;
    } ecran;

    struct {
        double kVp, mA, tempo, mAs;
    } tubo_RX;

    //-----;
    /* leitura - rotina que le as variaveis necessaria a este programa.
       leitura feita do console */
    void leitura(void)
    {
        int i;
        fonte.axis_KA = 1.2; fonte.axis_90 = 0.75; objeto.ray = 0.35; tela.dfo = 200.0; tela.dofm = 200.0;
        tela.video = 4; fonte.teta = 23.0; tela.escala = 1.0; objeto.espaci = 15.0;
        filme.dff = tela.dfo + tela.dofm; filme.espectro = 4300; ecran.absorcao = 0.40; ecran.ef_conv = 0.05;
        ecran.ef_ecran = 0.50; ecran.espectro = 4300; ecran.fosforo = 2; ecran.fotons = 4000; tubo_RX.kVp = 30;
        tubo_RX.mA = 0; tubo_RX.tempo = 1; tubo_RX.mAs = 4; fator_int = 1; obj = 1;
        equacao_heel = 1;

        // a inicializacao das variaveis a seguir sao para o procedimento informa()
        soma_obj = 0; soma_todos_obj = 0.0; cont_ptos_obj = 0; cont_objs = 0;
        valor_ideal_exp_p_determinada_DO = 'n'; valor_medio = 0.0;

        // limpa a tela e solicita entrada dos dados
        clrscr();
        printf("\n\n\t\tDimensao [a] do ponto focal: ");
        readl(&fonte.axis_KA);
        printf("\n\n\t\tDimensao [b] do ponto focal: ");
        readl(&fonte.axis_90);
        fonte.tipo = T_Fonte();
        printf("\n\n\n\t\tkVp: ");
        readl(&tubo_RX.kVp);
        printf("\n\n\t\tmA: ");
        readl(&tubo_RX.mA);
        if (tubo_RX.mA == 0)
        {
            printf("\n\n\t\tmAs: ");
            readl(&tubo_RX.mAs);
        }
        else
        {
            printf("\n\n\t\ttempo de exposicao: ");
            readl(&tubo_RX.tempo);
        }
        printf("\n\n\n\t\tObjeto: ");
        scanf("%d", &obj);
        printf("\n\n\t\tRaio do objeto: ");
        readl(&objeto.ray);
        printf("\n\n\t\tDistancia foco-objeto: ");
        readl(&tela.dfo);
        printf("\n\n\t\tDistancia objeto-imagem: ");
        readl(&tela.dofm);
        printf("\n\n\t\tInclinacao do alvo: ");

```

```

readl(&fonte.teta);
fonte.teta = fonte.teta*(PI/180.0);
printf("\n\nEscala da imagem: ");
readl(&tela.escala);
printf("\n\nEspacamento entre as Esferas: ");
readl(&objeto.espaci);

/* Entra as variaveis necessarias para SIMULAR O EFEITO DO
SISTEMA DE REGISTRO */
R_imagem();
// Demais variaveis
objeto.espaci = objeto.espaci*tela.escala;
fonte.eixo_KA = fonte.axis_KA*tela.escala;
fonte.eixo_90 = fonte.axis_90*tela.escala;
objeto.raio = objeto.ray*tela.escala;
switch (fonte.tipo)
{
    case 1:
        for(i = 0; i < 200; i++)
            fonte.dist_90[i] = 1;
        break;
    case 2:
        gausi_dup();
        break;
    case 3:
        gausi_simp();
        break;
}
} // fim da rotina leitura()
//-----
/* Rotina de mascaramento da matriz fonte com a matriz objeto */
void MASCARA2(int XC, int YC)
{
    long Xinic_Ft, Xfim_Ft, Yinic_Ft, Yfim_Ft;
    long Xinic_Ob, Xfim_Ob, Yinic_Ob, Yfim_Ob;
    int Xinic_tela, Yinic_tela;
    int x, y, soma1, densidade, z1, z2;
    long xf, yf, xo, yo, yfim, soma;
    double desloc_x_tela, desloc_y_tela, quantiz, desloc_x, desloc_y;
    char z3[30];
    // do procedimento atual
    quantiz = (double)(NCOR-1)/(double)fonte.max_cinza;
    Yinic_Ft = (long)fonte.LF - 1;
    Yfim_Ft = (long)fonte.LF;
    Yinic_Ob = 0;
    Yfim_Ob = 1;
    desloc_x_tela = (double)(fonte.CF2 + objeto.CO2 - 1)/(tela.fatmag);
    desloc_y_tela = (double)(fonte.LF2 + objeto.LO2 - 1)/(tela.fatmag);
    Xinic_tela = XC - around(desloc_x_tela);
    Yinic_tela = YC - around(desloc_y_tela);
    y = Yinic_tela;
    desloc_y = 0.0;

    // para o procedimento informar o radiologista
    soma_obj = 0;
    cont_ptos_obj = 0;
    densidade = 0;

    // segue procedimento atual
    while(Yinic_Ob < (long)objeto.LO)
    {
        Xinic_Ft = (long)fonte.CF - 1; Xfim_Ft = (long)fonte.CF;
        Xinic_Ob = 0;
        Xfim_Ob = 1;
        x = Xinic_tela;
        desloc_x = 0.0;

        while(Xinic_Ob < (long)objeto.CO)
        {
            soma = 0;
            yo = Yinic_Ob*(long)objeto.CO;
            yfim = Yfim_Ft*(long)fonte.CF;
            yf = Yinic_Ft*(long)fonte.CF;

```

```

for(; yf < yfim; yo+=(long)objeto.CO, yf+=(long)fonte.CF)
    for(xo = Xinic_Ob, xf = Xinic_Ft; xf < Xfim_Ft; xo++, xf++)
        soma += (long)(*(MF+xf+yf) & *(MO+xo+yo));

for(xf = 0; xf < Xinic_Ft; xf++)
    for(yf = Yinic_Ft*(long)fonte.CF; yf < yfim; yf+=(long)fonte.CF)
        soma += (long)(*(MF+xf+yf));

for(xf = Xfim_Ft; xf < (long)fonte.CF; xf++)
    for(yf = 0; yf < yfim; yf+=(long)fonte.CF)
        soma += (long)(*(MF+xf+yf));

yfim = Yinic_Ft*(long)fonte.CF;
for(xf = 0; xf < Xinic_Ft; xf++)
    for(yf = 0; yf < yfim; yf+=(long)fonte.CF)
        soma += (long)(*(MF+xf+yf));

for(yf = 0; yf < yfim; yf+=(long)fonte.CF)
    for(xf = Xinic_Ft; xf < Xfim_Ft; xf++)
        soma += (long)(*(MF+xf+yf));

yf = Yfim_Ft*(long)fonte.CF;
yfim = (long)fonte.LF*(long)fonte.CF;
for(; yf < yfim; yf+=(long)fonte.CF)
    for(xf = Xfim_Ft; xf < (long)fonte.CF; xf++)
        soma += (long)(*(MF+xf+yf));

yf = Yfim_Ft*(long)fonte.CF;
for(; yf < yfim; yf+=(long)fonte.CF)
    for(xf = 0; xf < Xfim_Ft; xf++)
        soma += (long)(*(MF+xf+yf));

soma1 = around((double)soma*quantiz);
densidade = Sist_Reg(x, y, soma1, filme.Reg)+5;
// para informar radiologista
if((densidade > 5) && (densidade < 255))
{
    soma_obj = soma_obj + densidade; // finaliza informar radiologista
    cont_ptos_obj++;
}
// Acrescentando funcao para efeito do sistema de registro
putpixel(x, y, densidade);

l = 700;
gprintf(&k, &l, "%d", soma1);
l+=10;
gprintf(&k, &l, "%f", (float)soma/100.0);
l+=10;
gprintf(&k, &l, "%f", (float)fonte.max_cinza/100.0);
getch();
setfillstyle(0, 0);
bar(860, 738, 1023, 767);*/
x++;
desloc_x += tela.fatmag;
Xinic_Ft = (long)fonte.CF - aroundl(desloc_x) - 1;
if(Xinic_Ft < 0)
{
    Xinic_Ob = abs(Xinic_Ft);
    Xinic_Ft = 0;
}
Xfim_Ob = aroundl(desloc_x) + 1;
if(Xfim_Ob > (long)objeto.CO)
{
    Xfim_Ft = (long)fonte.CF - (Xfim_Ob - (long)objeto.CO);
    Xfim_Ob = (long)objeto.CO;
}
}
y++;
desloc_y += tela.fatmag;
Yinic_Ft = (long)fonte.LF - aroundl(desloc_y) - 1;
if(Yinic_Ft < 0)
{
    Yinic_Ob = abs(Yinic_Ft);

```



```

        Yinic_Ft = 0;
    }
    Yfim_Obj = aroundl(desloc_y) + 1;
    if(Yfim_Obj > (long)objeto.LO)
    {
        Yfim_Ft = (long)fonte.LF - (Yfim_Obj - (long)objeto.LO);
        Yfim_Obj = (long)objeto.LO;
    }
}
// para informa radiologista
soma_todos_obj = soma_todos_obj + (double)(soma_obj/cont_ptos_obj);
cont_objs++;
} // fim da rotina MASCARA2()
// -----
/* linef - Funcao que desenha uma linha na matriz fonte. Esta funcao deve receber os pontos final e inicial da linha, mais a
cor a ser usada. Os pontos dever estar em coordenadas da matriz */
void linef(int x1, int y1, int x2, int y2, int color)
{
    int ix, iy, i, inc, x, y, dx, dy, plotx, ploty;
    dx = x2 - x1;
    dy = y2 - y1;
    ix = abs(dx);
    iy = abs(dy);
    inc = max(ix, iy);
    plotx = x1;
    ploty = y1;
    x = y = 0;
    *(MF + (long)plotx + (long)ploty*(long)fonte.CF) = (unsigned char)color;
    // fonte.max_cinza += (long)color;
    for (i = 0; i <= inc; ++i)
    {
        x += ix;
        y += iy;
        if(x > inc)
        {
            x -= inc;
            plotx += sing(dx);
        }
        if(y > inc)
        {
            y -= inc;
            ploty += sing(dy);
        }
        *(MF + (long)plotx + (long)ploty*(long)fonte.CF) = (unsigned char)color;
        // fonte.max_cinza += (long)color;
    }
} // fim da rotina linef()
// -----
/* lineo - Funcao que desenha uma linha na matriz objeto. Esta funcao deve receber os pontos final e inicial da linha, mais
a cor a ser usada. Os pontos dever estar em coordenadas da matriz */
void lineo(long x1, long y1, long x2, long y2, unsigned char color)
{
    long ix, iy, i, inc, x, y, dx, dy, plotx, ploty;
    dx = x2 - x1;
    dy = y2 - y1;
    ix = labs(dx);
    iy = labs(dy);
    inc = max(ix, iy);
    plotx = x1;
    ploty = y1;
    x = y = 0;
    *(MO + plotx + ploty*(long)objeto.CO) = color;
    for (i = 0; i <= inc; ++i)
    {
        x += ix;
        y += iy;
        if(x > inc)
        {
            x -= inc;
            plotx += sing(dx);
        }
        if(y > inc)
        {

```

```

        y -= inc;
        ploty += sing(dy);
    }
    *(MO + plotx + ploty*(long)objeto.CO) = color;
}
} // fim da rotina lineo()
//-----
/* PONTOS_SIME - funcao que preenche uma elipse dados os pontos do primeiro quadrante */
void PONTOS_SIME(long x, long y, unsigned char cor)
{
    lineo((long)objeto.CO2, y + (long)objeto.LO2, x + (long)objeto.CO2, y + (long)objeto.LO2, cor);
    lineo((long)objeto.CO2, -y + (long)objeto.LO2, x + (long)objeto.CO2, -y + (long)objeto.LO2, cor);
    lineo((long)objeto.CO2, y + (long)objeto.LO2, -x + (long)objeto.CO2, y + (long)objeto.LO2, cor);
    lineo((long)objeto.CO2, -y + (long)objeto.LO2, -x + (long)objeto.CO2, -y + (long)objeto.LO2, cor);
} // fim da rotina PONTOS_SIME()
//-----
/* ELIPCE - rotina que constroi uma elipse preenchida na matriz objeto, dados os parametros 'a' e 'b' */
void ELIPCE(unsigned char cor)
{
    long x, y;
    long a1, b1;
    long t1, t2, t3, t4, t5, t6, t7, t8, t9, d1, d2;
    a1 = (long)objeto.raio_a;
    b1 = (long)objeto.raio_b;
    x = objeto.raio_a;
    y = 0;
    t1 = (a1)*(a1);
    t2 = 2*t1;
    t3 = 2*t2;
    t4 = (b1)*(b1);
    t5 = 2*t4;
    t6 = 2*t5;
    t7 = (a1) * t5;
    t8 = 2*t7;
    t9 = 0;
    d1 = t2 - t7 + t4;
    d2 = t1 - t8 + t5;
    while (d2 < 0) // traca regioao 1 da elipse
    {
        PONTOS_SIME(x, y, cor);
        ++y;
        t9 = t9 + t3;
        if (d1 < 0)
        {
            d1 = d1 + t9 + t2;
            d2 = d2 + t9;
        }
        else
        {
            --x;
            t8 = t8 - t6;
            d1 = d1 - t8 + t9 + t2;
            d2 = d2 - t8 + t5 + t9;
        }
    }
    do // traca regioao 2 da elipse
    {
        PONTOS_SIME(x, y, cor);
        --x;
        t8 = t8 - t6;
        if (d2 < 0)
        {
            ++y;
            t9 = t9 + t3;
            d2 = d2 - t8 + t5 + t9;
        }
        else d2 = d2 - t8 + t5;
    } while (x >= 0);
} // fim da rotina ELIPCE()
//-----
/* const_fonte - rotina que constroi a matriz fonte com seus repectivos parametros */
void const_fonte(void)
{

```

```

int x_0, x_180, y_0, y_180, b_2, k, l;
unsigned long a1, i, j;
double inc = 0.0;
farfree(MF);
a1 = (unsigned long)fonte.CF*(unsigned long)fonte.LF;
MF = (char far *)fcalloc(a1, sizeof(char));
if (!MF)
{
    //box_text("Nao ha memoria suficiente para construir esta fonte");
    // perguntar se deseja continuar com outro objeto ou parar
    closegraph();
    printf("\n NAO FOI POSSIVEL ALOCAR MEMORIA PARA ");
    printf("\n      MATRIZ FONTE      ");
    printf("\n\n\n VERIFIQUE SE EXISTE MEMORIA RAM DISPONIVEL");
    getch();
    exit(0);
}
b_2 = (int)(fonte.b/2);
// seta MF com valores 0 para depois preencher com as intensidades
for (i=0; i<a1; i+=(long)fonte.CF)
    for (j=0; j<(long)fonte.CF; j++)
        *(MF + i + j) = 0;

// calcula os valores de 'x' e 'y' inclinados
x_0 = around((cos(fonte.gama)*fonte.eixo)/2.0);
y_0 = around((sin(fonte.gama)*fonte.eixo)/2.0);
x_180 = fonte.CF2-x_0;
y_180 = fonte.LF2-y_0-b_2;
x_0 = x_0 + fonte.CF2;
y_0 = y_0 + fonte.LF2-b_2;
for (l=0, k=0; k<fonte.b; k++)
{
    linef(x_0, y_0+k, x_180, y_180+k, fonte.dist_90[l]);
    inc += fonte.inc_dis;
    l = around(inc);
}
// soma todos os valores de niveis de cinza possiveis da fonte
fonte.max_cinza = 0;
for (i=0; i<a1; i+=(long)fonte.CF)
    for (j=0; j<(long)fonte.CF; j++)
        fonte.max_cinza += (int)(*(MF + i + j));
} // fim da rotina const_fonte()
// -----
void const_obj(int cor, int obj)
{
    long a1, j, i;
    farfree(MO);
    a1 = (long)objeto.CO*(long)objeto.LO;
    MO = (char far *)fcalloc(a1, sizeof(char));
    if (!MO) // verifica alocação de memoria
    {
        //box_text("Nao ha memoria suficiente para construir este objeto");
        // perguntar se deseja continuar com outro objeto ou parar

        // ENTRAR COM ROTINA PARA RESOLVER OVERFLOW

        closegraph();
        printf("\n NAO FOI POSSIVEL ALOCAR MEMORIA PARA ");
        printf("\n      MATRIZ OBJETO      ");
        printf("\n\n\n VERIFIQUE SE EXISTE MEMORIA RAM DISPONIVEL");
        getch();
        exit(0);
    }
    // seta MO com FF para depois preencher com a elipse
    for (i=0; i<a1; i+=objeto.CO)
        for (j=0; j<objeto.CO; j++)
            *(MO + j + i) = 0xFF;
    switch (obj)
    {
        case 1:
            ELIPCE(cor);
            break;
        case 2:

```



```

        RESOLUCAO(cor);
        break;
    }
} // fim da rotina const_obj()
// -----
/* matriz - rotina que constroi uma matriz de pontos dispostos circularmente na tela com sendo o centro dos objetos */
void matriz(double espaci)
{
    int i, l, x, lime_x, lime_y;
    double ang, alf, j, s[72], c[72];
    lime_x = tela.x_max2 - 10;
    lime_y = tela.y_max2 - 20;
    s[0] = 0;
    c[0] = 1;
    ang = PI/180.0;
    for (l=5, i=1; i<72; i++, l+=5)
    {
        alf = (double)l*ang;
        s[i] = sin(alf);
        c[i] = cos(alf);
    }
    tela.XC[0] = 0;
    tela.YC[0] = 0;
    l = 1;
    j = espaci * tela.pixel_mm;
    for(i=0; i<360; i += 36)
    {
        alf = (double)i * ang;
        tela.XC[l] = around(cos(alf) * j);
        tela.YC[l] = around(sin(alf) * j);
        if((tela.XC[l]> -fonte.cutoff) && (abs(tela.XC[l])<lime_x) && (abs(tela.YC[l])<lime_y))
            l++;
    }
    j = 2.0*espaci*tela.pixel_mm;
    for(i=0; i<72; i += 4)
    {
        tela.XC[l] = around(c[i] * j);
        tela.YC[l] = around(s[i] * j);
        if((tela.XC[l]> -fonte.cutoff) && (abs(tela.XC[l])<lime_x) && (abs(tela.YC[l])<lime_y))
            l++;
    }
    for (x=3; x<7; x++)
    {
        j = (double)x*espaci * tela.pixel_mm;
        for(i=0; i<72; i += 2)
        {
            tela.XC[l] = around(c[i] * j);
            tela.YC[l] = around(s[i] * j);
            if((tela.XC[l]> -fonte.cutoff) && (abs(tela.XC[l])<lime_x) && (abs(tela.YC[l])<lime_y))
                l++;
        }
    }
    for (x=7; x<50; x++)
    {
        j = (double)x*espaci * tela.pixel_mm;
        for(i=0; i<72; i++)
        {
            tela.XC[l] = around(c[i] * j);
            tela.YC[l] = around(s[i] * j);
            if((tela.XC[l]> -fonte.cutoff) && (abs(tela.XC[l])<lime_x) && (abs(tela.YC[l])<lime_y))
                l++;
        }
    }
    tela.XC[l] = 10000;
    tela.YC[l] = 10001;
} // fim da rotina matriz()
// -----
/* calc_fonte - rotina que faz os calculos para inicializar a estrutura fonte de acordo com a posicao do objeto no
campo de radiacao */
void calc_fonte(void)
{
    double termo, termob, termot;

```

```

int b_mais;

// quantiz = (double)NCOR/100.0;
// calculos da fonte
fonte.b = around(tela.fator*fonte.eixo_90*tela.pixel_mm);
termot = 1.0/tan(fonte.teta);
termo = (double)fonte.cutoff + (double)tela.x;
if (termo <= 0.0)
    fonte.gama = PI/2.0;
else
    fonte.gama = atan((double)tela.y/termo);

termo = tela.dfo + tela.dofm;
if (termo==0.0)
    fonte.beta_x = PI/2.0;
else
    fonte.beta_x = atan((double)tela.x/termo);

termo = cos(fonte.gama);
termob = tan(fonte.beta_x);
// gprintf(&x, &y, "%f, %f, %f", (float)termo, (float)termob, (float)termot);
if (termo == 0.0)
    fonte.eixo = 0.0;
else
    fonte.eixo = tela.fator*tela.pixel_mm*fonte.eixo_KA*((1+(termot*termob))/termo);

fonte.a = around(fonte.eixo);
fonte.CF = fonte.a + 2;
b_mais = fonte.b + abs(around(fonte.eixo*sin(fonte.gama)));
fonte.LF = b_mais + 2;
if((((double)fonte.LF/2.0)-floor((double)fonte.LF/2.0)) != 0.0);
    fonte.LF++;
if((((double)fonte.CF/2.0)-floor((double)fonte.CF/2.0)) != 0.0);
    fonte.CF++;
fonte.CF2 = fonte.CF/2;
fonte.LF2 = fonte.LF/2;
fonte.inc_dis = 200.0/(double)fonte.b;
const_fonte();
} // fim da rotina calc_fonte()
// -----
/* calc_obj - rotina que faz os calculos para inicializar a estrutura objeto de acordo com a posicao do objeto no campo de
radiacao */
void calc_obj(void)
{
    double termo;
    // calculos do objeto

    objeto.raio_b = around(tela.fator*objeto.raio*tela.pixel_mm*tela.mag);
    objeto.largura = around(tela.fator*0.05*tela.pixel_mm*tela.mag*tela.escala);
    termo = sqrt(((double)tela.x*(double)tela.x) + ((double)tela.y*(double)tela.y));
    if ((tela.dfo+tela.dofm)==0.00)
        objeto.beta = PI/2.0;
    else
        objeto.beta = atan(termo/(tela.dfo+tela.dofm));
    objeto.raio_a = around(tela.fator*objeto.raio*tela.pixel_mm*tela.mag/cos(objeto.beta));
    objeto.LO = 2*(objeto.raio_a + 2);
    if(objeto.LO < fonte.LF)
        objeto.LO = fonte.LF + 2;
    objeto.CO = objeto.LO;
    if(objeto.CO < fonte.CF)
        objeto.CO = fonte.CF + 2;
    objeto.LO2 = objeto.LO/2;
    objeto.CO2 = objeto.CO/2;
    objeto.XC = tela.x + tela.x_max2;
    objeto.YC = tela.y + tela.y_max2;
    const_obj(0, obj);
} // fim da rotina calc_obj()
// -----
void R_imagem(void)
{
    int fil, energia_foton, energia_media_kVp;

    valor_ideal_dens = 1.0;

```

```

printf("\n\n\t\tArquivo Imagem: ");

scanf("%s", &arq);
cont_arq = 1;

filme.Reg = S_Reg();

if (filme.Reg == 4)
{
    inf_uteis();

    filme.Reg = 1;
}
else
if (filme.Reg != 1)
{
    if (valor_ideal_exp_p_determinada_DO == 's')
    {
        printf("\n\n\t\tDensidade ideal: ");
        scanf("%f", &valor_ideal_dens);
    }
    if (filme.Reg == 2)
    {
        fil = ef_filme();
        switch (fil)
        {
            case 1:
                // efeito do filme considerando apenas a Curva H-D
                filme.Reg = 2;
                break;
            case 2:
                // efeito do filme considerando Curva H-D e Efeito Heel (linear)
                filme.Reg = 3;
                break;
        }
    }
    else
    {
        fil = ef_ecran_filme();

        switch (fil)
        {
            case 1:
                //efeito do ecran filme considerando curva HD e razao 34:1
                filme.Reg = 5;
                break;
            case 2:
                // efeito do ecran filme considerando curva HD e razao 34:1 mais o Efeito Heel (linear)
                filme.Reg = 6;
                break;
            case 4:
                // efeito do ecran-filme considerando os parametros do ecran
                filme.Reg = 8;
                printf("\n\n\t\tEspectro de emissao ecran: ");
                readl(&ecran.espectro);
                printf("\n\n\t\tEspectro de sensibilidade do filme: ");
                readl(&filme.espectro);
                printf("\n\n\t\tEficiencia de conversao do fosforo: ");
                readl(&ecran.ef_conv);
                printf("\n\n\t\tCapacidade de absorcao do fosforo: ");
                readl(&ecran.absorcao);
                energia_foton = around((12.4 / ecran.espectro) * 1000);
                energia_media_kVp = (tubo_RX.kVp / 3) * 1000;
                Qte_fotons_pr = (energia_media_kVp / energia_foton) * ecran.ef_conv;
                break;
        }
        if (filme.Reg != 8)
        {
            printf("\n\n\t\tFator de Intensificacao do ecran: ");
            scanf("%f", &fator_int);
        }
    }
}

```



```

    }
}
// Informaao ao radiologista
printf("\n\n\t\tMostra Informacao ao radiologista (S/N) ? ");
mostra_inf_radiologista = getche();
if((mostra_inf_radiologista == 's') || (mostra_inf_radiologista == 'S'))
{
    printf("\n\n\t\tUsa determinada DO p/ informar Radiologista(S/N) ? ");
    valor_ideal_exp_p_determinada_DO = getche();
}
entra_curva_HD_sist_registro();
nc();
carrega_curva_padrao();
} // Fim da entrada das variaveis necessarias ao sistema de registro
}
// -----
/* ABRE ARQUIVO CONTENDO A CURVA H-D DO SISTEMA DE REGISTRO E COLOCA CONTEUDO NOS
VETORES EXPOSICAO E DENSIDADE */
void entra_curva_HD_sist_registro(void)
{
    FILE *filein;
    char filename[12];
    int ok, j, i;

    // segue procedimento normal.
    // ENTRA curva_HD CARACTERISTICA DO SISTEMA
    // a variavel a seguir sera usada para testar o arquivo
    // a ser aberto: 0 (invalido) 1 (valido)
    ok = 0;
    printf("\n\n\t\tCURVA H-D do Sistema de Registro: ");
    while ( ok!=1)
    {
        gets(filename);
        if (strlen(filename) == 0)
            ok = 0;
        else
            if ((filein=fopen(filename,"r"))==NULL)
            {
                printf("\n\n\t\tArquivo [%s] nao encontrado! Entre Arq.: ",filename);
                ok = 0;
            }
            else
                ok = 1;
    } // fim do while para entrar arquivo existente ou branco

    // LE OS DADOS DO ARQUIVO CONTENDO A CURVA H-D
    // e os coloca dentro dos vetores
    j = 0;
    while(fscanf(filein,"%f%f\n",
        &filme.Exp[j],&filme.Dens[j]) != EOF)
    {
        // printf("%f%f\n", filme.Exp[j], filme.Dens[j]);
        // getch();
        j++;
    }
    fclose(filein);
    // implementacao para informar radiol.
    if((valor_ideal_exp_p_determinada_DO == 's') || (valor_ideal_exp_p_determinada_DO == 'S'))
    {
        // busca valor ideal para um valor determinado de densidade
        for(i = 0; i < (Lin - 1); i++) //Lin
        {
            if (filme.Dens[i] <= valor_ideal_dens)
                valor_ideal = filme.Exp[i];
        }
    }
    else
        valor_ideal = filme.Exp[j - 1];
}
// -----
void carrega_curva_padrao(void)
{

```

```

FILE *filein;
int i;
// Procura na curva padrao o nivel de cinza que corresponde a densidade
// correspondente ao nivel de exposicao que chega ao sistema de registro
filein=fopen("PADRAO.DAT","r");
// LE OS DADOS DO ARQUIVO CONTENDO A CURVA H-D
// e os coloca dentro dos vetores
i = 0;
while(fscanf(filein,"%d %f\n", &ex_padrao[i],&op_padrao[i]) != EOF)
{
    i++;
}
fclose(filein);
}
//-----
/* Rotina que introduz o Sistema de registro da imagem */
int Sist_Reg (int x,int y, int Dist_geometrica, int w)
{
    int dens_cinza, col;
    col = x;
    dens_cinza = 255; //para o caso de nao encontrar a densidade correta

    //fog_bolinha(col);
    switch (w)
    {
        case 1:
            /* SEM O SISTEMA DE REGISTRO
            Nao considera sistema de registro, e retorna o proprio
            nivel de cinza que entrou como parametro */
            return Dist_geometrica;

        case 2:
            /* SISTEMA DE REGISTRO COMPOSTO SOMENTE PELO FILME
            Utilizando somente a curva caracteristica */
            fog_bolinha(col);
            dens_cinza = Filme_curva_HD(Dist_geometrica);
            break;

        case 3:
            /* SISTEMA DE REGISTRO COMPOSTO SOMENTE PELO FILME
            Utilizando a curva H-D e efeito "Heel" linear*/
            fog_bolinha(col);
            dens_cinza = Filme_curva_HD_Heel(col, Dist_geometrica);
            break;

        case 4:
            /* SISTEMA DE REGISTRO COMPOSTO SOMENTE PELO FILME
            Utilizando a curva H-D e efeito "Heel" exponencial*/
            fog_bolinha(col);
            dens_cinza = Filme_curva_HD_Heel(col, Dist_geometrica); //porem fundo fog e diferente
            break;

        case 5:
            /* SISTEMA DE REGISTRO COMPOSTO POR ECRAN E FILME
            Utilizando somente a Curva H-D e FI */
            fog_bolinha(col);
            dens_cinza = ecran_filme(Dist_geometrica);
            break;

        case 6:
            /* SISTEMA DE REGISTRO COMPOSTO POR ECRAN E FILME
            Utilizando a Curva H-D, FI e efeito heel (linear) */
            fog_bolinha(col);
            dens_cinza = ecran_filme_heel(col, Dist_geometrica);
            break;

        case 7:
            /* SISTEMA DE REGISTRO COMPOSTO POR ECRAN E FILME
            Utilizando a Curva H-D, FI e efeito Heel (exponencial) */
            fog_bolinha(col);
            dens_cinza = ecran_filme_heel(col, Dist_geometrica); // porem o fundo_fog e diferente
            break;

        case 8:
            /* SISTEMA DE REGISTRO COMPOSTO POR ECRAN E FILME
            Utilizando parametros do ecran */
            fog_bolinha(col);
            dens_cinza = ecran_filme_param(Dist_geometrica);
            break;
    }
}

```

```

    } // fim dos cases
    if(dens_cinza > filme.fog)
        dens_cinza = filme.fog;
    if(dens_cinza == 250)
        dens_cinza = filme.fog;

    return dens_cinza;
} // fim da rotina Sist_Reg()
//-----
/* SISTEMA DE REGISTRO COMPOSTO SOMENTE PELO FILME
   utilizando somente a curva caracteristica */
int Filme_curva_HD(int Dist_geometrica)
{
    int j;
    // procura na tabela cinza.dat, exposicao correspondente ao nivel de
    // cinza que obtido pelo programa do Henrique
    // filme.exposicao = procura_exp(Dist_geometrica);
    j = 0;
    filme.exposicao = exp_cinza[j];
    while(nc_henr[j] != Dist_geometrica)
    {
        filme.exposicao = exp_cinza[j];
        j++;
        filme.exposicao = exp_cinza[j];
    }
    // Busca na curva caracteristica do sistema a densidade correspondente
    // ao nivel de exposicao obtido
    filme.densidade = rel_HD_padrao();
    return filme.densidade;
}
//-----
/* SISTEMA DE REGISTRO COMPOSTO SOMENTE PELO FILME
   utilizando somente a curva caracteristica */
int Filme_curva_HD_Heel(int x, int Dist_geometrica)
{
    int j;
    j = 0;
    filme.exposicao = exp_cinza[j];
    //efeito heel na bolinha
    if((Dist_geometrica > 0) && (Dist_geometrica < 250))
        filme.exposicao = filme.exposicao - (filme.exposicao * vet_ef_heel[x]);
    // procura tabela da relacao grafica exposicao
    while(nc_henr[j] != Dist_geometrica)
    {
        filme.exposicao = exp_cinza[j];
        j++;
        filme.exposicao = exp_cinza[j];
    }
    // Busca na curva caracteristica do sistema a densidade correspondente
    // ao nivel de exposicao obtido
    filme.densidade = rel_HD_padrao();
    return filme.densidade;
}
//-----
/* SISTEMA DE REGISTRO COMPOSTO PELO ECRAN-FILME
   utilizando a curva H-D e FI */
int ecran_filme(int Dist_geometrica)
{
    int j, z, y;
    char s[40];
    // procura na tabela cinza.dat, exposicao correspondente ao nivel de
    // cinza que obtido pelo programa do Henrique
    // filme.exposicao = procura_exp(Dist_geometrica);
    j = 0;
    filme.exposicao = exp_cinza[j];
    // acrescentando razao 34:1
    filme.exposicao = filme.exposicao * 1.34;

    while(nc_henr[j] != Dist_geometrica)
    {
        filme.exposicao = exp_cinza[j];
        j++;
        filme.exposicao = exp_cinza[j];
    }
}

```



```

    }
    filme.exposicao = filme.exposicao + filme.exposicao * fator_int;
    if (filme.exposicao < 0.0)
        filme.exposicao = 0.0;
    if (filme.exposicao > 3.0)
        filme.exposicao = 3.0;
    // Busca na curva característica do sistema a densidade correspondente
    // ao nível de exposicao obtido
    filme.densidade = rel_HD_padrao();
    return filme.densidade;
}
//-----
/* SISTEMA DE REGISTRO COMPOSTO PELO ECRAN-FILME
   utilizando a curva H-D, FI e efeito Heel */
int ecran_filme_heel(int x, int Dist_geometrica)
{
    int j, z,y;
    char s[40];
    // procura na tabela cinza.dat, exposicao correspondente ao nível de
    // cinza que obtido pelo programa do Henrique
    // filme.exposicao = procura_exp(Dist_geometrica);
    j = 0;
    filme.exposicao = exp_cinza[j];
    // acrescentando razao 34:1
    filme.exposicao = filme.exposicao * 1.34;
    //efeito heel na bolinha
    if ((Dist_geometrica > 0) && (Dist_geometrica < 250))
        filme.exposicao = filme.exposicao - (filme.exposicao * vet_ef_heel[x]);
    // segue normal
    while(nc_henr[j] != Dist_geometrica)
    {
        filme.exposicao = exp_cinza[j];
        j++;
        filme.exposicao = exp_cinza[j];
    }
    filme.exposicao = filme.exposicao + filme.exposicao * fator_int;
    if (filme.exposicao < 0.0)
        filme.exposicao = 0.0;
    if (filme.exposicao > 3.0)
        filme.exposicao = 3.0;
    // Busca na curva característica do sistema a densidade correspondente
    // ao nível de exposicao obtido
    filme.densidade = rel_HD_padrao();
    return filme.densidade;
}
//-----
/* SISTEMA DE REGISTRO COMPOSTO POR ECRAN E FILME
   CONSIDERANDO a curva H-D e os parametros do ecran */
int ecran_filme_param(int Dist_geometrica)
{
    int z,y,j, fator_int;
    char s[40];
    float EXP;

    // procura na tabela cinza.dat, exposicao correspondente ao nível de
    // cinza que obtido pelo programa do Henrique
    j = 0;
    filme.exposicao = exp_cinza[j];
    while(nc_henr[j] != Dist_geometrica)
    {
        filme.exposicao = exp_cinza[j];
        j++;
        filme.exposicao = exp_cinza[j];
    }

    //converte log. exp. rel. em exp
    EXP = exp(filme.exposicao * log(10));
    if (ecran.espectro > 4500)
        EXP = EXP/(34); // *4);
    else
        EXP = EXP/(34/4);

    EXP = (EXP * ecran.absorcao * Qte_fotons_pr)/2;

```

```

if (filme.exposicao < 0.0)
    filme.exposicao = 0.0;
if (filme.exposicao > 3.0)
    filme.exposicao = 3.0;
// Busca na curva caracteristica do sistema a densidade correspondente
// ao nivel de exposicao obtido
filme.densidade = rel_HD_padrao();
return filme.densidade;
}
//-----
/* Efetua a relacao grafica entre a exposicao da curva H-D com saida do programa do Henrique */
void nc(void)
{
    FILE *fileout;
    int i, j, c[Lin];
    float ex[Lin], aux, incr;

    printf("\n\t\tDensidade para saturacao: ");
    scanf("%f", &satura);

    aux = filme.Dens[0];
    i = 0;
    j = 0;
    while (aux == filme.Dens[j])
    {
        c[i] = i;
        ex[i] = filme.Exp[j];
        j++;
    }
    i++;
    while((j < (Lin - 1)) && (filme.Dens[j] <= satura))
    {
        c[i] = i;
        ex[i] = filme.Exp[j];
        j++;
        i++;
    }
    incr = (ex[i - 1] - ex[0]) / (Lin - 2);
    j = 0;
    nc_henr[j] = j;
    exp_cinza[j] = ex[j];

    for (j = 1; j < (Lin - 1); j++)
    {
        nc_henr[j] = j;
        exp_cinza[j] = exp_cinza[j - 1] + incr;
    }
}
//-----
/* RELACIONA A CURVA DO SISTEMA DE REGISTRO COM UMA CURVA PADRAO para
calibragem */
int rel_HD_padrao(void)
{
    int i, j, ex[Lin], nivel_cinza, ret;
    float DO, op[Lin], ant, post;
    int y, z;
    char s[40];
    //**** FAZER INTERPOLACAO
    // procura na curva H-D do sistema de registro a densidade
    // correspondente ao nivel de exposicao que chega
    i = 0;
    DO = filme.Dens[i];
    while ((filme.Exp[i] <= filme.exposicao) && (i < (Lin - 1)))
    {
        DO = filme.Dens[i];
        i++;
    }
    // encontra na curva padrao densidade igual ou mais proxima da densidade
    // da curva do sistema de registro

    post = 0.0;
    ant = 0.0;

```

```

nivel_cinza = 0;
ret = 0;
i = 0;
while ((ret == 0) && (i < (Lin - 1)))
{
    if (DO == op_padrao[i])
    {
        nivel_cinza = ex_padrao[i];
        ret = 1;
    }
    else
    {
        if (op_padrao[i] > DO)
        {
            ant = op_padrao[i - 1];
            post = op_padrao[i];
            if ((DO - ant) > (post - DO))
            {
                nivel_cinza = ex_padrao[i]; //pega posicao
                ret = 1;
            }
            else
            {
                nivel_cinza = ex_padrao[i - 1]; // pega posicao anterior
                ret = 1;
            }
        }
        else
        {
            if (op_padrao[i] < DO)
                ret = 0;
        }
    }
    i++;
}
if (ret == 0)
    nivel_cinza = ex_padrao[i - 1];
return nivel_cinza;
}
//-----
void informa(void)
{
    char z3[20];
    int z1, z2, nc, i;
    double delta;

    if (filme.Reg != 1)
    {
        // encontra nivel de cinza medio para todos os objetos
        nc = (int) (soma_todos_obj/cont_objs);
        // faz relacao grafica e obtem exposicao
        for (i=0; i < (Lin - 1); i++)
        {
            if (nc == nc_henr[i])
                valor_medio = exp_cinza[i];
        }
        // calcula delta
        delta = valor_ideal - valor_medio;
        //informa ao radiologista
        if (delta > 0)
            strcpy(faz_o_que, " Aumenta mAs ");
        else
        {
            if (delta < 0)
                strcpy(faz_o_que, " Diminui mAs ");
            else
                strcpy(faz_o_que, " Mantem parametros operacionais ");
        }

        if ((mostra_inf_radiologista == 's') || (mostra_inf_radiologista == 'S'))
        {
            z1 = z2 = 730;
            if (delta != 0)
            {
                gcvt(fabs(delta), 5, z3);
                strcat(faz_o_que, z3);
                strcat(faz_o_que, " vezes");
                setfillstyle(0, 0);
            }
        }
    }
}

```



```

        bar(z1,z2,z1+100, z2+15);
    }
    outtextxy(z1, z2, faz_o_que);
}
}

//-----
void entra_curva_c_21_passos(void)
{
    FILE *fileout;
    int i,j;
    float DO[21],E[21], incr;
    char filename[12], fim = 's';
    incr = (float) 3/20;

    while (fim == 's')
    {
        clrscr();
        // ENTRA OS 21 passos de exposicao da curva HD
        printf("\n\n\n\t\t ENTRA CURVA H-D DO SISTEMA DE REGISTRO\n ");
        printf("\t\tOBTIDAS COM 21 PASSOS DE EXPOSICAO UNIFORME\n ");
        printf("\n\t\t===== \n");
        printf("\n\t\tSalvar Como: ");
        scanf("%s", &filename);
        fileout=fopen(filename,"wb");

        j = 0;
        printf("\n\n");
        for(i = 0; i < 21; i++)
        {
            j++;
            E[i] = (j - 1) * incr; // acrescenta os passos de exposicao uniformemente variados
            printf("\tPASSO %d: Dens[%d] = ", j, i);
            scanf("%f", &DO[i]);
        }

        j = 0;
        while(fprintf(fileout,"%f%f\n", E[j], DO[j]) != EOF)
        {
            j++;
            if(j > 20) break;
        }
        fclose(fileout);

        // solicita ao usuario se este deseja continuar a operacao
        fim = 'n';
        printf("\n\n\n\t\tContinua (S/N)?");
        fim = getch();
    }
}

//-----
/* Transforma os 21 passos em 250 passos */
void curvas(void)
{
    FILE *filein, *fileout;
    char filename[12], saida[12], fim = 's';
    float op[21], ex[21], DO[300], E[300], incr, incr2;
    int i, j, ok;
    float k, exp_ideal, dens_ideal;

    incr = (float) 3/20;
    incr2 = (float) (vetor - 1)/20;

    while (fim == 's')
    {
        clrscr();
        // ENTRA curva_HD CARACTERISTICA DO SISTEMA
        // a variavel a seguir sera usada para testar o arquivo
        // a ser aberto: 0 (invalido) 1 (valido)
        ok = 0;

        printf("\n\n\n\t\tTRANSFORMA 21 PASSOS EM 250 PASSOS DE EXPOSICAO\n ");
    }
}

```

```

printf("\n\n===== \n ");
printf("\n\nAbrir Arquivo: ");
while ( ok!=1)
{
    gets(filename);
    if (strlen(filename) == 0)
        ok = 0;
    else
    {
        if ((filein=fopen(filename, "r"))==NULL)
        {
            printf("\n Arquivo [%s] nao encontrado! Entre Arq.: ",filename);
            ok = 0;
        }
        else
            ok = 1;
    }
} // fim do while para entrar arquivo existente ou branco
// LE OS DADOS DO ARQUIVO CONTENDO A CURVA H-D
// e os coloca dentro dos vetores
j = 0;
while(fscanf(filein,"%f%f\n", &ex[j], &op[j]) != EOF)
{
    j++;
    if(j>21) break;
}
fclose(filein);
// transforma os 21 passos em 250 passos
i = 0;
for(j = 0; j < 21; j++)
{
    E[i] = ex[j];
    DO[i] = op[j];

    if((vetor - 1) == 251) //(cinza == 250)
    {
        if(j < 10) //9)
        {
            k = 0;
            while (k <= 12)
            {
                i++;
                DO[i] = DO[i-1] + ((op[j+1] - op[j])/incr2);
                E[i] = E[i-1] + (incr/incr2);
                k++;
            }
        }
        else
        {
            k = 0;
            while (k <= 11)
            {
                i++;
                DO[i] = DO[i-1] + ((op[j+1] - op[j])/(incr2 - 0.6605263)); //595238));
                E[i] = E[i-1] + (incr/(incr2 - 0.6605263)); //0.595238));
                k++;
            }
        }
    }
}

//PROCEDIMENTO PARA ENCONTRAR NA CURVA VALOR IDEAL EXPOSICAO //DENSIDADE
limites(op,ex, E, DO, &exp_ideal, &dens_ideal);
E[251] = exp_ideal;
DO[251] = dens_ideal;

// GRAVA arquivo contendo os 250 passos de exposicao e densidade
printf("\n\nSalvar Como: ");
scanf("%s", &saida);
fileout=fopen(saida,"wb");
j = 0;
while(fprintf(fileout,"%f%f\n", E[j], DO[j]) != EOF)
{
    j++;
}

```



```

        {
            delta2 = delta[i+1] - delta[i];
            if ((delta2 > 2.5) && (delta2 < 3.0))
                inicio = ex[i];
            if ((delta2 > 1.0) && (delta2 < 2.0))
                final = ex[i];
            // printf("checando valores %f%f%f\n", op[i], delta[i], delta2);
            // getch();
        }
    }
    else
    {
        printf("\n\n\t\tExp. inicial: ");
        scanf("%f", &inicio);
        printf("\n\n\t\tExp. final..: ");
        scanf("%f", &final);
    }
    printf("\n\n\t\tinicio.....: %f", inicio);
    printf("\n\n\t\tfinal.....: %f", final);
    delta2 = (inicio + ((final - inicio)/2));
    printf("\n\n\t\tvalor ideal: %f", delta2);
    // encontra na curva H-D, exposicao e sua respectiva densidade, igual ou mais proxima ao valor exp. ideal encontrado
    post = 0.0;
    ant = 0.0;
    ret = 0;
    i = 0;
    while ((ret == 0) && (i < (vetor - 1)))
    {
        if (delta2 == E[i])
        {
            *exp_ideal = E[i];
            *dens_ideal = DO[i];
            v1 = E[i];
            v2 = DO[i];
            ret = 1;
        }
        else
        {
            if (E[i] > delta2)
            {
                ant = E[i - 1];
                post = E[i];
                if ((delta2 - ant) > (post - delta2))
                {
                    *exp_ideal = E[i]; //pega posicao
                    *dens_ideal = DO[i];
                    v1 = E[i];
                    v2 = DO[i];
                    ret = 1;
                }
            }
            else
            {
                *exp_ideal = E[i - 1]; // pega posicao anterior
                *dens_ideal = DO[i - 1];
                v1 = E[i];
                v2 = DO[i];
                ret = 1;
            }
        }
        else
        {
            if (E[i] < delta2)
                ret = 0;
            i++;
        }
    }
    if (ret == 0)
    {
        *exp_ideal = E[i - 1];
        *dens_ideal = DO[i - 1];
        v1 = E[i];
        v2 = DO[i];
    }
    printf("\n\n\t\texp_ideal..: %f", v1);
    printf("\n\n\t\tdens_ideal..: %f", v2);
}

```