Campus de São Carlos

**SISTEMA VIRTUAL PARA AUXILIAR A AVALIAÇÃO DOS
EQUIPAMENTOS RADIOLÓGICOS**

Autor: Clayton Eduardo dos Santos

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

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ESCOLA DE ENGENHARIA
DE SÃO CARLOS**

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

Serviço de Pós-Graduação EESC/USP

EXEMPLAR REVISADO

Data de entrada no Serviço: 14 / 06 / 03

Ass.: *Handwritten signature*

SISTEMA VIRTUAL PARA AUXILIAR A
AVALIAÇÃO DOS EQUIPAMENTOS
RADIOLÓGICOS

DEDALUS - Acervo - EESC

31100043517

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

Orientado: Clayton Eduardo dos Santos

Orientador(a): Profa. Dra. Annie France Frère Slaets

SÃO CARLOS
2003

Class. TESE-EESC
 Cuff. 539811
 Tombo T171/03
 Sysno 1323104

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

S237s

Santos, Clayton Eduardo dos
 Sistema virtual para auxiliar a avaliação dos
 equipamentos radiológicos/ Clayton Eduardo dos Santos.
 -- São Carlos, 2003.

Dissertação (Mestrado) -- Escola de Engenharia de
 São Carlos-Universidade de São Paulo, 2003.
 Área : Engenharia Elétrica.
 Orientador: Prof^a. Dr^a Annie France Frère Slaets.

1. Simulação computacional. 2. Controle de
 qualidade. 3. Sistema radiológico. I. Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato: Licenciado **CLAYTON EDUARDO DOS SANTOS**

Dissertação defendida e julgada em 14/04/2003 perante a Comissão Julgadora:

_____
Profa. Tit. **ANNIE FRANCE FRÈRE SLAETS (Orientadora)**
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

aprovado

_____
Prof. Dr. **PAULO MAZZONCINI DE AZEVEDO MARQUES**
(Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP)

Aprovado

_____
Dra. **YVONE MARIA MASCARENHAS**
(Serviço de Assessoria e Proteção Radiológica/SAPRA)

APROVADO

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

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

Dedico este trabalho aos meus pais, Antônio e Maria Aparecida, ao meu irmão Cledson, à minha namorada Érica e a todos que de alguma forma contribuíram para a sua realização, em especial ao Prof. Márcio e à Prof^a. Annie.

AGRADECIMENTOS

À Prof^a. Annie F. Frère Slaets, pela dedicação, colaboração e competência como orientadora, indispensáveis para a realização desse trabalho.

Ao Prof. e amigo Márcio Alexandre Marques, pela confiança, oportunidade, paciência e boa vontade demonstrada em todos os momentos.

À Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP, pelo suporte financeiro (proc. 00/11964-0) imprescindível para a realização dessa pesquisa.

À minha querida namorada e companheira Érica, pela paciência e compreensão nos momentos de ausência e mau humor, por seu amor e carinho e especialmente pelo privilégio de sua companhia, compartilhando todos os momentos da minha vida ao longo desses anos.

Aos meus pais Antônio e Maria Ap. e ao meu irmão Cledson, pela paciência, incentivo, carinho e dedicação demonstrados durante todos os anos de minha vida.

Aos amigos do @ladim, Hamilton, Luiz Adriano, Sílvia, Ricardo Ferrari, Marcelo Barreiro, Vivian e Nana pelos momentos de convivência tão agradáveis em nosso ambiente de trabalho. Aos amigos Henrique e Ricardo Irita pela enorme paciência e boa vontade, sempre prontos e abertos para minhas perguntas e discussões. Aos amigos Bi e Márcia, pela ajuda e acolhidas durante as pesquisas e experimentos realizados na UMC e novamente a Márcia, pela extrema generosidade, compreensão e paciência que tanto me ajudaram durante o desenvolvimento desse trabalho. Aos amigos, Flávio Cezar Amate, Marcelo Zanchetta e Leandro Alves Neves pelo apoio e amizade demonstrados em todos os momentos, cumprindo dessa forma, o papel de uma família, durante minha estadia em São Carlos.

Aos amigos Prof. Paulo, Edílson, Luciene, Chico Bento, Puff, David, André, Rita, Lucas e Marcelo Honda, integrantes do Centro Hospitalar de Processamento de Imagens (CHOPI) da USP de Ribeirão Preto, pela receptividade e amizade.

Aos professores, funcionários e amigos da USP de São Carlos e da Universidade de Mogi das Cruzes (UMC), em especial à Marisa, Denise, Zé Carlos, Jussara e Cida.

Aos meus grandes amigos, Renê, Cirano, Pedrinho, Vera, Irene, Kely, Guilherme, Fabiana, Zé, André, Roberto, Batata e Índio, pela amizade e apoio demonstrados ao longo de tantos anos. Por fim, porém em primeiro lugar, agradeço a Deus, por me acompanhar e me guiar em todos os momentos de minha vida.

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1	1
INTRODUÇÃO	1
1.1 – Justificativas do trabalho.....	1
1.2 – Objetivos.....	5
1.3 – Organização da dissertação.....	5
CAPÍTULO 2	6
TESTES E PROTOCOLO DE CONTROLE DE QUALIDADE DE EQUIPAMENTOS RADIOLÓGICOS	6
2.1 - O tubo de raios X.....	7
2.2 - Influência da fonte na nitidez da imagem.....	9
2.3 - Testes práticos de controle de qualidade	11
2.3.1 - Levantamento radiométrico.....	11
2.3.2 - Sistema de colimação	13
2.3.3 - Exatidão e reprodutibilidade da tensão no tubo.....	14
2.3.4 - Reprodutibilidade e linearidade da exposição	15
2.3.5 - Exatidão do tempo de exposição.....	16
2.3.6 - Reprodutibilidade do AEC	16
2.3.7 - Camada semi-redutora.....	17
2.3.8 - Ponto focal	17
2.3.9 - Força de compressão.....	18
2.3.10 - Dose na superfície da mama.....	18
2.3.11 - Luminância	18
CAPÍTULO 3	21
DESCRIÇÃO DOS ALGORITMOS PARA A SIMULAÇÃO DO SISTEMA RADIOLÓGICO VIRTUAL.....	21
3.1 – O modelo de sistema radiológico virtual	21
3.2 – Unificação dos algoritmos de simulação	22
3.3 - Simulação do feixe de raios X considerando o efeito "heel" e a filtração	23
3.3.1 – Algoritmo simulando a energia do espectro em função da angulação do anodo (efeito "heel") e da filtração	23
3.3.2 – Modificações realizadas no algoritmo original	31
3.4 – Simulação das projeções do foco sobre o objeto (característica de campo)	31
3.4.1 – Simulação da característica de campo e geometria de exposição....	31
3.5 - Simulação da nitidez das imagens radiológicas	36
3.5.1 - Simulação da penumbra provocada pelo tamanho finito do ponto focal na imagem do objeto	36
3.5.2 – Modificações realizadas no algoritmo original	38
3.6 - Simulação da atenuação, do espalhamento e do efeito da grade supressora	41
3.6.1 - Simulação das estruturas anatômicas considerando o espalhamento e o tipo de grade	41
3.6.2 – Modificações realizadas no algoritmo original	45
3.7 – Simulação do sistema de registro	46
3.7.1 – Rendimento da fluorescência do écran.....	47
3.7.2 – Densidade óptica	48
3.7.3 – Modificações realizadas no algoritmo original	52

CAPÍTULO 4	56
RESULTADOS E DISCUSSÕES	56
4.1 – Introdução	56
4.2 – Imagens simuladas	56
4.3 – Variação do tamanho do ponto focal	58
4.4 – Variação da angulação do anodo	60
4.5 – Variação da kVp	61
4.6 – Variação da mAs	62
4.7 – Variação do filme radiográfico	63
4.8 – Validação.....	65
4.9 – Discussões.....	70
CAPÍTULO 5	73
CONCLUSÕES	73
5.1 – Conclusões	73
5.2 – Sugestões para trabalhos futuros	74
CAPÍTULO 6	76
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	76

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1.1 – FENÔMENOS FÍSICOS RESPONSÁVEIS PELO PROCESSO DE FORMAÇÃO DE IMAGENS	2
FIGURA 1.2 – PROCEDIMENTOS QUE COMPÕEM UM PROTOCOLO DE CONTROLE DE QUALIDADE EM RADIODIAGNÓSTICO.....	4
FIGURA 2.1 - ESQUEMA SIMPLIFICADO DE UM TUBO DE RAIOS X - JOHNS (1983)	7
FIGURA 2.2 – REPRESENTAÇÃO DO FOCO REAL E DO FOCO APARENTE.....	9
FIGURA 2.3 - A)FONTE IDEAL; B)FONTE E OBJETO COM TAMANHOS PRÓXIMOS; C)FONTE NORMAL E OBJETO GRANDE.....	10
FIGURA 2.4 – DOSÍMETRO EQUIPADO COM UM DETECTOR GEIGER.....	12
FIGURA 2.5 – DOSÍMETRO EQUIPADO COM CÂMARA DE IONIZAÇÃO.....	12
FIGURA 2.6 – DISPOSITIVO UTILIZADO PARA REALIZAÇÃO DO TESTE DE ALINHAMENTO DE FEIXE E SISTEMA DE COLIMAÇÃO	13
FIGURA 2.7 – DISPOSITIVO UTILIZADO PARA REALIZAÇÃO DO TESTE DE ALINHAMENTO DE FEIXE E SISTEMA DE COLIMAÇÃO	14
FIGURA 2.8 – RESULTADOS OBTIDOS COM O TESTE.....	14
FIGURA 2.9 - MEDIDOR DE KVP	15
FIGURA 2.10 - MEDIDOR DE MÂS	15
FIGURA 2.11 - TIMER.....	16
FIGURA 2.12 – KIT COM 05 DIFERENTES DISPOSITIVOS PARA AVALIAÇÃO DO TAMANHO DO PONTO FOCAL	17
FIGURA 2.13 – NITÍMETRO.....	19
FIGURA 2.14 – EXEMPLO DE APLICAÇÃO DO NITÍMETRO	19
FIGURA 2.15 – KIT MAMOGRÁFICO DE CONTROLE DE QUALIDADE.....	20
FIGURA 3.1 – PROCESSO DE FORMAÇÃO DE IMAGEM COM TODOS OS FENÔMENOS - WOLBARST (1993).....	22
FIGURA 3.2 - DISTRIBUIÇÃO DE INTENSIDADE DE RADIAÇÃO ATRAVÉS DO FEIXE DE RAIOS X.....	24
FIGURA 3.3 - GEOMETRIA EM 2D DO PROCESSO DE PENETRAÇÃO DO ELÉTRON E EMISSÃO DOS FÓTONS DE RAIOS X NO INTERIOR DO ALVO NA DIREÇÃO ANODO-CATODO	25
FIGURA 3.4 – FLUXOGRAMA DO ALGORITMO DESENVOLVIDO PARA SIMULAR A RADIAÇÃO - MARQUES (1998)	27
FIGURA 3.5 - GEOMETRIA EM 3D DO PROCESSO DE PENETRAÇÃO DO ELÉTRON E EMISSÃO DOS FÓTONS DE RAIOS X NO INTERIOR DO ALVO NAS DIREÇÕES PARALELA E PERPENDICULAR AO EIXO ANODO-CATODO	28
FIGURA 3.6 E 3.7– FLUXOGRAMAS PARA CÁLCULO DA FLUÊNCIA DOS FÓTONS E EXPOSIÇÃO AO LONGO DO CAMPO – SILVA (2001)	30
FIGURA 3.8 – CÁLCULO DO LADO A' DO PONTO FOCAL EM UMA POSIÇÃO QUALQUER DO EIXO X (DY=0) - MARQUES (1998).....	32
FIGURA 3.9 – REPRESENTAÇÃO DO PONTO FOCAL NO CENTRO DO CAMPO E EM UMA POSIÇÃO ARBITRÁRIA DX - MARQUES (1998).....	33
FIGURA 3.10 – FLUXOGRAMA DO ALGORITMO UTILIZADO PARA O CÁLCULO DO TAMANHO E A FORMA DO PONTO FOCAL PARA DIFERENTES PROJEÇÕES NO PLANO OBJETO – MARQUES (1998).....	35
FIGURA 3.11 – MATRIZES MF E MO PARA A REALIZAÇÃO DA CONVOLUÇÃO.	37
FIGURA 3.12 – ILUSTRAÇÃO DAS PROJEÇÕES DAS MATRIZES MF E MO EM PONTOS DO PLANO IMAGEM.....	37

FIGURA 3.13 – PARÂMETROS DE ENTRADA NECESSÁRIOS PARA A SIMULAÇÃO.	39
FIGURA 3.14 – REPRESENTAÇÃO MATRICIAL DE UMA ESFERA PRESENTE NO OBJETO VIRTUAL.	40
FIGURA 3.15 – FLUXO DA INTENSIDADE DE RADIAÇÃO – IRITA (2000).	41
FIGURA 3.16 – FLUXOGRAMA DO ALGORITMO QUE REALIZA O CÁLCULO DA RADIAÇÃO ESPALHADA E FILTRAÇÃO DA GRADE SUPRESSORA – IRITA (2000).	44
FIGURA 3.17 – DIAGRAMA DA TRAJETÓRIA DOS FÓTONS DE LUZ GERADOS POR UM CRISTAL DE FÓSFORO EM UM ÉCRAN REFORÇADOR - KODAK (1980)	46
FIGURA 3.18 – FLUXOGRAMA DO ALGORITMO QUE CALCULA O RENDIMENTO DE FLUORESCÊNCIA DO ÉCRAN REFORÇADOR EM FUNÇÃO DA ENERGIA E DO FLUXO DE FÓTONS DE RAIOS-X INCIDENTES AO LONGO DO CAMPO DE RADIAÇÃO – SILVA (2001)	50
FIGURA 3.19 – FLUXOGRAMA DO ALGORITMO QUE CALCULA A DENSIDADE ÓTICA EM FUNÇÃO DA EXPOSIÇÃO INCIDENTE EM TODOS OS PONTOS DO FILME RADIOGRÁFICO – SILVA (2001)	51
FIGURA 3.20 – PARÂMETROS DE ENTRADA NECESSÁRIOS PARA A SIMULAÇÃO	52
FIGURA 3.21 – DETERMINANDO O FILME RADIOGRÁFICO UTILIZADO NA SIMULAÇÃO.	53
FIGURA 3.22 – DETERMINANDO O ÉCRAN UTILIZADO NA SIMULAÇÃO	53
FIGURA 3.23 – INICIANDO A SIMULAÇÃO	54
FIGURA 4.1 – MATRIZ DE ESFERAS, SIMULADA SEM AS DEFORMAÇÕES PROVOCADAS PELA CARACTERÍSTICA DE CAMPO E DEMAIS FENÔMENOS.	57
FIGURA 4.2 – IMAGEM SIMULADA COM 35 kVp, 120 mAs, ANGULAÇÃO DO ANODO DE 24°, PONTO FOCAL DE 0,7 x 0,7 mm, 40 cm DE DISTÂNCIA FOCO-FILME, FILME MIN-R 2000, ÉCRAN MIN-R E FILTRAÇÃO ADICIONAL DE 1 mm DE ALUMÍNIO.	58
FIGURA 4.3 – IMAGEM SIMULADA COM 35 kVp, 120 mAs, ANGULAÇÃO DO ANODO DE 24°, PONTO FOCAL DE 0,3 x 0,3 mm, 40 cm DE DISTÂNCIA FOCO-FILME, FILME MIN-R 2000, ÉCRAN MIN-R E FILTRAÇÃO ADICIONAL DE 1 mm DE ALUMÍNIO.	59
FIGURA 4.4 – IMAGEM SIMULADA COM 35 kVp, 120 mAs, ANGULAÇÃO DO ANODO DE 24°, PONTO FOCAL DE 1,2 x 0,7 mm, 40 cm DE DISTÂNCIA FOCO-FILME, FILME MIN-R 2000, ÉCRAN MIN-R E FILTRAÇÃO ADICIONAL DE 1 mm DE ALUMÍNIO.	60
FIGURA 4.5 – IMAGEM SIMULADA COM 35 kVp, 120 mAs, ANGULAÇÃO DO ANODO DE 16°, PONTO FOCAL DE 0,7 x 0,7 mm, 40 cm DE DISTÂNCIA FOCO-FILME, FILME MIN-R 2000, ÉCRAN MIN-R E FILTRAÇÃO ADICIONAL DE 1 mm DE ALUMÍNIO.	61
FIGURA 4.6 – IMAGEM SIMULADA COM 25 kVp, 120 mAs, ANGULAÇÃO DO ANODO DE 24°, PONTO FOCAL DE 0,7 x 0,7 mm, 40 cm DE DISTÂNCIA FOCO-FILME, FILME MIN-R 2000, ÉCRAN MIN-R E FILTRAÇÃO ADICIONAL DE 1 mm DE ALUMÍNIO.	62
FIGURA 4.7 – IMAGEM SIMULADA COM 35 kVp, 80 mAs, ANGULAÇÃO DO ANODO DE 24°, PONTO FOCAL DE 0,7 x 0,7 mm, 40 cm DE DISTÂNCIA FOCO-FILME, FILME MIN-R 2000, ÉCRAN MIN-R E FILTRAÇÃO ADICIONAL DE 1 mm DE ALUMÍNIO.	63
FIGURA 4.8 – IMAGEM SIMULADA COM 35 kVp, 120 mAs, ANGULAÇÃO DO ANODO DE 24°, PONTO FOCAL DE 0,7 x 0,7 mm, 40 cm DE DISTÂNCIA FOCO-FILME, FILME MIN-R, ÉCRAN MIN-R E FILTRAÇÃO ADICIONAL DE 1 mm DE ALUMÍNIO.	64
FIGURA 4.9 – (A) IMAGEM SIMULADA COM 36 kVp, 120 mAs, DFF=40 cm, FILME KODAK. (B) IMAGEM SIMULADA COM 30 kVp, 120 mAs, DFF=40 cm, FILME KODAK.	65
FIGURA 4.10 – (A) IMAGEM SIMULADA COM 30 kVp E FILME KODAK. (B) IMAGEM SIMULADA COM 30 kVp E FILME MIN-R.	66
FIGURA 4.11 – (A) IMAGEM SIMULADA COM DFO = 10 cm, 44 kVp, 120 mAs, FILME KODAK + ÉCRAN. (B) IMAGEM SIMULADA COM DFO = 20 cm, 44 kVp, 120 mAs, FILME KODAK + ÉCRAN.	67
FIGURA 4.12 – (A) IMAGEM SIMULADA COM 35 kVp, 120 mAs, DFF=40 cm, SEM ÉCRAN. (B) IMAGEM SIMULADA COM 35 kVp, 4 mAs, DFF=40 cm, COM ÉCRAN.	68

FIGURA 4.13 – (A) IMAGEM REAL OBTIDA COM 44 kVp, 4 mAs, DFF=60 cm, FILME KODAK + ÉCRAN E PONTO FOCAL DE 1,2 X 1,8. (B) IMAGEM SIMULADA COM COM 44 kVp, 4 mAs, DFF=60 cm, FILME KODAK + ÉCRAN E PONTO FOCAL DE 1,2 X 1,8. 69

RESUMO

O objetivo deste trabalho é implementar um sistema radiológico virtual que auxilie a avaliação dos sistemas radiológicos, simulando os diferentes fenômenos físicos que ocorrem durante o processo de formação de imagens e a influência que cada fator tem sobre os demais. Os algoritmos foram desenvolvidos utilizando o ambiente de programação *Delphi* na plataforma Windows, o que possibilitou o desenvolvimento de uma interface de trabalho amigável ao usuário. As simulações contemplam a distribuição não uniforme de radiação ao longo do campo, a característica de campo, o espalhamento, a grade supressora e o sistema de registro. Os parâmetros utilizados nas simulações podem ser modificados livremente pelo usuário, visto que estão diretamente ligados aos fenômenos físicos e, conseqüentemente, ao processo de formação de imagens. No final do processamento, é exibida uma imagem virtual de uma matriz de esferas, baseada em um modelo real, que corresponde à imagem que seria produzida pelo sistema de raios X em pleno funcionamento.

ABSTRACT

A virtual radiological system capable to simulate the different physical phenomena involved in the image formation process was developed to aid in the evaluation of radiological systems. A user friendly interface was obtained using the Delphi programming environment on a Windows platform. In the performed simulation the non-uniform distribution radiation along the field, the field's characteristic, the scattering, the antiscatter grid and the recording system are taken into account. Parameters defining the physical phenomena affecting the image formation can be freely modified by the user. As final result of the simulation, a virtual image of an array of spheres is calculated representing the image that should be obtained by normal functioning X-ray system.

CAPÍTULO 1

Introdução

1.1 – Justificativas do trabalho

Gerar imagens radiológicas de boa qualidade é uma tarefa difícil, porém relevante quando o assunto é diagnóstico médico. Além dos fenômenos físicos presentes no processo de formação das radiografias, existem outros fatores que estão diretamente ligados à qualidade da imagem produzida pelo equipamento. Em alguns casos, os parâmetros especificados pelo fabricante não correspondem aos valores reais, podendo provocar resultados diferentes dos esperados pelo radiologista. Equipamentos com um certo tempo de uso, por desgaste natural do tubo de raios X ou ainda por falta de manutenção ou calibração, podem causar esse tipo de problema.

A adoção de um programa de controle de qualidade é a forma mais eficiente de garantir a qualidade das imagens geradas pelos equipamentos de raios X, característica fundamental para proporcionar diagnósticos médicos confiáveis. Também vale lembrar que, um programa de controle de qualidade, traz outros benefícios além da qualidade das imagens radiográficas produzidas pelo aparelho, como por exemplo, a economia. Um equipamento operado corretamente e em perfeitas condições, irá gerar boas imagens já na primeira exposição, eliminando dessa forma, o custo de produção de novas imagens. Além disso, a vida útil do tubo

de raios X será prolongada, devido a menor quantidade de disparos efetuados. Entretanto, a principal vantagem da utilização de métodos e técnicas de controle de qualidade é a redução da radiação, desnecessária, recebida pelo paciente.

A FIGURA 1.2 ilustra os procedimentos que compõem um protocolo de controle de qualidade em radiodiagnóstico. Neste protocolo pode-se notar que alguns pontos importantes deixam a desejar no controle de qualidade de imagens radiográficas atual. A maior parte dos métodos utilizados atualmente, avalia todos os parâmetros físicos do sistema radiológico somente para uma posição do campo, normalmente o centro. Dessa forma, como o campo de radiação não é isotrópico, o equipamento pode produzir uma imagem adequada no centro e apresentar características inadequadas em outras regiões, sem que este fenômeno seja detectado. Além disso, alguns fenômenos físicos que ocorrem durante o processo de formação de imagens, tais como, *efeito "heel"* e *característica de campo*, fundamentais na nitidez das imagens, não são considerados nos métodos tradicionais. A FIGURA 1.1 mostra a interação destes fenômenos.

FIGURA 1.1 – Fenômenos físicos responsáveis pelo processo de formação de imagens

No ponto (1) os elétrons que penetram no interior do alvo geram fótons X que percorrem caminhos diferentes dentro do material, provocando diferenças de intensidade do feixe em função do ângulo de saída (*efeito "heel"*).

Esses fótons interagem com o objeto de maneiras diferenciadas ao longo do plano de radiação, sendo que:

- No ponto *A1* as dimensões do foco, que são influenciadas pela inclinação do alvo, apresentam uma projeção menor do que no centro de campo, enquanto que, a projeção no ponto *B1* é maior. Essas diferentes projeções de foco provocam diferentes níveis de nitidez dos objetos radiografados;
- No ponto *A2*, o número de fótons é menor do que no centro de campo. Já no ponto *B2*, a intensidade é maior. Portanto, o contraste da imagem do objeto muda ao longo do campo de radiação;
- Também o ângulo de incidência e a energia dos fótons X são diferentes nos pontos *A2*, *B2* e no centro e por consequência provocam espalhamentos diferenciados. Portanto, números diferentes de fótons são filtrados pela grade supressora e armazenados no sistema de registro que também apresenta respostas diferentes para as diversas energias incidentes.

Essas diferenças no número de fótons X e das projeções do foco para cada ponto da estrutura irradiada, embora relevantes para a nitidez da imagem, não são avaliadas pelo controle de qualidade, devido a multiplicidade de parâmetros que deve ser considerada.

Outro limitador é que os resultados obtidos através da aplicação de um programa de controle de qualidade convencional são dados em números e conseqüentemente não fornecem uma relação física direta com as imagens. Dessa forma, o responsável pelo sistema radiológico tem dificuldade para entender o prejuízo que um possível problema com o equipamento de raios X pode causar na qualidade da imagem final produzida.

FIGURA 1.2 – Procedimentos que compõem um protocolo de controle de qualidade em radiodiagnóstico

O desenvolvimento de ferramentas computacionais para auxiliar o controle de qualidade de imagens radiológicas oferece os recursos necessários para a realização de um controle de qualidade completo e de fácil entendimento ao usuário. Por sua vez, a simulação de imagens virtuais possibilitará a visualização da influência de cada parâmetro na qualidade final da imagem.

Por outro lado, as ferramentas computacionais também são alternativas interessantes na educação, visto que, ilustram de forma bastante satisfatória o efeito que os fenômenos físicos presentes no processo de formação de imagens radiológicas provocam.

1.2 – Objetivos

Desenvolver uma ferramenta computacional que simule todos os fenômenos envolvidos na formação da imagem radiológica, gerando imagens virtuais que ilustrem a influência destes parâmetros e os efeitos que eles exercem sobre a nitidez e o contraste.

1.3 – Organização da dissertação

Esta dissertação está dividida em 6 capítulos, incluindo essa introdução, a saber:

- Capítulo 2 – Testes e protocolo de controle de qualidade de equipamentos radiológicos;
- Capítulo 3 – Descrição dos algoritmos para a simulação do sistema radiológico virtual;
- Capítulo 4 – Resultados e discussões;
- Capítulo 5 – Conclusões;
- Capítulo 6 – Referências bibliográficas.

CAPÍTULO 2

Testes e protocolo de controle de qualidade de equipamentos radiológicos

---

O protocolo de controle de qualidade de unidades mamográficas, estabelecido pela Portaria 453 de 1998 do Ministério da Saúde determina os procedimentos que devem ser adotados, os equipamentos utilizados, os cálculos auxiliares e como os resultados devem ser interpretados, impondo padrões de tolerância para efeito de comparação dos resultados obtidos com os valores considerados aceitáveis. Além disso, informa também a frequência em que devem ser aplicados os testes.

Descrevemos neste capítulo, cada um dos procedimentos recomendados pelo protocolo de controle de qualidade. Também apresentamos os equipamentos utilizados para a realização dos mesmos e a tolerância de desvio permitida para cada um deles.

Para facilitar o entendimento apresentamos também uma breve descrição do tubo de raios X e da penumbra, que é o principal fator de falta de nitidez da imagem.

2.1 - O tubo de raios X

Um tubo de raios X é constituído basicamente de um diodo, composto por um anodo e um catodo, colocado em uma ampola de vidro submetida a vácuo.

O catodo divide-se em duas partes distintas: o filamento e o colimador.

No momento em que é efetuado o disparo, iniciando o processo de produção de raios X, o filamento é aquecido produzindo elétrons que se concentram ao redor de seus espirais. Uma alta tensão (kV) é aplicada ao colimador, direcionando os elétrons para uma determinada área do anodo, chamada de alvo, formando o feixe de elétrons. Ao colidir com o alvo, os elétrons sofrem uma desaceleração total e as energias resultantes desse processo são responsáveis pela emissão dos raios X.

FIGURA 2.1 - Esquema simplificado de um tubo de raios X - JOHNS (1983)

Segundo SCAFF (1997), os aparelhos de raios X que operam entre 25 e 150 kVp, faixa utilizada na radiologia diagnóstica, dissipam cerca de 99% da energia utilizada em forma de calor, sendo que, apenas 1% da energia produzida pela desaceleração dos elétrons é transformada em raios X.

Devido a grande quantidade de calor produzido por um sistema de raios X, geralmente o anodo é constituído de cobre, por se tratar de um excelente dissipador de calor, enquanto que, o alvo é constituído na maior parte dos casos, de tungstênio ou molibdênio.

Segundo CURRY III *et al.* (1990) a utilização do tungstênio como material do anodo deve-se a seu número atômico bastante alto ($Z = 74$), que possibilita uma maior eficiência na produção de raios X; ao seu alto ponto de fusão (3387°C), que o torna capaz de suportar o calor produzido pelo bombardeamento de elétrons sem sofrer deformações; e por último, ao fato do tungstênio ser um excelente condutor, capaz de dissipar rapidamente o calor produzido pelo bombardeamento dos elétrons no alvo.

Existem basicamente, dois tipos de anodo. O rotatório e o fixo. Um anodo fixo, é construído de maneira que, uma pequena região do mesmo constitua o alvo. Dessa forma, o bombardeamento realizado pelo feixe eletrônico é concentrado apenas nessa região. Portanto, a utilização de aplicações que exijam altas correntes (produzindo assim mais calor), bem como, exposições consecutivas e sem intervalos, não são indicadas nesse tipo de equipamento, pois tais procedimentos podem causar a fusão do material que constitui o alvo.

Já os anodos rotatórios, são os mais utilizados atualmente em equipamentos de raios X hospitalares e mamógrafos, pois permitem a produção de um ponto focal bastante reduzido e possuem uma melhor tolerância a repetidas exposições, proporcionada pela melhor dissipação do calor produzido.

Devido a grande quantidade de calor produzida no processo de produção da radiação X, tornou-se necessário o desenvolvimento de uma técnica que permitisse uma maior projeção do ponto focal (real) no alvo, sem no entanto, prejudicar a resolução da imagem. Esse objetivo foi alcançado com a inclinação do anodo. Uma pequena inclinação permite que o feixe de elétrons bombardeie uma área maior do anodo, em relação ao ponto focal efetivo, sendo que, essa não corresponde a sua projeção no filme, que é menor. Dessa forma, o chamado ponto focal aparente, que é diretamente responsável pela qualidade da imagem, é menor que o ponto focal real. Assim, além de haver um melhor aproveitamento da área do anodo, pois nesse caso, o feixe de elétrons dispõe de uma região um pouco maior para efetuar o bombardeamento, a qualidade final da imagem não é comprometida.

Uma representação da relação entre o focal real e o foco aparente é mostrada na FIGURA 2.2.

FIGURA 2.2 – Representação do foco real e do foco aparente

2.2 - Influência da fonte na nitidez da imagem

O tamanho da fonte de radiação do tubo de raios X é um parâmetro importante que deve ser considerado no processo de formação de imagens radiológicas.

FIGURA 2.3 - a) fonte ideal; b) fonte e objeto com tamanhos próximos; c) fonte normal e objeto grande.

Podemos dizer que, quanto maior a fonte de raios X, pior é a qualidade da imagem resultante, devido à penumbra presente na imagem. Quando o tamanho da estrutura radiografada é muito maior que o tamanho da fonte (10 vezes ou mais), o tamanho da penumbra é desprezível ou inexistente, porém, quando a estrutura a ser radiografada possui dimensões semelhantes ou mesmo menores que a fonte de radiação, a imagem gerada possuirá uma péssima nitidez, já que a penumbra formada nesse caso, é maior ou igual que o próprio objeto. Dessa forma, o tamanho da penumbra depende do tamanho do ponto focal em relação ao tamanho do objeto radiografado.

A penumbra também pode ser afetada pelo posicionamento do objeto radiografado em relação ao plano imagem. A partir de uma certa distância, quanto mais próximo do ponto focal estiver o objeto, maior será a ampliação da penumbra. Esta técnica é conhecida como magnificação geométrica, e é normalmente utilizada para aumentar o tamanho de estruturas de difícil visualização (microcalcificações em mamografias, vasos sanguíneos em angiografia), onde o fator de magnificação m é dado pela relação entre a distância objeto-filme e objeto-foco (eq. 2.1):

$$M = 1 + \frac{d_2}{d_1} \quad (2.1)$$

onde, d_1 é a distância do ponto focal até o objeto radiografado e
 d_2 é a distância do objeto até o plano imagem

2.3 - Testes práticos de controle de qualidade

2.3.1 - Levantamento radiométrico

O levantamento radiométrico é um dos testes mais trabalhosos presentes no protocolo. O teste visa a “monitoração” de dosagem nas salas vizinhas (horizontalmente e verticalmente) à sala onde são efetuados os exames de raios X. Em primeiro lugar, são desenhados os “*croquis*” da sala onde são realizados os exames e das áreas adjacentes, mantendo-se as devidas proporções. No interior da área que representa a sala de exames, são indicadas as posições do equipamento de raios X (gerador/tubo), do painel de controle, das portas e janelas, do biombo entre outros. Os mesmos são numerados e em seguida, identificados na legenda. Feito isso, a dosagem das salas adjacentes é medida, com a utilização de dosímetros equipados com câmaras de ionização de grande porte. Os disparos são efetuados utilizando-se técnicas pré-determinadas, de modo que, se a blindagem presente nas paredes e no teto não forem adequadas, a leitura obtida no equipamento será maior que a dose considerada “suportável” pela norma.

Vale lembrar que o teste considera o tipo de ocupação e função que as áreas adjacentes à sala de exames possuem. Por exemplo, consultórios e salas de recepção tem diferentes níveis de tolerância em relação a banheiros, escadas e casa de máquinas, por exemplo.

Os valores obtidos devem ser comparados com os níveis de restrição de dose estabelecidos na Portaria 453/98 em unidade de dose externa.

Os dosímetros exibem os resultados obtidos através de um mostrador digital e a leitura é realizada através de câmaras de ionização, ou mesmo, com a utilização de detectores Geiger, conforme mostram as FIGURAS 2.4 e 2.5.

FIGURA 2.4 – Dosímetro equipado com um detector Geiger

FIGURA 2.5 – Dosímetro equipado com câmara de ionização

2.3.2 - Sistema de colimação

O teste consiste em verificar se o tamanho do campo de radiação é simulado corretamente pelo campo luminoso emitido pelo colimador, bem como, verificar a perpendicularidade do feixe central de raios X. Dessa forma, com a utilização de um cassete carregado e dos dispositivos para teste de colimador, é realizado o teste (placa com marcações radiopacas com dois eixos ortogonais em escalas de 0,5 cm e dois círculos concêntricos – FIGURA 2.6, e um cilindro de acrílico com esferas radiopacas localizadas nas bases, superior e inferior, para o teste de alinhamento do raio central - FIGURA 2.7).

FIGURA 2.6 – Dispositivo utilizado para realização do teste de alinhamento de feixe e sistema de colimação

FIGURA 2.7 – Dispositivo utilizado para realização do teste de alinhamento de feixe e sistema de colimação

O resultado é mostrado em forma de imagem, FIGURA 2.8, cujo resultado (filme revelado) indica a coincidência ou não do feixe luminoso com o feixe de radiação, bem como a perpendicularidade do feixe.

FIGURA 2.8 – Resultados obtidos com o teste

2.3.3 - Exatidão e reprodutibilidade da tensão no tubo

Com a utilização de um medidor de kVp, FIGURA 2.9, é verificado se a kVp nominal selecionada no painel de controle do equipamento de raios X corresponde ao valor produzido pelo mesmo. Dessa forma, determina-se a exatidão ou não do parâmetro, e através de repetidas exposições, a reprodutibilidade. O desvio máximo tolerável entre as leituras obtidas encontra-se no intervalo de $\pm 10\%$.

FIGURA 2.9 - Medidor de kVp

2.3.4 - Reprodutibilidade e linearidade da exposição

Similar ao teste de exatidão e reprodutibilidade da tensão no tubo, porém utiliza um medidor de mAs, FIGURA 2.10. O desvio máximo tolerável entre as leituras obtidas encontra-se no intervalo de $\pm 20\%$.

FIGURA 2.10 - Medidor de mAs

2.3.5 - Exatidão do tempo de exposição

Através de um timer, FIGURA 2.11, que verifica a quantidade de tempo em que a câmara de ionização recebe radiação, é possível verificar se o tempo de exposição especificado no painel de controle do equipamento de raios X, corresponde ao valor colhido pelo timer, que é o objetivo do teste. O desvio máximo tolerável entre as leituras obtidas encontra-se no intervalo de $\pm 10\%$.

FIGURA 2.11 - Timer

2.3.6 - Reprodutibilidade do AEC

Com a utilização de uma câmara de ionização e de um fantoma que simule a atenuação de estruturas anatômicas, verifica-se o controle automático de exposição é eficiente, ou seja, se os valores do painel de controle, correspondem aos valores colhidos pela câmara de ionização. Para avaliar a reprodutibilidade do controle automático de exposição, as exposições são repetidas entre 3 e 5 vezes. O desvio máximo tolerável entre as leituras obtidas encontra-se no intervalo de $\pm 20\%$.

2.3.7 - Camada semi-redutora

Com a utilização de uma câmara de ionização, é medida a intensidade de radiação produzida no campo. Em seguida, são colocados filtros adicionais de diferentes espessuras, um sobre o outro, de forma que se atinja a espessura de filtração adicional necessária para reduzir pela metade a radiação produzida.

2.3.8 - Ponto focal

Com o auxílio de um equipamento ou ferramenta que meça as dimensões do ponto focal (estrela, fenda, câmara de orifício ou padrão de barras - FIGURA 2.12), é determinado o tamanho do ponto focal efetivo do tubo de raios X. O valor obtido não deve exceder a 1,5 vezes o tamanho nominal fornecido pelo fabricante do equipamento.

FIGURA 2.12 – Kit com 05 diferentes dispositivos para avaliação do tamanho do ponto focal

2.3.9 - Força de compressão

Nesse teste, é utilizada uma balança para verificar a intensidade da força do compressor da mama. Segundo o protocolo, o valor da força de compressão deve estar entre 11 e 18 kgf.

2.3.10 - Dose na superfície da mama

Com a utilização de um fantoma ACR ou equivalente, e uma câmara de ionização de placas paralelas ou dosímetro, é possível simular a dose de radiação que penetra na pele da mama. Deve-se variar a espessura do fantoma, adicionando-se mais placas. Os resultados obtidos (dose) devem ser comparados com os níveis de referência apresentados na Portaria 453.

2.3.11 - Luminância

Com a utilização de um nitímetro, FIGURA 2.13, são realizadas leituras em cinco pontos distintos do negatoscópio (uma na área central e quatro nos cantos da região útil). Dessa forma, é verificado o estado geral, a luminosidade e a homogeneidade do negatoscópio. Os valores de luminosidade devem ser $\geq$ a 3000 nit. Os valores obtidos nos cantos do negatoscópio devem se diferenciar menos de 15% em relação aos valores de luminosidade medidos no centro.

FIGURA 2.13 – Nitímetro

FIGURA 2.14 – Exemplo de aplicação do nitímetro

Atualmente no mercado, já é possível se encontrar conjuntos (kits - FIGURA 2.15) de controle de qualidade capazes de realizar os testes apresentados neste item utilizando um número reduzido de equipamentos. Um único aparelho é capaz de exercer diferentes funções, normalmente duas ou três (medidor de kVp, mAs e timer).

FIGURA 2.15 – Kit mamográfico de controle de qualidade

CAPÍTULO 3

Descrição dos algoritmos para a simulação do sistema radiológico virtual

---

3.1 – O modelo de sistema radiológico virtual

O modelo que adotamos para desenvolver o sistema radiológico virtual é apresentado na FIGURA 3.1. A formação da imagem depende: a) do feixe de raios X produzido no anodo, filtrado pelo envólucro do tubo e pelo filtro e limitado pelo colimador; b) da absorção diferenciada dos tecidos radiografados e do espalhamento; c) do efeito da grade supressora; d) da eficiência da combinação écran/filme utilizada.

FIGURA 3.1 – Processo de formação de imagem com todos os fenômenos - WOLBARST (1993)

3.2 – Unificação dos algoritmos de simulação

Em nosso grupo de pesquisa (@ladim – *Laboratório de Imagens Médicas*) já foram desenvolvidos algoritmos para simular:

- a energia do espectro de raios X em função da angulação do anodo (*efeito "heel"*) e da filtração - MARQUES (1996);
- o tamanho e a distribuição da intensidade do ponto focal em função da localização no campo (*característica de campo e geometria de exposição*) - MARQUES (1998);

- a atenuação, o espalhamento do espectro e o efeito da grade em função da espessura e da localização da estrutura radiografada - IRITA (2000);
- a deformação e a nitidez do objeto em função do tamanho do ponto focal – OLIVEIRA (1996);
- o sistema de registro - SILVA (2000).

Entretanto, estes algoritmos simulam cada fenômeno individualmente, ou seja, não consideram a influência de um parâmetro sobre os demais. Em nosso trabalho, os unificamos e modificamos para tanto, possibilitando dessa forma, uma simulação completa dos sistemas radiológicos.

Utilizamos a linguagem visual *Borland Delphi* versão 3.0 e o sistema operacional *Microsoft Windows 98*. Com a utilização de uma linguagem visual, possibilitamos ao usuário uma interface de trabalho mais prática e intuitiva.

O “*objeto virtual*” utilizado em nosso sistema é uma matriz de esferas de tungstênio com raio de 0,35 mm cada, incrustadas em uma placa de lucite com espaçamento de 10 mm entre elas. O sistema radiológico virtual considera os coeficientes de atenuação do tungstênio para as esferas e do lucite para a base. A técnica de exposição é determinada pelo usuário.

3.3 - Simulação do feixe de raios X considerando o efeito “heel” e a filtração

3.3.1 – Algoritmo simulando a energia do espectro em função da angulação do anodo (efeito “heel”) e da filtração

A distribuição não uniforme de radiação ao longo do campo é um fator importante, pois influi diretamente na qualidade final da imagem. Este fenômeno é conhecido como “*efeito heel*” e causa mudanças na intensidade da radiação que

podem variar de 75 a 125% em relação ao centro do campo, como pode ser observado na FIGURA 3.2 (FRITZ & LIVINGSTON (1985), GRATALE *et al.* (1990) e FUNG & GILBOY (2000)).

FIGURA 3.2 - Distribuição de intensidade de radiação através do feixe de raios X.

O feixe de elétrons emitido pelo filamento deveria colidir com a superfície do alvo e, nesse ponto, formar a radiação X. Porém, na prática, isso não ocorre. Devido à alta velocidade que o feixe eletrônico desenvolve até chegar ao anodo, os elétrons penetram no material antes de produzirem radiação X. Dessa forma, a radiação é produzida no interior do alvo e não na superfície, o que provoca uma maior ou menor filtração, resultando na variação de intensidade do feixe de radiação ao longo do campo. Portanto, podem haver regiões do filme pouco sensibilizadas, ou mesmo não sensibilizadas, e outras regiões sensibilizadas em excesso, o que prejudica o contraste da imagem, e conseqüentemente, dificulta a visualização de estruturas importantes para o diagnóstico médico.

$$i(E) = CZ(E_0 - E) \left(\frac{v_0}{c^2} \right) \quad (3.1)$$

onde, E é a energia do fóton, E_0 é a energia de emissão dos elétrons, Z é o número atômico do anodo, v_0 é a velocidade inicial do elétron, C é uma constante, c é a velocidade da luz.

Feito isso, o algoritmo calcula o comprimento do caminho, $s(\theta)$, percorrido pelo fóton dentro do alvo até alcançar o plano imagem (eq. 3.2) e o utiliza na avaliação da filtração causada pelo material do alvo (eq. 3.3).

$$s(\theta) = \frac{d \cos(\Phi)}{\sin(\theta + \Phi)} \quad (3.2)$$

onde, θ é o ângulo entre o eixo central e o raio medido, d é a profundidade da produção *bremsstrahlung* (penetração do elétron), Φ é o ângulo de inclinação do anodo.

$$I(E) = I_0(E) e^{-\mu/\rho \cdot S(\theta)} \quad (3.3)$$

onde, $I(E)$ é a intensidade de radiação transmitida,
 $I_0(E)$ é a intensidade de radiação incidente,
 μ/ρ é o coeficiente de atenuação de massa, dependente da energia dos fótons incidentes e do material do alvo utilizado como filtro.

Em seguida, é calculada a filtração inerente, provocada pela atenuação com o material da ampola de raios X, bem como pelo óleo nela contido (eq. 3.4). Por fim, é

realizada a correção pela lei do inverso do quadrado da distância $1/r^2$, simulando a radiação final sobre o plano imagem.

$$I(E) = I_0(E) \cdot e^{-\mu/\rho \cdot \rho \cdot x} \quad (3.4)$$

onde, ρ é a densidade do material absorvedor e x é a espessura do filtro.

O fluxograma do algoritmo desenvolvido por MARQUES (1998) para calcular a intensidade em cada ponto do campo de radiação em função do ângulo que o fóton considerado faz com o eixo central é mostrado na FIGURA 3.4.

FIGURA 3.4 – Fluxograma do algoritmo desenvolvido para simular a radiação - MARQUES (1998)

O modelo proposto por MARQUES calcula a distribuição de intensidade da radiação somente no eixo catodo-anodo não considerando a influência do fenômeno no eixo perpendicular. Mudanças realizadas por SILVA, M. A. em SILVA (2001) no algoritmo original desenvolvido por MARQUES, possibilitam o cálculo da variação no eixo perpendicular ao eixo catodo-anodo.

Para realizar o cálculo do efeito “heel” na direção perpendicular ao eixo anodo-catodo a autora analisou as projeções geométricas do processo de emissão dos fótons de raios X em relação à penetração dos elétrons, conforme mostra a FIGURA 3.5.

FIGURA 3.5 - Geometria em 3D do processo de penetração do elétron e emissão dos fótons de raios X no interior do alvo nas direções paralela e perpendicular ao eixo anodo-catodo

Através da análise destas imagens a autora estabeleceu as seguintes relações trigonométricas:

$$h = d \sin \gamma = d \cos \phi \quad (3.5)$$

$$S = \frac{h}{\cos(90 - (\phi + \theta))} = \frac{h}{\sin(\phi + \theta)} \quad (3.6)$$

Através da substituição do parâmetro h na equação (3.6) pela equação (3.5), a autora obteve a equação (3.7), a mesma definida por FRITZ & LIVINGSTON (1985), que calcula o caminho percorrido pelo fóton de raios X no interior do alvo para uma dada posição no eixo anodo-catodo (x)

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

onde o ângulo θ é dado por:

$$\theta \cong \arctg(x/d\hat{f}) \quad (3.8)$$

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

$$S_y = \frac{S}{\cos \beta} \quad (3.9)$$

onde o ângulo β é expresso por:

$$\beta \cong \arctg(y/d\hat{f}) \quad (3.10)$$

Por fim, a autora substitui na equação (3.9) a variável S pela equação (3.7), obtendo o parâmetro a seguir:

$$S_y = \frac{d \cos \phi}{\cos \beta \sin(\phi + \theta)} \quad (3.11)$$

As FIGURAS 3.6 e 3.7 mostram os fluxogramas dos algoritmos ALG01 e ALG01b desenvolvidos por SILVA que utilizam as equações acima para o cálculo da fluência de fótons e da exposição numa única posição e ao longo do campo de radiação respectivamente.

FIGURA 3.6 e 3.7– Fluxogramas para cálculo da fluência dos fótons e exposição ao longo do campo – SILVA (2001)

3.3.2 – Modificações realizadas no algoritmo original

A implementação do algoritmo de simulação do efeito “heel” não exigiu grandes mudanças na estrutura do algoritmo original, visto que o cálculo da intensidade de radiação que chega em cada pixel ainda não necessita de uma representação visual, apenas de uma matriz $m \times n$ para armazenar a intensidade de fótons. O algoritmo original foi desenvolvido em linguagem C, dessa forma, os parâmetros de entrada são solicitados à medida que são necessários. Com a conversão para linguagem visual, modificamos as rotinas de I/O de modo que os parâmetros de entrada fossem comuns para todos os módulos do sistema.

3.4 – Simulação das projeções do foco sobre o objeto (característica de campo)

3.4.1 – Simulação da característica de campo e geometria de exposição

A característica de campo é o fenômeno que causa a deformação geométrica na imagem radiográfica de um objeto. Essa deformação é dependente da posição do objeto em relação ao feixe de raios X e é produzida pela angulação do anodo que modifica o tamanho da projeção do ponto focal nos diversos pontos do campo de radiação. Como a nitidez da imagem depende do tamanho do ponto focal, a característica de campo se torna um fator relevante no processo de formação da imagem radiológica.

Para avaliar os efeitos que a característica de campo pode provocar nas imagens radiográficas, MARQUES, M. A. em MARQUES (1998), desenvolveu um algoritmo que calcula o tamanho e a forma do ponto focal para qualquer projeção no

plano objeto. O algoritmo foi implementado utilizando linguagem “C” e sistema operacional *MS-DOS*.

O autor utilizou a metodologia proposta por DOI, K. em DOI (1977), que considera o ponto focal como um retângulo de lados a e b , no centro do campo. Para iniciar a simulação, o novo valor do lado do ponto focal (a') é calculado em uma posição que dista dx do centro do feixe.

FIGURA 3.8 – Cálculo do lado a' do ponto focal em uma posição qualquer do eixo x ($dy=0$) - MARQUES (1998).

FIGURA 3.9 – Representação do ponto focal no centro do campo e em uma posição arbitrária dx - MARQUES (1998).

$$a' = \frac{a''}{\cos(\beta) * \cos(\gamma)} \quad (3.12)$$

onde,

$$\gamma = \arctan\left(\frac{dy}{dfi * \tan(\alpha) + dx}\right) \quad (3.13)$$

$$\beta = \arctan\left(\frac{dx}{dfi}\right) \quad (3.14)$$

$$a'' = \frac{a}{\sin(\alpha)} * \sin(\alpha + \beta) \quad (3.15)$$

onde, α e β são os ângulos que determinam a localização do feixe de raios-X no plano imagem e a'' é o tamanho do lado do ponto focal na direção perpendicular aos raios-X.

Os dados de entrada necessários para a execução do algoritmo são solicitados à medida que o mesmo é executado. Inicialmente, o usuário determina o nome do arquivo onde os resultados do processamento realizado pelo programa serão armazenados (tamanho dos lados do ponto focal em diferentes posições do campo), em seguida, fornece as medidas dos lados do ponto focal no centro do campo de radiação (obtidos através da utilização de equipamentos de controle de qualidade). Por fim, o usuário informa o ângulo de inclinação do alvo (α), o deslocamento dx e o ângulo de orientação no campo.

A FIGURA 3.10 mostra o fluxograma do algoritmo desenvolvido.

FIGURA 3.10 – Fluxograma do algoritmo utilizado para o cálculo do tamanho e a forma do ponto focal para diferentes projeções no plano objeto – MARQUES (1998).

3.5 - Simulação da nitidez das imagens radiológicas

3.5.1 - Simulação da penumbra provocada pelo tamanho finito do ponto focal na imagem do objeto

Para simular a influência da característica de campo sobre o objeto, OLIVEIRA, H. J. Q. em OLIVEIRA (1996) desenvolveu um algoritmo (em linguagem “C”), que considera a penumbra provocada na imagem de uma matriz de esferas. As projeções do ponto focal ao longo do plano imagem são calculadas como mostrado no item anterior, mas o autor introduz o objeto através de mapas de sombra e penumbra. A imagem do objeto, no caso uma matriz de esferas, é calculada realizando-se uma convolução do ponto focal simulado com o objeto projetado sobre o plano imagem. O ponto focal é dado por uma matriz de pontos chamada matriz fonte (MF) e o objeto pela matriz objeto (MO). A FIGURA 3.11 mostra a matriz fonte $MF1$ de um ponto focal simulado projetado no centro do campo e a $MF2$ em outra posição qualquer do campo, bem como a matriz objeto calculada nas posições correspondentes a $MF1$ e $MF2$, respectivamente.

Para se obter o valor do nível de cinza de um ponto qualquer no plano imagem, é feito um “mascaramento” entre as duas matrizes. O resultado é a área da fonte não coberta pela projeção do objeto. Portanto o valor do nível de cinza irá depender da posição relativa entre as matrizes MF e MO como mostra a FIGURA 3.12.

FIGURA 3.11 – Matrizes MF e MO para a realização da convolução.

FIGURA 3.12 – Ilustração das projeções das matrizes MF e MO em pontos do plano imagem.

De acordo com a FIGURA 3.11, o ponto Q não recebe raios X da fonte, pois a matriz fonte $MF1$ é mascarada pela projeção da matriz objeto $MO1$, e seu nível de cinza será igual a zero. No caso do ponto P , a matriz $MO2$ não cobre totalmente a matriz $MF1$ e, portanto, sua tonalidade de cinza terá um valor intermediário. Assim, para se obter a imagem completa, basta percorrer o plano imagem ponto a ponto e calcular o valor do nível de cinza para cada um. No caso dos pontos fora do centro do campo de radiação, a matriz $MO3$ deve ser rotacionada de um ângulo β , para que fique num plano paralelo ao plano imagem sendo esta rotação responsável pela forma elíptica do objeto.

Alguns parâmetros de entrada são necessários para a realização da simulação. Entre eles, as dimensões do ponto focal no centro de campo (representados por a e b), distância foco-objeto, distância objeto-imagem, inclinação do alvo, raio das esferas simuladas e o espaçamento entre elas. Baseado nesses dados, o algoritmo constrói uma matriz de esferas uniforme e a exibe na tela, para que em seguida, seja realizada a simulação do efeito.

3.5.2 – Modificações realizadas no algoritmo original

A implementação em linguagem visual do algoritmo de simulação da característica de campo trouxe melhoras significativas na interface com o usuário, como o cálculo automático para múltiplas projeções no plano. Essa característica torna desnecessária a inserção manual das coordenadas das projeções do ponto focal que se deseja mostrar no vídeo, embora esta opção esteja disponível, no caso da necessidade do cálculo da projeção do ponto focal em uma única coordenada.

A FIGURA 3.13 mostra o formulário onde o usuário informa ao sistema, os parâmetros necessários para a simulação da característica de campo.

FIGURA 3.13 –Parâmetros de entrada necessários para a simulação.

A metodologia proposta por OLIVEIRA, H. J. Q. em OLIVEIRA (1996), sugere a adoção de uma relação geométrica entre o objeto e a fonte de radiação para a simulação da penumbra provocada pelo tamanho finito do ponto focal na imagem do objeto. Para tanto, todas as esferas tem um nível de cinza máximo comum, cujo nível de cinza = 5. Esse nível de cinza máximo não necessariamente se encontra no centro das esferas, podendo estar em qualquer posição, no entanto, está presente em todas elas. Dessa forma, durante o processo de conversão para linguagem visual, inserimos uma rotina em tempo de execução para criação de um arquivo TXT (*matriz.txt*) que armazena valores iguais a 0 para as posições onde o pixel representa o fundo do objeto virtual, iguais a 1 onde o pixel tem nível de cinza máximo (igual a 5), e entre 0 e 1 onde o pixel representa a penumbra das esferas.

3.6 - Simulação da atenuação, do espalhamento e do efeito da grade supressora

3.6.1 - Simulação das estruturas anatômicas considerando o espalhamento e o tipo de grade

O espalhamento é um fenômeno causado pela interação entre os fótons de raios X e o objeto radiografado. Quando os fótons penetram no objeto, eles podem ser absorvidos, atenuados, transmitidos, freados ou desviados de sua trajetória, sendo assim espalhados em feixes secundários que podem atingir o filme em posições aleatórias, prejudicando assim, o contraste da imagem.

A simulação computacional que torna possível a visualização dos efeitos do espalhamento e da grade supressora na imagem radiográfica foi implementada por IRITA, R. T., em IRITA (2000).

O modelo adotado pelo autor para simular o fluxo de raios X e sua interação com a matéria é apresentado na FIGURA 3.15.

FIGURA 3.15 – Fluxo da intensidade de radiação – IRITA (2000)

Um feixe de fótons com intensidade I_0 proveniente da interação dos elétrons com o material que constitui o alvo, sofre uma atenuação devida à interação com o material que constitui o filtro, resultando num feixe de radiação primária com intensidade I_{p1} .

$$I_{p1} = I_0 * \exp\{-d_{filtro} * \rho_{filtro} * [(\mu_{filtro} / \rho_{filtro})_{pe} + (\mu_{filtro} / \rho_{filtro})_{co} + (\mu_{filtro} / \rho_{filtro})_{inco}]\} \quad (3.16)$$

onde, I_{p1} é a intensidade de radiação primária resultante da filtragem; I_0 é o feixe resultante da interação dos elétrons com o material do alvo; d é a espessura do material; ρ é a densidade do material; $(\mu_{filtro} / \rho_{filtro})_{pe}$ é o coeficiente de atenuação do filtro na seção de choque elétrico; $(\mu_{filtro} / \rho_{filtro})_{co}$ é o coeficiente de atenuação do filtro na seção de choque de espalhamento coerente; $(\mu_{filtro} / \rho_{filtro})_{inco}$ é o coeficiente de atenuação do filtro na seção de choque de espalhamento incoerente.

O autor considera apenas a atenuação provocada pelo material que constitui o filtro, visto que, a radiação espalhada provocada por este material não causa mudanças significativas na imagem, devido à distância entre o filtro e a mama (cerca de 50 cm).

Em seguida, ocorre uma nova interação, desta vez entre o feixe de intensidade I_{p1} e a mama. Dessa interação, são gerados dois feixes, o feixe de radiação atenuada I_{p2} e o feixe de radiação espalhada I_{s2} .

$$I_{p2} = I_{p1} * \exp\{-d_{mama} * \rho_{mama} * [(\mu_{mama} / \rho_{mama})_{pe} + (\mu_{mama} / \rho_{mama})_{co} + (\mu_{mama} / \rho_{mama})_{inco}]\} \quad (3.17)$$

$$I_{s2} = I_{p1} * \exp\{[(\mu_{mama} / \rho_{mama})_{pe} + (\mu_{mama} / \rho_{mama})_{co} + (\mu_{mama} / \rho_{mama})_{inco}] / (\mu_{mama} / \rho_{mama})_{pe}\} \quad (3.18)$$

$$I_{s2} = SST * I_{s2}' \quad (3.19)$$

onde, I_{p2} é a intensidade de radiação primária atenuada resultante da interação dos fótons com a mama; I_{p1} é a intensidade de radiação primária resultante da filtragem; d é a espessura do material; ρ é a densidade do material; $(\mu_{mama} / \rho_{mama})_{pe}$ é

o coeficiente de atenuação da mama na seção de choque elétrico; $(\mu_{mama} / \rho_{mama})_{co}$ é o coeficiente de atenuação da mama na seção de choque de espalhamento coerente; $(\mu_{mama} / \rho_{mama})_{inco}$ é o coeficiente de atenuação da mama na seção de choque de espalhamento incoerente; $Is2'$ é a intensidade de radiação primária espalhada resultante da interação dos fótons com a mama; $Is2$ é o cálculo final da radiação espalhada, considerando a porcentagem de fótons espalhados, determinados por *SST*.

Por fim, o autor considera a atenuação provocada pelos feixes de fótons ($Ip2$ e $Is2$) com a grade supressora, representada pelos feixes de intensidades Ipe e Ise .

$$Ipe = Tp * Ip2 \quad (3.20)$$

$$Ise = Ts * Is2 \quad (3.21)$$

onde, Tp é a taxa de transmissão da radiação primária e

Ts é a taxa de transmissão da radiação espalhada.

Os cálculos são realizados através da execução de um “*loop*” que varia de 0 até a kVp máxima, ou seja, a kVp utilizada na técnica de exposição.

$$Ipet = \sum_{E=0}^{KvP} Ipe(E) \quad (3.22)$$

$$Iset = \sum_{E=0}^{KvP} Ise(E) \quad (3.23)$$

O fluxograma que ilustra o funcionamento do algoritmo é mostrado na FIGURA 3.16.

FIGURA 3.16 – Fluxograma do algoritmo que realiza o cálculo da radiação espalhada e filtração da grade supressora – IRITA (2000).

3.6.2 – Modificações realizadas no algoritmo original

O algoritmo original foi desenvolvido em linguagem “C” em ambiente *Linux* (distribuição *Debian GNU/Linux*). Como o objetivo de nosso trabalho é propiciar ao usuário um sistema completo e de fácil utilização, tivemos de realizar algumas adaptações relacionadas à coleta de parâmetros para que o algoritmo funcionasse a contento no ambiente *Microsoft Windows*.

Para coletarmos os dados referentes aos coeficientes nas seções de choque elétrico (*pe*), espalhamento coerente (*co*) e espalhamento incoerente (*inco*) utilizamos o “*XCOM Web*” disponível para utilização on-line na internet no endereço: <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html>. Essa versão do programa gera os coeficientes a partir de qualquer *browser web* (utilizamos o *Internet Explorer 5.0*) podendo ser utilizado em qualquer sistema operacional. A partir dos dados gerados pelo programa para o *lucite*, geramos os arquivos de dados para cada parâmetro, nas seções de choque elétrico (*pe*), espalhamento coerente (*co*) e espalhamento incoerente (*inco*), e implementamos as rotinas de *I/O* (entrada/saída) para realizar os procedimentos de leitura e escrita dos parâmetros pelo programa.

Não foi possível utilizar o software “*EGSnrc*”, desenvolvido em linguagem *Mortran* (*Fortran* modificado) em ambiente *Linux* que determina a quantidade de fótons espalhados que chegam ao sistema de registro (*SST*) empregado no algoritmo original, devido ao fato do software ter sido desenvolvido para funcionar no ambiente *Linux*, sendo, desse modo, incompatível com a plataforma utilizada no desenvolvimento de nosso sistema.

Para calcular esse parâmetro, implementamos em linguagem visual uma rotina que realiza uma somatória dos fótons espalhados entre 0 e 90° , utilizando as equações a seguir:

$$SST = A * \exp(-\theta / To + Yo) \quad (3.24)$$

$$SST_{total} = \sum_0^{90} SST \quad (3.25)$$

Como os fótons que atingem o filme são espalhados com ângulos entre 0 e 90°, a somatória desse intervalo irá gerar o parâmetro SST_{total} , que fornece a quantidade de fótons que realmente chega ao sistema de registro.

3.7 – Simulação do sistema de registro

A etapa final do processo de formação de imagens radiográficas consiste no armazenamento da imagem no sistema de registro.

Em um sistema de registro composto por uma combinação écran-filme, os fótons de raios X são absorvidos no écran e convertidos em fótons de luz, em seguida, os fótons de luz são absorvidos e espalhados na camada de fósforo e a interação com a emulsão do filme produz os aglomerados de átomos de prata.

FIGURA 3.17 – Diagrama da trajetória dos fótons de luz gerados por um cristal de fósforo em um écran reforçador - KODAK (1980)

Para simular a densidade ótica provocada no filme pelos fótons X não absorvidos pelo objeto, SILVA, M. A. em SILVA (2001), desenvolveu algoritmos que simulam os processos de interação entre os fótons e o sistema de registro (com e

sem écran reforçador), para diversas combinações écran-filme. Os algoritmos foram implementados utilizando linguagem visual (*Borland Delphi*) em ambiente *Windows*.

3.7.1 – Rendimento da fluorescência do écran

Para calcular o rendimento da fluorescência do écran reforçador, a autora considera que o número de fótons de luz, L , gerados no fósforo para uma energia E que vai em direção ao filme, pode ser calculado empregando a equação (3.26):

$$L = \Psi \eta \varepsilon A \delta \quad (3.26)$$

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

O valor de η , utilizado na equação (3.26), foi obtido através da equação (3.27) estabelecida teoricamente por CHAN & DOI (1983), sem considerar os efeitos da reabsorção dos fótons de raios X emitidos durante interações fotoelétricas no detector.

$$\eta = \frac{(\mu/\rho)_{en}}{\mu/\rho} \left(1 - e^{-(\mu x / \cos(\theta))} \right) \quad (3.27)$$

Enquanto que, o valor de A , também utilizado na equação (3.26), é determinado pela equação (3.28).

$$A = \frac{E}{12,4/\lambda} \quad (3.28)$$

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

3.7.2 – Densidade óptica

A densidade óptica “D” para um filme de emulsão única é calculada ao longo do campo de radiação utilizando a equação 3.29. Já no caso de filmes de emulsão dupla, é empregada a Equação 3.30.

$$DO = DO_{\max} \left[1 - \sum_{m=0}^{n-1} \frac{(\omega N_0)^m e^{-\omega N_0}}{m!} \right] \quad (3.29)$$

$$DO = \frac{1}{2} DO_{\max} \left[2 - \sum_{m=0}^{n-1} \frac{1}{m!} \left((\omega N_0)^m e^{-\omega N_0} + (\omega X_1)^m e^{-\omega X_1} \right) \right] + DO_{base + fog} \quad (3.30)$$

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

$$\omega = \frac{\sigma}{N_X \Delta} \quad (3.31)$$

onde, N é o número de grãos haleto de prata por cm^3 , x é a espessura da emulsão e Δ é a área do filme onde os fótons estão incidindo.

O ruído do filme, R_f , é calculado conforme modelado por AGHDASI *et al* (1993)

$$R_f = kDO^\beta n' \quad (3.32)$$

onde, n' é dado pela equação (3.33);

$$n = \frac{1}{(2\pi)^2 \sigma} e^{-\frac{(x-\mu)/\sigma}{2}} \quad (3.33)$$

β é tomado como 0,5 para o filme otimamente exposto;

e k é um fator de ganho expresso por

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

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

FIGURA 3.18 – Fluxograma do algoritmo que calcula o rendimento de fluorescência do écran reforçador em função da energia e do fluxo de fótons de raios-X incidentes ao longo do campo de radiação – SILVA (2001)

FIGURA 3.19 – Fluxograma do algoritmo que calcula a densidade ótica em função da exposição incidente em todos os pontos do filme radiográfico – SILVA (2001)

3.7.3 – Modificações realizadas no algoritmo original

Nessa parte da simulação, unificamos, de fato, todos os dados calculados pelos módulos que compõem o sistema.

Até então, já obtivemos as informações referentes à influência da característica de campo sobre as esferas que compõem o objeto virtual utilizado. Os cálculos referentes a esse módulo do sistema estão armazenados no arquivo *matriz.txt*.

A partir daqui fornecemos os novos parâmetros de entrada, conforme mostra a FIGURA 3.20.

FIGURA 3.20 –Parâmetros de entrada necessários para a simulação

Com a escolha da técnica de exposição, o sistema calcula automaticamente os coeficientes de atenuação do objeto virtual e da filtração inerente/adicional. Em seguida, escolhemos o filme e o écran utilizado na simulação do sistema de registro, conforme mostram as figuras 3.21 e 3.22.

FIGURA 3.21 – Determinando o filme radiográfico utilizado na simulação

FIGURA 3.22 – Determinando o écran utilizado na simulação

Com os parâmetros de entrada selecionados, iremos então dar início à segunda parte da simulação.

FIGURA 3.23 – Iniciando a simulação

Nesse ponto realizamos algumas modificações em relação ao algoritmo original. Os dados referentes às deformações sofridas pelas esferas (armazenados no arquivo *matriz.txt*, criado no momento em que são processados os dados referentes à simulação da característica de campo) são transferidos para uma matriz de 1024x768 pontos denominada *C_Campo*. SILVA determina os coeficientes de atenuação do objeto e do fundo, de acordo com os níveis de cinza do objeto virtual utilizado. Em nossa matriz de esferas, por exemplo, as esferas (maciças, sem penumbra) possuem nível de cinza “0” e os demais pontos (fundo da imagem) possuem nível de cinza “255”. Através dessa associação de níveis de cinza, as esferas recebem os coeficientes de atenuação referentes ao tungstênio, e os pontos que compõem o fundo da imagem, recebem os coeficientes de atenuação referentes ao lucite. Para inserir a influência da característica de campo na imagem durante a simulação, consideramos todos os pontos referentes ao fundo da imagem (nível de cinza “255”) na atribuição dos coeficientes de atenuação. No entanto consideramos como pontos pertencentes às esferas, somente aqueles onde o nível de cinza é máximo na matriz *C_Campo*, os demais pontos que compõem a esfera são determinados pelos percentuais também armazenados na matriz *C_Campo*, pois durante a execução do sistema, passamos a adotar como unidade a quantidade de fótons que chega a cada ponto da imagem.

Como a distribuição de radiação não é uniforme ao longo do campo, podendo haver diferença de até 25% nas extremidades em relação ao centro, temos um número de fótons máximo diferente para cada esfera, tendo em vista sua localização no campo. Para sanar esse problema, desenvolvemos dois algoritmos: *Matriz_Esfera* e *Detecta_Esfera*. O primeiro varre a matriz *C_Campo* em busca de um valor diferente de “0”. Esse valor significa que a informação contida naquele ponto é o início de uma esfera e que o segundo algoritmo deve ser iniciado. Quando a esfera é implementada, o algoritmo *Matriz_Esfera* é retomado, em busca da próxima esfera e assim sucessivamente. Para que não haja varreduras repetidas em uma mesma linha, criamos uma *Matriz_teste* de mesma dimensão (1024x768 pontos) onde as posições já percorridas pelos algoritmos *Matriz_Esfera* e *Detecta_Esfera* são atribuídas com o valor “9”. Esse valor serve como marcador, impossibilitando a ocorrência de um “loop” infinito, ou mesmo a ocorrência de repetições desnecessárias. Ao final do processamento da rotina *Matriz_Esfera*, todas as esferas foram construídas adequadamente e consideram a influência da característica de campo e do efeito “heel”.

O próximo passo consiste na inclusão da simulação do espalhamento.

Segundo a metodologia proposta por IRITA, calculamos a radiação espalhada para cada ponto da imagem e acumulamos os valores na variável *Esp_total*. Terminados os cálculos, vamos inserindo a radiação espalhada contida na variável *Esp_total* aleatoriamente no campo, e repetimos esse passo, até que a variável seja zerada.

Em seguida, o algoritmo desenvolvido por SILVA, segue normalmente seu processamento, calculando a eficiência de conversão dos fótons em luz (simulação do écran) e a conversão dos fótons em densidade óptica.

Por fim, a densidade óptica é convertida em níveis de cinza e a imagem final é gerada pelo sistema radiológico virtual.

CAPÍTULO 4

Resultados e discussões

4.1 – Introdução

Neste capítulo, apresentamos algumas imagens virtuais simuladas pelo sistema radiológico virtual e apresentamos em seguida as discussões referentes aos resultados obtidos.

4.2 – Imagens simuladas

A FIGURA 4.1 mostra o “*objeto virtual*” ainda sem nenhuma deformação ou alteração provocada pelos fenômenos físicos presentes no processo de formação de imagens.

FIGURA 4.1 – Matriz de esferas, simulada sem as deformações provocadas pela característica de campo e demais fenômenos.

A FIGURA 4.2 mostra uma imagem simulada com 35 kVp, 120 mAs, angulação do anodo de 24° , ponto focal de $0,7 \times 0,7$ mm, 40 cm de distância foco-filme, filme Min-R 2000, écran Min-R e filtração adicional de 1 mm de alumínio. Essa imagem, bem como as imagens seguintes, apresentam as influências de nitidez e contraste provocadas pelos fenômenos físicos presentes no processo de formação de imagens radiológicas. A partir dessa imagem, apresentaremos outras em sequência, variando a técnica de exposição utilizada e os parâmetros referentes ao equipamento.

FIGURA 4.2 – Imagem simulada com 35 kVp, 120 mAs, angulação do anodo de 24° , ponto focal de 0,7 x 0,7 mm, 40 cm de distância foco-filme, filme Min-R 2000, écran Min-R e filtração adicional de 1 mm de alumínio.

4.3 – Variação do tamanho do ponto focal

As FIGURAS 4.3 e 4.4 mostram imagens simuladas com variação na dimensão do ponto focal em relação à FIGURA 4.2, com tamanhos de 0,3 x 0,3, 1,2 x 0,7 e 0,7 x 0,7 mm respectivamente.

FIGURA 4.3 – Imagem simulada com 35 kVp, 120 mAs, angulação do anodo de 24°, ponto focal de **0,3 x 0,3 mm**, 40 cm de distância foco-filme, filme Min-R 2000, écran Min-R e filtração adicional de 1 mm de alumínio.

FIGURA 4.4 – Imagem simulada com 35 kVp, 120 mAs, angulação do anodo de 24° , ponto focal de **1,2 x 0,7 mm**, 40 cm de distância foco-filme, filme Min-R 2000, écran Min-R e filtração adicional de 1 mm de alumínio.

4.4 – Variação da angulação do anodo

A FIGURA 4.5 mostra uma imagem simulada com variação na angulação do anodo em relação à FIGURA 4.2, com ângulos de 16° e 24° respectivamente.

FIGURA 4.5 – Imagem simulada com 35 kVp, 120 mAs, **angulação do anodo de 16°**, ponto focal de 0,7 x 0,7 mm, 40 cm de distância foco-filme, filme Min-R 2000, écran Min-R e filtração adicional de 1 mm de alumínio.

4.5 – Variação da kVp

A FIGURA 4.6 mostra uma imagem simulada com variação na kVp em relação à FIGURA 4.2, com 25 e 35 kVp respectivamente.

FIGURA 4.6 – Imagem simulada com 25 kVp, 120 mAs, angulação do anodo de 24° , ponto focal de 0,7 x 0,7 mm, 40 cm de distância foco-filme, filme Min-R 2000, écran Min-R e filtração adicional de 1 mm de alumínio.

4.6 – Variação da mAs

A FIGURA 4.7 mostra uma imagem simulada com variação na mAs em relação à FIGURA 4.2, com 80 e 120 mAs respectivamente.

FIGURA 4.7 – Imagem simulada com 35 kVp, **80 mAs**, angulação do anodo de 24° , ponto focal de $0,7 \times 0,7$ mm, 40 cm de distância foco-filme, filme Min-R 2000, écran Min-R e filtração adicional de 1 mm de alumínio.

4.7 – Variação do filme radiográfico

A FIGURAS 4.8 mostra uma imagem simulada com variação do filme radiográfico em relação à FIGURA 4.2, utilizando os filmes Min-R e Min-R 2000 respectivamente.

FIGURA 4.8 – Imagem simulada com 35 kVp, 120 mAs, angulação do anodo de 24° , ponto focal de $0,7 \times 0,7$ mm, 40 cm de distância foco-filme, **filme Min-R**, écran Min-R e filtração adicional de 1 mm de alumínio.

4.8 – Validação

A seguir, apresentamos uma série de imagens simuladas dispostas lado a lado, sendo o lado esquerdo utilizado como referência. As imagens localizadas do lado direito da página apresentam variação de um dos parâmetros de exposição em relação às imagens localizadas do lado esquerdo, permitindo dessa forma, a identificação visual das influências que a alteração dos parâmetros de exposição provocam na formação das imagens radiológicas.

As FIGURAS 4.9(a) e 4.9(b) mostram imagens simuladas com variação de kVp, com 36 e 30 kVp respectivamente, os demais parâmetros são comuns.

FIGURA 4.9 – (a) Imagem simulada com **36 kVp**, 120 mAs, dff=40 cm, filme Kodak. (b) Imagem simulada com **30 kVp**, 120 mAs, dff=40 cm, filme Kodak.

As FIGURAS 4.10(a) e 4.10(b) mostram imagens simuladas com variação do filme radiológico utilizado. Os filmes utilizados nas simulações abaixo foram: Kodak e Min-R respectivamente, os demais parâmetros são comuns.

FIGURA 4.10 – (a) Imagem simulada com 30 kVp e **filme Kodak**. (b) Imagem simulada com 30 kVp e **filme Min-R**.

As FIGURAS 4.11(a) e 4.11(b) mostram imagens simuladas com variação da distância foco-objeto, com 10 e 20 cm respectivamente, os demais parâmetros são comuns.

FIGURA 4.11 – (a) Imagem simulada com **dfo = 10 cm**, 44 kVp, 120 mAs, filme Kodak + écran. (b) Imagem simulada com **dfo = 20 cm**, 44 kVp, 120 mAs, filme Kodak + écran.

As FIGURAS 4.12(a) e 4.12(b) mostram imagens simuladas com variação da mAs em função da ausência do écran, com 120 e 4 mAs respectivamente, os demais parâmetros são comuns.

FIGURA 4.12 – (a) Imagem simulada com 35 kVp, **120 mAs**, dff=40 cm, **sem écran**. (b) Imagem simulada com 35 kVp, **4 mAs**, dff=40 cm, **com écran**.

As FIGURAS 4.13(a) e 4.13(b) mostram a comparação entre duas imagens, real e simulada respectivamente, geradas com as mesmas técnicas de exposição.

FIGURA 4.13 – (a) Imagem **real** obtida com 44 kVp, 4 mAs, dff=60 cm, filme Kodak + écran e ponto focal de 1,2 x 1,8. (b) Imagem **simulada** com com 44 kVp, 4 mAs, dff=60 cm, filme Kodak + écran e ponto focal de 1,2 x 1,8.

4.9 – Discussões

Com os resultados apresentados nos itens anteriores, torna-se possível a visualização das influências, em maior ou menor intensidade, dos fenômenos físicos presentes no processo de formação de imagens, em especial, do *efeito “heel”* e da *característica de campo*. Vale salientar, que experimentalmente é possível diminuir os efeitos provocados por tais fenômenos em função da localização em que o paciente é posicionado em relação ao tubo de raios X. No entanto, essa técnica torna-se impraticável em alguns tipos de exames, como por exemplo, a mamografia. Em nossa simulação, evidentemente, a matriz de esferas é posicionada de modo que os efeitos sejam bastante visíveis, para que dessa forma, através da variação da técnica de exposição, possamos verificar como o sistema se comporta.

Em todas as imagens simuladas, podemos observar que o tamanho do ponto focal muda ao longo do campo de radiação e a degradação do objeto varia em função de sua localização. As esferas localizadas no centro do campo e do lado do catodo são visivelmente menos nítidas que as esferas localizadas no lado do anodo. Do lado do anodo também podemos observar com mais facilidade a influência do *efeito “heel”*, que provoca a distribuição não uniforme de radiação ao longo do campo.

Para que possamos realizar uma avaliação dos outros parâmetros presentes no sistema, de sua importância no processo de formação de imagens e os efeitos que cada parâmetro exerce sobre a qualidade de imagem como um todo, torna-se necessária uma variação das técnicas de exposição utilizadas, como realizamos com as FIGURAS 4.9(a) e 4.9(b), que mostram o aumento da densidade ótica provocada pela variação da kVp. A FIGURA 4.9(a), obtida com 36 kVp, é mais nítida devido ao maior contraste, ao passo que a FIGURA 4.9(b), obtida com 30 kVp, possui um menor contraste, ou seja, menor nitidez. Nesse exemplo, podemos observar que uma diferença de energia, aparentemente pequena, produz uma quantidade de fótons significativa que, ao interagir com o sistema de registro, produz uma densidade ótica maior, gerando dessa forma, uma imagem de melhor qualidade. Um outro fator importante que merece ser destacado é a questão da não correspondência entre os valores nominais e os valores produzidos pelo equipamento radiológico. Se um

equipamento, que nominalmente deveria produzir 36 kVp e na prática produz 30 kVp, por exemplo, estiver em uso, não produzirá a imagem prevista pela técnica de exposição padrão pré-estabelecida. Dessa forma, serão necessários repetidos exames, mais filmes radiológicos e principalmente, mais radiação, desnecessária, recebida pelo paciente. Ou em casos mais sérios, a impossibilidade de visualização de uma ou mais características diagnósticas importantes em função da má qualidade da imagem, o que prejudica o diagnóstico e em alguns casos, pode ter sérias conseqüências para a saúde do paciente.

As FIGURAS 4.10(a) e 4.10(b) ilustram a influência do filme radiográfico utilizado. A FIGURA 4.10(a) utiliza um filme de maior sensibilidade (Kodak), oferecendo uma melhor resposta e conseqüentemente melhor qualidade de imagem. A FIGURA 4.10(b), apesar de utilizar a mesma técnica de exposição da FIGURA 4.10(a), foi obtida com um filme de menor sensibilidade (Min-R), gerando dessa forma, uma imagem com menor contraste. Desse modo, podemos observar que a escolha de um filme de boa qualidade é de fundamental importância e que nem sempre a alteração da técnica de exposição é suficiente se utilizado um filme de má qualidade.

As FIGURAS 4.11(a) e 4.11(b) representam a influência dos fatores geométricos de exposição, nesse caso, a influência da alteração das distâncias foco-objeto (dfo) e objeto-filme (dof) utilizadas na exposição. A FIGURA 4.11(a) foi gerada com uma $dfo=10$ cm e $dof=30$ cm, ao passo que a FIGURA 4.11(b) foi gerada com uma $dfo=20$ cm e $dof=20$ cm. Na FIGURA 4.11(a), é possível notar a maior influência da penumbra na imagem, as esferas radiografadas perdem muita definição, tornando-se quase imperceptíveis em alguns pontos. Já a FIGURA 4.11(b), possui uma maior nitidez, em função da menor magnificação e conseqüentemente, menor influência da penumbra.

Já as FIGURAS 4.12(a) e 4.12(b) ilustram de forma prática a influência da utilização do écran reforçador. A FIGURA 4.12(a) não utiliza écran, no entanto, para produzir uma boa imagem é necessária a utilização de 120 mAs, enquanto que, a FIGURA 4.12(b), que utiliza a combinação écran-filme, necessita somente de 4 mAs para produzir uma boa imagem.

Por fim, as FIGURAS 4.13(a) e 4.13(b) demonstram a eficiência da simulação computacional, comparando uma imagem real e uma imagem simulada,

obtida com a mesma técnica de exposição. As duas imagens possuem uma boa correspondência, em especial, em relação ao efeito causado pelo ponto focal.

CAPÍTULO 5

Conclusões

5.1 – Conclusões

Os fenômenos físicos presentes no processo de formação de imagens radiológicas são fundamentais na determinação da nitidez e do contraste das imagens produzidas pelos equipamentos de raios X. A simulação destes fenômenos já havia sido realizada com sucesso pelo @ladim – *Laboratório de Imagens Médicas*, no entanto, os fenômenos foram simulados isoladamente. O processo de unificação dos algoritmos desenvolvidos pelo grupo possibilitou a criação de um sistema radiológico virtual que contempla todos os fenômenos simulados anteriormente, considerando a influência que um parâmetro exerce sobre os demais. O controle de qualidade proporcionado abrange todas as posições do plano imagem, ao contrário das técnicas utilizadas tradicionalmente. Além disso, o sistema apresenta os resultados em forma de imagens simuladas, possibilitando ao usuário a visualização dos efeitos causados pelos fenômenos presentes no processo de formação de imagens e a influência que a alteração dos parâmetros e técnicas de exposição provocam nas imagens sem a necessidade de interpretação de dados numéricos.

A operação do sistema radiológico virtual é extremamente simples, pois o sistema é provido de interfaces amigáveis e intuitivas para o usuário. Para iniciar a

simulação basta que o usuário insira os parâmetros referentes ao equipamento simulado, escolha o filme e o écran reforçador utilizado e a técnica de exposição desejada.

A utilização do sistema radiológico virtual possibilita ainda a geração de inúmeras imagens sem a necessidade de utilização de filmes radiográficos, ou mesmo, sem desgaste do aparelho.

A utilização da ferramenta computacional desenvolvida oferece um custo de implementação extremamente baixo. Para ser utilizado, o sistema radiológico virtual necessita apenas de um microcomputador pessoal comum (PC), de custo bastante acessível e que também pode ser utilizado para outras atividades.

No entanto, o maior atrativo para o desenvolvimento desse tipo de ferramenta, consiste na possibilidade de expansão da versão original. A adição de módulos complementares que podem adicionar mais funções ao sistema, ou ainda a otimização dos módulos já existentes, são características que incentivam o desenvolvimento, tornando o sistema bastante robusto e possibilitando ao pesquisador e ao usuário uma gama muito grande de possibilidades, característica inexistente ou no mínimo, pouco prática, em outras modalidades de controle de qualidade.

5.2 – Sugestões para trabalhos futuros

A ampliação do sistema radiológico virtual é interessante. Os coeficientes de atenuação utilizados podem ser alterados para simular outros objetos virtuais ou mesmo outro tipo de estrutura. A simulação de estruturas anatômicas seria uma contribuição relevante a ser inserida, possibilitando dessa forma, a ampliação do banco de objetos virtuais do sistema e a criação de um banco de imagens radiológicas de estruturas anatômicas simuladas, com diferentes técnicas de exposição. Os princípios utilizados na versão atual não necessitam de adaptações para receber essa ampliação, bastando para isso, a simulação da estrutura anatômica

desejada e a determinação dos coeficientes de atenuação referentes a ossos, músculos, órgãos e demais.

CAPÍTULO 6

Referências bibliográficas

CHAN & DOI (1983)

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

CURRY III et al.(1990)

CURRY III, T.S.; DOWDEY, J.E.; MURRY, R.C. (1990). Christensen's Physics of Diagnostic Radiology. 4.ec. Philadelphia, Lea & Febiger.

DOI (1977)

DOI, K. Field characteristics of geometric unsharpness due to the x-ray tube focal spot. Medical Physics, sl, v.4, n.1 p.15-20, jan./feb. 1977.

FRITZ & LIVINGSTON (1985)

FRITZ, S. L.; LIVINGSTON, W. H. (1985). The Effect of Anode Curvature on Radiographic Heel Effect. Medical Physics. v. 12, n. 4, p. 443-446, jul, agos.

FUNG & GILBOY (2000)

FUNG, K. K. L.; GILBOY, W. B. (2000). "Anode Heel Effect" on patient dose in lumbar spine radiography. The British Journal of Radiology, v. 73, p. 531-536, mai.

GRATALE et. al. (1990)

GRATALE, P.; WRIGHT, D. L.; DAUGHTRY, L. (1990) Using the Anode Heel Effect for Extremity Radiography. Radiologic Technology. v. 61, n. 3, p. 195-198.

IRITA (2000)

IRITA, R.T.; FRÈRE, A. F.; FUJITA, H. .Simulation model to analyze the scatter radiation effects on breast cancer diagnosis by CAD system. Proceedings of Medical Imaging 2002, San diego CA, 22-28/02/2002.

JOHNS (1983)

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

KODAK (1980)

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

MARQUES (1996)

MARQUES, M. A.; FRÈRE, A. F.; OLIVEIRA, H. J Q. DE; MARQUES, P. M. A.; FERRARI, R.J.; PEREIRA, A. S. .Computer Simulation of the Geometric Unsharpness Effect on Radiologic Images. SPIE – Eletronic Imaging 96 – San Jose (CA), USA – 1996, 2847: P609-617.

MARQUES (1998)

MARQUES, M.A; FRÈRE, A.F.; OLIVEIRA, H.J.Q.; AZEVEDO MARQUES, P.M; SCHIABEL, H. "Computerized Method for Radiologic Systems Parameters Simulation Intended to Quality Assurance Programs" - Journal IFMBE - Medical & Biological Engineering & Computing, v.37, Supl. 2, p.1244-1245, Viena, Nov., 04-07, 1999.

OLIVEIRA (1996)

OLIVEIRA, H. J. Q.; FRÈRE, A. F.; SCHIABEL, H.; AZEVEDO MARQUES, P. M.; MARQUES, M. A.; PEREIRA, A.S. Evaluating the radiologic images quality by a simulation of objects sharpness. SPIE – ELECTRONIC IMAGING 96 – San Jose (CA), USA – 1996,2847: p618-627.

SCAFF (1997)

SCAFF, L. A. M. (1997). Física da Radioterapia, São Paulo, Sarvier.

SILVA (2000)

SILVA, M.A.; FRÈRE, A. F.; AZEVEDO MARQUES, P. M. .Determinação do desempenho de combinações ecran-filme através de simulação computacional. XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB, pg. 998-1002 Brasil, Set., 10-13, 2000.

SILVA (2001)

SILVA, M.A; FRÈRE, A.F.; MARQUES, M.A; MATTOS, L.S. "Heel effect's influence on the performance of screen-film combinations" - Journal IFMBE - Medical & Biological Engineering & Computing, v.37, Suppl. 2, p., Viena, Nov., 04-07, 1999.

WOLBARST (1993)

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