Campus de São Carlos

**"OTIMIZAÇÃO POR SIMULAÇÃO COMPUTADORIZADA E
TÉCNICAS DE EXPOSIÇÃO PARA REALCE DE
MICROCALCIFICAÇÕES MAMÁRIAS"**

AUTORA

Renata Antonia Tadeu Arantes

ORIENTADORA

Profª. Drª. Annie France Frère Slaets

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ESCOLA DE ENGENHARIA
DE SÃO CARLOS**

**OTIMIZAÇÃO POR SIMULAÇÃO
COMPUTADORIZADA E TÉCNICAS DE
EXPOSIÇÃO PARA REALCE DE
MICROCALCIFICAÇÕES MAMÁRIAS**

Renata Antonia Tadeu Arantes

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

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

**São Carlos
1999**

Class.	TESE
Cutt.	0372
Tombo	0159/99

S/S 1047618

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

A662o Arantes, Renata Antonia Tadeu
Otimização por simulação computadorizada e técnicas
de exposição para realce de microcalcificações
mamárias / Renata Antonia Tadeu Arantes. -- São
Carlos, 1999.

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

Área: Engenharia Elétrica.

Orientador: Profa. Dra. Annie France Frère Slaets.

1. Simulação. 2. Filtros. 3. Microcalcificações
mamárias. I. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Candidata: Analista de Sistemas **RENATA ANTONIA TADEU ARANTES**

Dissertação defendida e aprovada em 09-08-1999
pela Comissão Julgadora:

Profa. Titular **ANNIE FRANCE FRÈRE SLAETS (Orientadora)**
(Escola de Engenharia de São Carlos - Universidade de São Paulo)

Profa. Doutora **ADELAIDE DE ALMEIDA**
(Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto - USP)

Prof. Doutor **PAULO MAZZONCINI DE AZEVEDO MARQUES**
(Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - Universidade de São Paulo)

Profa. Doutora **VILMA ALVES DE OLIVEIRA**
Coordenadora da Área de Engenharia Elétrica

Prof. Assoc. **RENATO VAIRO BELHOT**
Vice-Presidente da Comissão de Pós-Graduação da EESC
em exercício

“Estamos hoje certos de que o amor não foi feito para ser compreendido, mas apenas vivido. Essa é a nossa experiência”.

Roberto Freire

Ao meu filho Rhenan:

Pela grande compreensão, por sua incansável espera nos momentos
de minha ausência e por ser o maior culpado.

Te amo.

AGRADECIMENTOS

Meus primeiros agradecimentos são para a Professora Dr^a Annie France Frère Slaets pela orientação desta pesquisa, paciência, inspiração e pelos momentos bem humorados.

À minha família pelo apoio, incentivo e compreensão e principalmente pelo estímulo.

À minha Mãe em especial, pela dedicação, força, paciência, pois sem sua compreensão este trabalho não se realizaria.

Ao professor Paulo Marques pela simpatia nos seus momentos de descontração no laboratório.

Aos amigos do laboratório @ladim: Silvia, Marcia, Ricardo (Jacaré), Roberto (Chico Bento), Ricardo (Irita), Marcio, Sergio e Lucas pelas horas bem agradáveis e principalmente ao Henrique pela grande ajuda, e paciência nas discussões do trabalho.

Às secretárias da Pós-Graduação Rosane Aranda e Patrícia Paesani do Departamento de Engenharia Elétrica, pela amizade e disponibilidade.

Aos amigos do Ladi (Ana, Marcelo (Mogi), Rodrigo, Carlos e Mauricio).

Às amigas de Republica (Flávia e Ana Paula), a amiga Katarine e a todos os novos amigos que conquistei que direta ou indiretamente me ajudaram.

À todas as pessoas que, me apoiaram e incentivaram o desenvolvimento e a conclusão deste trabalho.

À prof. Suad Barrach pela revisão ortográfica.

Aos meus sobrinhos, Vinicius e Matheus, simplesmente por existirem.

À Cnpq pelo apoio financeiro.

E principalmente à DEUS por não me deixar desanimar.

RESUMO

O presente trabalho tem por objetivo auxiliar na detecção de lesões suspeitas como microcalcificações, realçando-as do tecido glandular da mama. Este estudo foi feito por simulação de diversas técnicas de exposição em combinação com diversos filtros, afim de estabelecer um critério que relaciona a diferença de absorção, em níveis de cinza, entre a região saudável e a região lesada da mama. Diversas combinações de filtros e espectros com quilovoltagens entre 10 e 140 kV foram aplicados à simulação dos tecidos da mama e das microcalcificações verificando a nitidez das imagens simuladas. Para comprovar a validade das simulações foram feitas várias exposições em vários intervalos de energias para diversas kVp.

ABSTRACT

The goal of the present work is to aid the diagnosis of breast cancer by detection of suspicious lesions as microcalcification, enhancing them of the glandular tissues of the breast. This study was made by simulation of several exhibition techniques in combination with various filters, in order to establish an approach that relates the absorption difference, in gray levels, between the healthy region and the hurted region of breast. Several combinations of filters and spectra with kilovoltage between 10 and 140 kV were applied the simulation of the tissues of the breast and of the microcalcification verifying the clearness of the simulate images. Exhibitions in several intervals of energy for various kVp were made to check the validity of the simulations.

SUMÁRIO

Lista de figuras.....	IV
Lista de tabelas.....	IX
Lista de símbolos.....	XI
 CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO.....	 1
1.1 - Justificativa deste trabalho.....	1
1.2 - Objetivos da Pesquisa.....	3
1.3 - Disposição do trabalho.....	3
 CAPÍTULO 2 – CONCEITOS BÁSICOS SOBRE RAIOS-X.....	 4
2.1 - O tubo de raios-X.....	4
2.2 - Fatores que modificam os espectros.....	6
2.3 - Filtros.....	7
2.4 - Efeitos dos filtros: dose, exposição, espessuras.....	9
2.5 - Características do aparelho mamográfico.....	12
 CAPÍTULO 3 – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	 14
3.1 – Filtros para melhoria da imagem mamográfica.....	14
3.1.1 – Escolha dos filtros de aresta de absorção k para o tubo de ânodo de tungstênio.....	14
3.1.2 – Detectabilidade de nódulos e microcalcificações com a utilização de filtros através da relação sinal / ruído.....	15
3.1.3 – Comparação de diferentes materiais de filtros utilizados para comparação do desempenho característico.....	20
3.1.4 – O uso de um filtro secundário para melhorar contraste da imagem.....	29
3.2 – Qualidade da imagem mamográfica – Material do Alvo.....	34

3.2.1 – Comparação de W e Mo para tubo de raios-X mamográficos.....	34
3.2.2 – Tubos de ânodo de raios-X mamográficos – Molibdênio x Tungstênio.....	36
3.2.3 - O efeito do espectro de raios-X para tubo de ânodo de Mo e W.....	39
3.2.4 – Influência do ânodo e material do filtro na qualidade da imagem.....	42
3.2.5 – Desenvolvimento de uma fonte de raios-X para estudos de radiação monoenergética em imagem radiográfica.....	51
3.2.6 – Desenvolvimento de uma fonte de raios-X monoenergético no intervalo de 8 a 87 keV.....	57
3.3 – Simulação de espectro de raios-X.....	64
3.3.1 – Simulação de espectro gerados por alvos de W com filtração inerente.....	64
3.3.2 – Filtros e Alvos utilizados atualmente nas máquinas de raios-X mamográficos.....	67
3.4 – Determinação dos coeficientes de atenuação de tecidos utilizados na pesquisa.....	69
3.4.1 – Determinação dos coeficientes de atenuação de materiais hidrófilos.....	69
3.4.2 - Determinação dos coeficientes de atenuação dos tecidos de mama normal e patológica.....	73
3.4.3 - Determinação dos coeficientes de atenuação para fótons de energia baixa em substâncias de importância médica.....	75
3.4.4 - Determinação dos coeficientes de atenuação da massa e coeficiente de absorção da energia de 1 keV até 20 MeV.....	77
3.4.5 – Caracterização dos raios-X para tecidos normais ou tecidos com lesões.....	78
3.4.6 – Dependência da atenuação no número atômico e	

energia do fóton.....	79
3.4.7 – Atenuação do feixe de raios-X nas estruturas anatômicas.....	90
CAPÍTULO 4 – MÉTODOS E PROCESSOS.....	100
4.1 - Introdução.....	100
4.2 - Geração dos raios-X.....	100
4.3 - Obtenção dos coeficientes de atenuação.....	103
4.4 - Obtenção do feixe de raios-X após o filtro.....	104
4.5 - Obtenção do feixe de raios-X após absorção pela mama.....	105
4.6 – Cálculo da diferença de contraste entre os tecidos da mama adiposos e fibrosos e a microcalcificação (dc).....	106
4.7 – Identificação visual da técnica de exposição.....	107
CAPÍTULO 5 – RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	110
5.1 – Introdução.....	110
5.2 – Espectros gerados pelos sistemas comercialmente e simulação dos filtros propostos na literatura.....	110
5.3 – Contraste das microcalcificações com outros tecidos da mama para espectros convencionais e encontrados na literatura.....	120
5.4 – Simulação de condições de exposição para otimizar a detecção de microcalcificações.....	124
5.5 – Discussão da eficiência de novas combinações.....	134
CAPÍTULO 6 – CONCLUSÃO.....	136
6.1 – Conclusões finais.....	136
6.2 – Sugestão para trabalho futuro.....	138
CAPÍTULO 7 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	139

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Tubo de Raios-X [Wolbarst_93].....	4
Figura 2.2.1 – Variação do espectro dos Raios-X pela variação da kV. [Scaff_79].....	6
Figura 2.3.1 – Estrutura do tubo [Wolbarst_93].....	8
Figura 2.3.2- Efeitos do feixe endurecido e raios-X característico (a) sem filtração (b) espectro real do alvo de tungstênio (c) com filtração adicional e inerente. [Wolbarst_93].....	9
Figura 2.4.1 - Energia e intensidade da radiação policromática filtrada e não filtrada [CURRYIII_90].....	11
Figura 3.1.2.1 - Absorção relativa da combinação de filtros Nb ou Nb-Mo para um modelo de filtro Mo 0.03mm: (_), 0.038 mm Nb ; (- -) 0.044 mm Nb; e (----), 0.015 mm Nb mais 0.020 mm Mo. [CALICCHIA_96].....	17
Figura 3.1.3.1 – Filtros de aresta de absorção K em 70 KV com 2.5 mm Al, e um filtro adicional de 0.1 mm Gd. [NAGEL_89].....	21
Figura 3.13.2 - Resultado da simulação do espectro da dose integral D (a), contraste C (b) e o desempenho indexado G (c), para filtros Cu, La e Gd com 0.2 mm [NAGEL_89].....	24
Figura 3.1.4.1 – Geometria do exame de raios-X. [VASILIEV_93].....	29
Figura 3.1.4.2- Efeito seletivo do filtro secundário (a) devido a inclinação incidente; (b) devido a menos energia. [VASILIEV_93].....	30
Figura 3.2.1.1- Passos da fatia de um objeto de simulação de Lucite e água [RINI_73].....	35
Figura 3.2.3.1 - Espectro de raios-X transmitido por 0, 1.5, 5 e 8 cm de espessuras de gordura quando os tubos de anodo de tungstênio e molibdênio são usados (40kVp). [HAUS_76].....	40
Figura 3.2.4.1 -Modelo do sistema radiológico. [DESPONDS_91].....	46
Figura 3.2.5.1 - Esquema de um gerador de raios-X [DOI_82].....	51
Figura 3.2.5.2 – Espectro de um feixe de raios-X fluorescente de um alvo Yb com um filtro Dy (a) e sem filtro (b), [DOI_82].....	54
Figura 3.2.5.3 - (a) Imagens de câmera de orifício de um alvo de gadolínio irradiado com três diferentes aberturas de entrada (da esquerda para direita: 23, 16 e 11 mm no diâmetro), 100 kVp, 160 mA, 1sec, e distância da fonte para imagem de 30 cm com 5 mm de abertura de saída. (b) Modelos de radiação em 30 cm do alvo de gadolínio para três diferentes aberturas de saída , 100 kVp, 64 mA e 1 s, com 11 mm de abertura de entrada. [DOI_82].....	55
Figura 3.2.6.1 - Diagrama do sistema usado para estudar a produção de raios-X monoenergético com alvos secundário e um gerador de raios-X. [HOFFMAN_74].....	58

Figura 3.2.6.2 - Distribuição do espectro de feixes primários num conjunto de potenciais de 63 , 90 e 120 kVp com detector de raios-X GE. Os picos indicados são : [HOFFMAN_74].....	60
Figura 3.2.6.3 - Distribuição do espectro de raios-X fluorescentes de alvos secundários de Cu, Ge, Mo, Ag e Cd , detectados com raios-X GE. Em cada caso kVp = 63. [HOFFMAN_74].....	61
Figura 3.2.6.4 - Distribuição do espectro de raios-X fluorescentes de alvos secundários de Te, Ce, Sm, Gd, W e Pb , detectores de raios-X GE. O valor da kVp são listados na figura. [HOFFMAN_74].....	62
Figura 3.3.1.1 Comparação do experimento (linha sólida), simulada (linha pontilhada) e a teoria de Kramers em 45 kVp, 0,62 mm Al filtração Inerente, 17° o ângulo do anodo (gerador Gigantos).....	65
Figura 3.3.1.2 Comparação do experimento (linha sólida), simulada (linha pontilhada) e a teoria de Kramers em 50 kVp, 2 mm Al filtração total, 10° o ângulo do anodo (gerador Gigantos).....	65
Figura 3.3.1.3. Comparação do experimento (linha sólida) , simulado e a teoria de Kramers em 100 kVp, 2,55 mm Al de filtração total, (a) 10° ângulo do alvo (Gerador Gigantos) e (b) 30° o ângulo do alvo (Gerador Marconi).....	66
Figura 3.3.1.4. Comparação do experimento (linha sólida) , simulado e a teoria de Kramers em 140 kVp, 2,55 mm Al de filtração total, 30° o ângulo do alvo (Gerador Marconi).....	66
Figura 3.4.6.1 – Coeficiente de atenuação da massa [μ/ρ] para tecido macio e para chumbo linhas inteiras , linhas pontilhadas como em função da energia [Wolbarst_93].....	83
Figura 3.4.6.2 – Fração relativa de interações via efeitos fotoelétrons para tecido macio e chumbo. [Wolbarst_93].....	87
Figura 3.4.6.2 b – Demonstra o domínio de interações Compton e fotoelétrico para diferentes materiais. [Wolbarst_93].....	88
Figura 3.4.6.3 – Eventos Compton , fotoelétrico e absorção total [Wolbarst_93].....	89
Figura 3.4.7.1- Exponencial de atenuação de 40 e 80 keV para feixe de raios-X monocromáticos em osso, pulmão e músculo. [Wolbarst_93].....	94
Figura 3.4.7.2 – Atenuação exponencial de um feixe monocromático e não divergente em condições de boa geometria. [Wolbarst_93].....	95
Figura 4.2.1- Espectros normalizados na saída do sistema experimental de raios-X. [Boone_97].....	102
Figura 4.7.1. Tela inicial do programa desenvolvido em Delphi.....	108
Figura 5.2.1- Espectro simulado obtido com anodo de Mo e filtro de 0,030 mm Mo em 30 kVp.....	111
Figura 5.2.2 – Espectros simulados obtidos com anodo de W e: (a) filtro de 0,06 mm Mo e (b) filtro de 0,05 mm Rh em 30 kVp.....	111

Figura 5.2.3 – Espectro simulado obtido com anodo de Mo e filtros de 0,015 mm Nb e 0,020 mm Mo em 30 kVp.....	112
Figura 5.2.4 – Espectro simulado obtido com ânodo de molibdênio, filtro de 0,025mm Mo em 27 kVp.....	113
Figura 5.2.5 – Espectro simulado obtido com anodo de tungstênio e filtro de 0,025 mm Mo e 0,1 mm Al em 23 kVp.....	113
Figura 5.2.6 – Espectros simulados obtidos com anodo de tungstênio e (a) filtro de 0,25 mm Gd e 1 mm Al (b) filtro de 0,2 mm Gd e 1mm Al em 65 kVp.....	114
Figura 5.2.7 - Espectros simulados obtidos com anodo de tungstênio e (a) filtro de 2 mm Al em 65 keV, (b) 2,5 mm Al (c) 0,1 mm Gd mais 2,5 mm Al e (d) 0,1mm Cu (e) 0,2 mm Cu em 70 kVp...114	
Figura 5.2.8– Espectros simulados obtidos com anodo de tungstênio e filtros de (a) 0,047 mm Pd, (b) 0,050 mm Rh e (c) 0,050 mm Mo em 30 kVp.....	115
Figura 5.2.9 – Espectro simulado obtido com anodo de tungstênio e filtro de 0,5 mm Al em 30 kVp.....	116
Figura 5.2.10– Espectro simulado obtido com anodo de tungstênio e filtro de 0,05 mm Ag em 30 kVp.....	117
Figura 5.2.11– Espectro simulado obtido com anodo de tungstênio e filtro de 0,06 mm Mo em 30 kVp.....	117
Figura 5.2.12 – Espectro simulado obtido com anodo de molibdênio e filtro de 0,025 mm Mo e 0,5 mm Al em 30 kVp.....	118
Figura 5.2.13 - Espectro simulado obtido com anodo de molibdênio para filtro de 0,03 mm Mo e 0,05 mm Al em 35 kVp.....	119
Figura 5.2.14 - Espectro simulado obtido com anodo de molibdênio para filtro de 0,03 mm Mo e 0,025mm Rh e uma filtração inerente de 0,05 mm Al em 35 kVp.....	119
Figura 5.3.1 – Imagem simulada obtida com anodo de Mo e um filtro de 0,030 Mo em 30 kVp. (dc = 129 e $\psi = 617$).....	121
Figura 5.3.2 – Imagem simulada obtida com anodo de W e um filtro de 0,060 Mo em 30 kVp. (dc=129 e $\psi= 620$).....	121
Figura 5.3.3 – Imagem simulada obtida com anodo de W e um filtro de 0,050 Rh em 30 kVp. (dc = 110 e $\psi = 559$).....	121
Figura 5.3.4 –Imagem simulada obtida com filtros de 0,015 mm Nb e 0,020 mm Mo para um tubo de anodo de Mo em 30 kVp (dc= 134 e $\psi = 624$).....	121
Figura 5.3.5 – Imagem simulada obtida com anodo de Mo, filtro de 0,025mm Mo em 27 kVp. (dc = 130 e $\psi= 618$).....	121

Figura 5.3.6 – Imagem simulada obtida com anodo de W e filtro de 0,025 mm Mo e 0,1 mm Al em 30 kVp. ($dc = 124$ e $\psi = 599$).....	121
Figura 5.3.7 – Imagem simulada obtida com anodo de W com filtro de 0,25 mm Gd 1 mm Al em 65 kVp. ($dc = 23$ e $\psi = 137$).....	121
Figura 5.3.8 – Imagem simulada obtida com anodo de W e filtros de 0,047 mm Pd em 30 kVp. ($dc = 105$ e $\psi = 538$).....	121
Figura 5.3.9 – Imagem simulada obtida com anodo de W e filtros de 0,050 mm Ag em 30 kVp. ($dc = 122$ e $\psi = 559$).....	121
Figura 5.3.10 – Imagem simulada obtida com anodo de Mo e filtros de 0,030 mm Mo e 0,025 mm Rh e um filtração inerente de 0,05 mm Al em 35kVp. ($dc = 126$ e $\psi = 612$).....	121
Figura 5.3.11 – Imagem simulada obtida com anodo de W e filtro de 0,1 mm Gd em 50 kVp. ($dc = 28$ e $\psi = 165$).....	121
Figura 5.3.12 – Imagem simulada obtida com anodo de W e filtro de 0,2 mm Gd e 1 mm Al em 70 kVp. ($dc = 23$ e $\psi = 138$).....	121
Figura 5.4.1.1 - Espectro ideal simulado obtido com anodo de molibdênio em 50 kVp nas faixas de (a) 15 a 22 kV ; (b) 22 a 38 kV ; (c) 38 a 47 kV; (d) 40 a 45 (e) 40 a 50 kV.....	125
Figura 5.4.1.2 - Espectros ideais simulados obtidos com anodo de tungstênio em 140 kVp nas faixas (a) 34 a 63; (b) 53 a 63; (c) 30 a 72.....	126
Figura 5.4.1.3 – Espectro simulado obtido com anodo de tungstênio e filtros de (a) 0,05 mm Al e 0,0003 mm Lu em 125 kVp.....	130
Figura 5.4.1.4 – Espectros simulados obtidos com anodo de tungstênio e filtro de (a) ideal (b) 0,05 mm Al, 0,0005 mm Sn e 0,027 mm Lu em 100 kVp e (c) 140 kVp.....	131
Figura 5.4.1.5 – Espectro simulado obtido com anodo de molibdênio e filtro de 0,045 mm Rh mais 0,03 mm Mo em 50 kVp.....	132
Figura 5.5.1 – Imagem simulada obtida do espectro primário para anodo de W em 140 kVp ($dc = 25$ e $\psi = 147$).....	133
Figura 5.5.2 – Imagem ideal simulada obtida do anodo de W em 140 kVp ($dc = 25$ e $\psi = 143$).....	133
Figura 5.5.3 – Imagem simulada obtida com anodo de W e um filtro de 0,0003 mm Lu e 0,05 mm Al em 125 kVp. ($dc = 24$ e $\psi = 141$).....	133
Figura 5.5.4 – Imagem simulada obtida com anodo de W e um filtro de 0,0005 mm Sn e 0,05 mm Al e 0,027 mm Lu em 100 kVp. ($dc = 20$ e $\psi = 120$).....	133
Figura 5.5.5 – Imagem simulada obtida com anodo de W e um filtro de 0,0005 mm Sn e 0,05 mm Al e 0,027 mm Lu em 140 kVp. ($dc = 17$ e $\psi = 101$).....	133
Figura 5.5.6 – Imagem simulada obtida do espectro primário para anodo de Mo em 50 kVp ($dc = 84$ e $\psi = 421$).....	133

Figura 5.5.7 – Imagem ideal simulada obtida do anodo de Mo em 50 kVp. ($dc = 29$ e $\psi = 168$)....	133
Figura 5.5.8 – Imagem simulada obtida com anodo de Mo e um filtro de 0,045 mm Rh e 0,030 mm Mo em 50 kVp. ($dc = 25$ e $\psi = 149$).....	133
Figura 5.5.9 – Imagem simulada obtida com anodo de W e um filtro de 0,05 mm Al em 125 kVp. ($dc = 24$ e $\psi = 142$).....	133
Figura 6.1 – Imagem simulada obtida com anodo de W e um filtro de 0,0003 mm Lu e 0,05 mm Al em 125 kVp.....	137
Figura 6.2 – Imagem simulada obtida com anodo de Mo e um filtro de 0,045 mm Rh e 0,030 mm Mo em 50 kVp.....	137
Figura 6.3 – Imagem simulada obtida com anodo de W e um filtro 0,05 mm Al em 125 kVp.....	137
Figura 6.4 – Imagem simulada obtida com anodo de W e filtros de 0,047 mm Pd em 30 kVp proposta de [Mc Donagh_84].....	137
Figura 6.5 – Imagem simulada obtida com anodo de W e um filtro de 0,050 Rh em 30 kVp.(sistema convencional.).....	137

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.4.1 - Atenuação Percentual de Radiação Monocromática pôr várias espessuras de filtração alumínio [CURRYIII_90].....	10
Tabela 2.4.2 – Exposição para várias espessuras de Al [CURRYIII_90].....	12
Tabela 3.1.1. 1 - Proporção do número total de fótons de raios-X para diferentes espessuras de mama e combinações anodo-filtro [McDONAGH_84].....	14
Tabela 3.1.3.1 - Parâmetros usados e faixas de variações [NAGEL_89].....	22
Tabela 3.1.3.2 - Comparação do desempenho característico [NAGEL_89].....	26
Tabela 3.1.3.3 – Espessuras de filtros à 0.2 mm de Cobre numa energia efetiva de 30 KeV. [NAGEL_89].....	27
Tabela 3.1.4.1- Fator de melhoria do contraste (CIF) e intensidade radiação primária relativa (PRI) na tela de vários filtros primários (PF) e filtros secundários (SF) [VASILIEV_93].....	33
Tabela 3.2.2.1 - Visibilidade nas mudanças do material do ânodo e na densidade ótica em 26 kVp [KIMME-SMITH_89].....	38
Figura 3.2.3.1 - Espectro de raios-X transmitido por 0, 1.5, 5 e 8 cm de espessuras de gordura quando os tubos de anodo de tungstênio e molibdênio são usados (40kVp). [HAUS_76].....	43
Tabela 3.2.4.1 - Característica técnica da unidade mamográfica. Unidade 1: Siemens Mammomat2 , 2: Philips Mammo-Diagnost UM [DESPONDS_91].....	45
Tabela 3.2.5.1 - Combinação Alvo / Filtro usado para gerador monoenergético [DOI_82].....	53
Tabela 3.2.5.2 - Exposição de saída a 50 cm do alvo para combinação de alvo / filtro fluorescente selecionado [DOI_82].....	56
Tabela 3.2.6.1 - Propriedades de alvos secundários [HOFFMAN_74].....	59
Tabela 3.3.2.1 – Leitura do potencial do tubo com várias combinações alvo-filtros [UNDERWOOD_96].....	68
Tabela 3.3.2.2 – Diferenças no potencial do tubo entre diferentes combinações alvo-filtro [UNDERWOOD_96].....	68
Tabela 3.4.1.1: Coeficientes de Atenuação da massa e medidas dos coeficientes de atenuação linear para o modelo ED4C (sólido) em ambos estados. [FARQUHARSON_95].....	70
Tabela 3.4.1.2 : Coeficientes de Atenuação da massa e medidas dos coeficientes de atenuação linear para o modelo EDIS (sólido) em ambos estados. [FARQUHARSON_95].....	71
Tabela 3.4.1.3 : Composição dos tipos de tecidos dados em percentagem de massa. [ICRU Report 46].....	71

Tabela 3.4.1.4 - Diferentes níveis de hidratação usando energia do fóton em 17.44 keV para o modelo ED4C. [FARQUHARSON_95].....	72
Tabela 3.4.1.5 - Diferentes níveis de hidratação usando energia do fóton em 59.5 keV para o modelo EDIS. [FARQUHARSON_95].....	72
Tabela 3.4.3.1 - Coeficientes de atenuação da massa para algumas misturas importantes e componentes ($\text{m}^2 \text{kg}^{-1}$) [MILLAR_75].....	76
Tabela 3.4.6.1- Propriedades físicas de alguns materiais [WOLBARST_93].....	82
Tabela 3.4.7.1 – Qualidade do feixe expressada como espessura de camada HVL em alumínio, para várias combinações do potencial do tubo e filtração do feixe [WOLBARST_93].....	97
Tabela 4.2.1 – Ajustes dos coeficientes polinomiais da saída do tubo de raios-X (mR/mAs @ 1m).[BOONE_97].....	101
Tabela 5.3.1 – Valores de ψ e dc para as combinações de filtros propostas na literatura.....	122
Tabela 5.4.1.1 – ψ e dc para diversas faixas de energias (ânodo Mo).....	125
Tabela 5.4.1.2 – ψ e dc para diversas faixas de energias (ânodo W).....	127
Tabela 5.4.1.3 - Materiais usados nas simulações para ânodo de tungstênio e molibdênio.....	128
Tabela 5.4.1.4 – Valores de ψ e dc para espectros simulados para ânodo de tungstênio.....	131
Tabela 5.4.15 – Valores de ψ e dc para espectros ideais, primário e simulado para ânodo de molibdênio.....	132
Tabela 5.5.1 – Valores de ψ e dc encontrados com os filtros propostos.....	134

LISTA DE SIMBOLOS

Ag - Prata
Al - Alumínio
Ba - Bário
Cd - Cádmio
Cu – Cobre
Eu – Európio
Er - Érbio
Gd – Gadolínio
Hf - Háfnio
Ho - Hólmio
I - Iodo
In - Índio
Lu - Lutécio
Mo – Molibdênio
Nb – Nióbio
Pd – Paládio
Pt - Platina
Rb – Rubídio
Rh - Ródio
Ru - Rutênio
Sn – Estanho
Tc – Tecnécio
W - Tungstênio
Y - Ítrio
Yb - Itérbio
Zr - Zircônio

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

1.1 – Justificativa deste trabalho

O câncer de mama é a doença que lidera o número de mortes em mulheres com idade entre 35 e 54 anos e apresenta a maior taxa de mortalidade entre todos os tipos de câncer, conforme afirmam D.H. Davies e D.R. Dance em [DAVIES_90]. Entretanto quanto antes ele for detectado, maiores são as chances de sobrevivência e de cura. Quando o diagnóstico é feito em fase inicial estas chances ficam em torno de 85%. Pelo fato da doença ser assintomática nessa fase inicial, o exame periódico é aconselhado a mulheres que, segundo as estatísticas, estão relacionadas com algum fator de risco. Geralmente, nesse exame, o médico solicita a realização da mamografia, que ainda hoje é considerada a técnica mais eficaz para a detecção precoce do câncer de mama, já que permite a detecção do tumor quando ainda não é palpável.

Algumas pesquisas realizadas no Estados Unidos, Suécia e Holanda indicaram que a realização periódica da mamografia em mulheres acima de 40 anos pode reduzir a taxa de mortalidade em torno de 40%.

Na mamografia são procuradas estruturas de tamanho reduzido que indicam anormalidades exigindo uma grande experiência do examinador ou uma excelente qualidade de imagem. Mesmo assim elas podem passar despercebidas, pois os sistemas de raios-X possuem limitações que prejudicam a nitidez da imagem.

É o caso principalmente da visualização de microcalcificações que são depósitos de cálcio de tamanho reduzido e são índices cada vez mais

importantes associados aos tumores. Isto levou pesquisadores de diversas partes do mundo a dedicarem-se a melhoria da qualidade das imagens para auxiliar a detecção .

Na mamografia existem alguns fatores como o contraste que influenciam muito na qualidade da imagem e a utilização de filtros possibilita oferecer a melhor imagem possível além de otimizar a quantidade de raios-X transmitidos através do paciente e diminuir a dose.

Os metais constituintes e a espessura desses filtros variam de acordo com o nível de energia que se deseja absorver. Salienta-se que a eliminação dos raios-X moles não influencia a formação da imagem, visto que os fótons eliminados, sendo de baixa energia, seriam totalmente absorvidos pelo organismo e não impressionariam o filme se não fossem retidos no filtro.

Alem dos filtros, a faixa de energia aplicada ao tubo de raios-X é determinante na obtenção do contraste entre os tecidos da mama e as microcalcificações. Entretanto o estudo destes fatores utilizando sistemas mamográficos e materiais para realizar os filtros é muito limitado pelas condições físicas dos sistemas existem comercialmente.

Segundo A. de Almeida [ALMEIDA_94] os filtros de metais para a monocromatização de feixe brestrahlung de tubo de raios-X são conhecidos já há um bom tempo na radiologia, e particularmente na mamografia. No principio, os próprios filtros poderiam ser úteis para um grande número de aplicações no qual radiação monoenergética é requerida, mas o alto custo de alguns deles e a redução do número de espessuras disponíveis tem limitado seu uso.

Com a utilização de modelos para simular os espectros, os filtros e os tecidos da mama é possível eliminar os problemas práticos e apresentar uma proposta que contempla a máxima nitidez da imagem. Após este estudo é possível portanto escolher qual modelo é o mais apropriado para a realização prática em função da relação custo-benefício

1.2 - Objetivos da Pesquisa

O presente trabalho tem por objetivo auxiliar na detecção de lesões suspeitas como microcalcificações, realçando-as do tecido glandular da mama. Este estudo foi feito por simulação de diversas técnicas de exposição em combinação com diversos filtros, estabelecendo um critério que relaciona a diferença de absorção, em níveis de cinza, entre a região saudável e a região lesada da mama.

Este objetivo foi atingido determinando as técnicas de exposição, em particular os filtros e as faixas de energias, mais apropriadas para evidenciar as microcalcificações. Os espectros gerados por combinações alvos-filtros foram aplicados à simulações dos tecidos da mama e de microcalcificações verificando a nitidez das imagens produzidas

O melhor modelo foi proposto para implementação.

1.3 - Disposição do trabalho

O trabalho escrito está dividido em 7 capítulos, além dos índices e resumo, que estão abordando os seguintes assuntos:

- **Capítulo 2:** Conceitos básicos sobre raios-X,
- **Capítulo 3:** Revisão Bibliográfica sobre os filtros utilizados na literatura para melhorar a qualidade da imagem mamográfica,
- **Capítulo 4:** Descrição da simulação computacional utilizada,
- **Capítulo 5:** Apresentação dos resultados obtidos e discussões destes,
- **Capítulo 6:** Apresentação das conclusões finais e sugestões para continuidade da investigação sobre o assunto,
- **Capítulo 7:** Referências Bibliográficas,

CAPÍTULO 2

CONCEITOS BÁSICOS SOBRE RAIOS-X

2.1 - O Tubo de Raios-X

Os raios-X são produzidos quando um feixe de elétrons, acelerado por uma grande diferença de potencial elétrico, é abruptamente barrado por um anteparo de metal pesado. Uma pequena fração da energia cinética destes elétrons, cerca de 1%, é então convertida em raios-X, enquanto a maior parte é dissipada na forma de calor Curry III, T.S.; Dowdey, J.E. e Murry, R.C [CURRY III_90].

O tubo de raios-X (figura 2.1) contém um filamento de tungstênio que, quando aquecido, é responsável pela emissão termoiônica de elétrons, ou seja, este filamento libera elétrons dando origem ao feixe eletrônico. O tubo contém também um ânodo como um alvo de alto número atômico (Z) que freia adequadamente os elétrons.

Figura 2.1 - Tubo de Raios-X [Wolbarst_93].

O comprimento e diâmetro do filamento, sua forma e suas relativas posições são fatores que afetam o local em que os elétrons irão chocar-se com o ânodo. A temperatura do filamento controla a quantidade de elétrons emitidos. Portanto, se a temperatura é aumentada, mais elétrons são emitidos, e o fluxo da corrente elétrica através do tubo de raios-X (mA) é aumentado [Kodak].

Além do filamento de tungstênio, que é a fonte de elétrons e seu principal componente, o tubo de raios-X possui um outro elemento básico: uma capa focalizadora metálica, o catodo que é responsável pela colimação do feixe eletrônico.

O Ânodo é comumente formado de um bloco de cobre, um metal excelente condutor que permite uma rápida dissipação do calor produzido pelo bombardeamento de elétrons.

Uma placa de tungstênio, molibdênio ou ródio de aproximadamente 10 a 15 mm quadrados e 3 mm de espessura localizada na face anterior do ânodo, é chamado de alvo ou ponto focal, sendo feito destes materiais porque eles tem um alto ponto de fusão, um alto número atômico e são produtores de raios-X mais eficientes do que materiais com número atômicos menores.

Para possibilitar a construção de pontos focais menores, dois artifícios são utilizados na construção dos tubos: anodos inclinados e giratórios. Os anodos giratórios foram desenvolvidos para aumentar ainda mais a capacidade do ânodo de resistir ao calor. O filamento do ânodo giratório é posicionado de maneira a dirigir a corrente de elétron contra a área enviesada do disco. Assim a posição do ponto focal permanece fixa no espaço enquanto que o disco de ânodo gira rapidamente durante a exposição, fornecendo uma superfície continuamente fria para a recepção da corrente de elétron [kodak]. Já o ânodo fixo exigiria um grande tempo de espera entre uma exposição e outra, para permitir um resfriamento adequado.

O feixe de raios-X é uma radiação eletromagnética parecida com a luz visível, mas com menor comprimento de onda. Os espectros de raios-X são todas as formas de radiação eletromagnética que são agrupadas de acordo com o seu comprimento de onda. Existem dois tipos de espectros, são eles, contínuo e característico [SCAFF_79].

Nos espectros contínuos, os raios-X produzidos podem assumir qualquer valor desde quase zero, até um valor máximo igual a energia do elétron. Os espectros característicos, provêm da interação com elétrons orbitais dos átomos do alvo.

2.2 - Fatores que modificam os espectros

Um dos fatores que modificam os espectros é a tensão aplicada, porque a máxima energia dos fótons que emergem de uma ampola de raios-X é igual à máxima energia dos elétrons que atingem ao alvo. Esta energia, por sua vez, depende da tensão aplicada à ampola.

Portanto variações na tensão aplicada irão deslocar a energia máxima dos fótons.

Figura 2.2.1 – Variação do espectro dos Raios-X pela variação da kV. [Scaff_79].

Podemos notar o pico da intensidade, movendo-se com o aumento da energia. Estas variações na tensão irão alterar a energia máxima ou "qualidade" dos fótons X e, portanto, o seu poder de penetração.

As áreas sob as curvas indicam que o total de radiação emitida aumenta com o aumento da tensão aplicada. Portanto o aumento na tensão acarretará um aumento na "quantidade" de fótons de raios-X. Entretanto o espectro de linhas não se modificará com a variação de tensão aplicada, pois só depende do número atômico do material do alvo.

Outro fator, que modifica o espectro, é a corrente do tubo onde a emissão total dos raios-X depende do número de elétrons que colidem no alvo, quanto maior a corrente, maior o número de elétrons e, por isso, mais radiação produzida. (mAs).

Mais um fator que modifica o espectro, é o material utilizado no alvo sendo que pequenas diferenças nos números atômicos não serão importantes. Entretanto, altos números atômicos do alvo, acarretarão maiores "quantidades" de raios-X. Os espectros de linhas por sua vez mudam com este material pois quanto maior o número atômico do material do alvo maior a energia característica. O último fator é a filtração que, quando o feixe passa através de qualquer material, reduz a intensidade de radiação por absorção no material.

2.3 - Filtros

Filtros são espessuras metálicas colocadas após a janela do tubo de raios-X para que parte da radiação seja absorvida modificando o espectro (Figura 2.3.1).

Figura 2.3.1 – Estrutura do tubo [Wolbarst_93].

Na figura 2.3.1 podemos observar que o feixe de raios-X que emerge do alvo de uma ampola é contínuo e ao passar através de qualquer material a intensidade de sua radiação é reduzida por absorção, quando isso acontece num intervalo particular de seus comprimentos de ondas, a esse processo dá-se o nome de filtração.

Existem dois tipos de filtração: a inerente e adicional. A inerente ocorre quando os feixes primários de raios-X emitidos do alvo têm necessariamente que passar através da parede de vidro da ampola, do isolamento de óleo circundante ao tubo e outros materiais antes de sair totalmente do sistema, portanto o feixe sofre uma filtração inevitável. Ela normalmente é definida em espessura de alumínio que varia de 0,5 a 1,0 mm.

A filtração adicional ocorre colocando placas de metal diante do feixe de raios-X após a emissão pela ampola figura 2.3.2.

Figura 2.3.2- Efeitos do feixe endurecido e raios-X característico (a) sem filtração (b) espectro real do alvo de tungstênio (c) com filtração adicional e inerente. [Wolbarst_93].

A figura 2.3.2 mostra que os raios-X indesejados deverão ser removidos do feixe e que a adição de filtros modifica os espectros. Os filtros portanto endurecem os feixes deixando somente as energias maiores e removendo as menores, enfim, retiram do feixe as radiações que somente aumentam a dose no paciente e não contribuem para a formação da imagem.

Sem filtros a distribuição da radiação não é muito boa pois os fótons de baixa energia não atravessarão até o filme e somente aumentarão a dose na superfície do tecido [SCAFF_79].

2.4 - Efeitos dos Filtros: Dose, Exposição, Espessuras.

Como os feixes de raios-X são compostos de fótons de diversas energias, a maioria dos fótons de energia mais baixa é absorvida nos primeiros 5 cm do tecido; por isso a dose de radiação do paciente é calculada a partir do número de fótons absorvidos nos primeiros 5 cm, pois esta faixa recebe mais radiação do que o resto.

Quando coloca-se filtros entre o paciente e o tubo, é reduzida a dose de radiação no paciente.

Ao realizar um exame radiológico, os feixes de raios-X passam por processos de filtração, são eles: A filtração inerente do tubo, o filtro adicional colocado entre o paciente e o tubo e o próprio paciente.

A princípio, o material de filtro deveria absorver todos os fótons de baixa energia e transmitir todos fótons de alta energia, mas tal material não existe. Entretanto pode ser selecionado um material com o número atômico mais apropriado para esta tarefa. Em relação à espessura [CURRYIII_90] mostra uma tabela das porcentagens de atenuação de raios-X com 1, 2, 3 e 10 mm de Al para fótons de várias energias.

Tabela 2.4.1 - Atenuação Percentual de Radiação Monocromática pôr várias espessuras de filtração alumínio [CURRYIII_90].

Atenuação Percentual de Radiação Monocromática pôr várias espessuras de filtração alumínio.				
<i>Energia do fóton</i>	<i>Fótons atenuados (%)</i>			
KeV	1 mm	2 mm	3 mm	10 mm
10	100	100	100	100
20	58	82	92	100
30	24	42	56	93
40	12	23	32	73
50	8	16	22	57
60	6	12	18	48
80	5	10	14	48
100	4	8	12	35

Dois mm de alumínio absorvem quase todos os fótons com energia menor do que 20 KeV.

Já um filtro de alumínio de espessura maior do que 3 mm não oferece vantagem, mas filtração em excesso. A porcentagem de fótons atenuada por 10 mm de alumínio demonstra uma filtração claramente excessiva. O efeito é na atenuação global do feixe, devido à absorção de fótons de energia alta, uma vez que todos os fótons de energia baixa já foram absorvidos.

O efeito da filtração de alumínio num feixe de raios-X policromáticos de 90 kVp é mostrado graficamente na figura 2.4.1.

Figura 2.4.1- Energia e intensidade da radiação policromática filtrada e não filtrada [CURRYIII_90].

O feixe sem nenhuma filtração é composto de um espectro de fótons. Muito dos fótons do feixe não filtrado têm energia na faixa de 10 a 20 keV. O ponto mais alto da curva ocorre em 25 keV. A filtração reduz o número total de fótons do feixe de raios-X (área sobre a curva), mas, o mais importante é que esta filtração remove seletivamente um grande número de fótons de energia baixa. A intensidade do lado da energia baixa (lado esquerdo da curva) é reduzida consideravelmente, bem mais do que o lado da energia

alta (lado direito da curva); o ponto mais alto na curva está na faixa de 25 a 35 keV. O efeito geral é um aumento na energia média do feixe de raios-X.

Para demonstrar o quanto o filtro protege a pele do paciente [CURRY III_90] fez várias radiografias usando um objeto de simulação e um feixe de raios-X de 60 kVp.

A radiografia inicial foi feita sem filtro e as demais com diversas espessuras de filtros de alumínio. Como pode ser visto na tabela 2.4.2 a diminuição na exposição do paciente foi de até 80 % com 3 mm de filtração de alumínio.

Tabela 2.4.2 – Exposição para várias espessuras de Al [CurryIII_90].

<i>Exposição com várias espessuras de filtração Alumínio</i>		
<i>Feixe 60 kVp</i>		
<i>Filtração Alumínio (mm)</i>	<i>exposição pele (mRr)</i>	<i>Diminuição exposição (%)</i>
-	2380	-
0.5	1850	22
1.0	1270	47
3.0	465	80

2.5 - Características do Aparelho Mamográfico

Segundo Säbel M e Aichinger H [SÄBEL_96] existem alguns critérios para mamografia que determinam os diferentes componentes e parâmetros do sistema de imagem.

Para uma boa técnica radiográfica é necessário um equipamento especialmente dedicado, ou seja, um dispositivo radiográfico que possua um ânodo de molibdênio (Mo) e um ponto focal $\leq 0,6$ mm. A filtragem total do

equipamento deve ser 0,03 mm Mo ou 0,5 mm de alumínio equivalente (Al). O equipamento deve conter também uma grade anti-espalhamento móvel para obter uma qualidade da imagem satisfatória. O uso de uma grade anti-espalhamento eficiente é recomendada para uma mama densa ou espessa (mais de 6 cm de espessura), para mamas finas (menor do que 4 cm de espessura) não é indicado o uso de grade anti-espalhamento. É necessário uma combinação tela-filme de alta resolução e uma distância foco-filme ≥ 60 cm. A voltagem aplicada deve estar na faixa de 25-35 kV um tempo de exposição < 2 s. A compressão da mama deverá ser aplicado a um nível de tolerância do paciente.

Os sistemas mamográficos atualmente utilizados tem várias combinações de materiais no alvo e no filtro, sendo o conjunto ânodo e filtro de molibdênio o mais utilizado.

CAPÍTULO 3

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1 – Filtros para melhoria da imagem mamográfica

3.1.1 – Escolha dos filtros de aresta de absorção-K para o tubo de ânodo de tungstênio.

McDonagh et.al [McDONAGH_84] mostram que os espectros emitidos por um tubo com ânodo de tungstênio e filtros de Pd 0,047mm e Rh 0,050mm foram comparados com um tubo com ânodo de molibdênio usado para mamografia. O critério utilizado foi a proporção do número de fótons de raios-X para uma espessura de mama de 2, 4,6 e 8 cm.

Os filtros reduziram a intensidade em aproximadamente 25% a 30% da intensidade incidente (dependendo da kVp). Uma redução similar também foi constatada para filtros de Pd e Rh que são usados e bem aceitos em rotinas mamográficas.

Os resultados foram os seguintes:

Tabela 3.1.1. 1 - Proporção do número total de fótons de raios-X para diferentes espessuras de mama e combinações ânodo-filtro [McDonagh_84].

Proporção do número total de raios-X para diferentes espessuras de mama e combinações ânodo-filtro.				
Energia Ótima (keV)	16	19	21	23
Banda ótima (keV)	14-18	17-21	19-23	21-25
Espessura da mama(cm)	2	4	6	8
Tubo ânodo de Tungstênio				
0,050 mm Zr filtro	68(24)	40(24)	15(27)	12(30)

0,050 mm Nb filtro	58(24)	51(27)	9(30)	13(30)
0,050 mm Mo filtro	50(24)	62(24)	22(27)	5(30)
0,050 mm Rh filtro	37(24)	55(24)	57(30)	39(32)
0,047 mm Pd filtro	40(24)	56(24)	49(30)	44(30)
Tubo ânodo de Molibdênio				
0,030 mm Mo filtro	57(25)	69(30)	24(25)	6(30)

A tabela 3.1.1.1 mostra a proporção do número de fótons de raios-X e a kVp em que cada espectro foi gerado (24, 27,30 e 32 kVp) com o respectivo ânodo e combinações de filtros.

As conclusões foram que:

- Para uma espessura de mama comprimida a 2 cm, ânodo de W e filtros de Nb e Zr, a proporção de fótons foi maior do que para um ânodo de molibdênio e combinações de filtros. A combinação de ânodo de W e filtro Zr foi a que obteve maior proporção.
- A combinação ânodo de molibdênio e filtro de molibdênio ou filtro composto de Mo e Al é a melhor combinação para uma mama de 4 cm. A proporção de raios-X para um ânodo de W e filtro de Mo nesta condição é maior do que poderia chegar com filtro de Rh ou Pd.
- Os filtros de Rh e Pd usados com ânodo de W são melhores para espessuras de mama de 6 cm e 8 cm.

Estes materiais Zr, Nb, Mo, Pd, Rh são materiais que possuem aresta de absorção-K na faixa de energia considerada ótima para a mamografia.

3.1.2 – Detectabilidade de nódulos e microcalcificações com a utilização de filtro através da relação sinal / ruído de imagens radiográficas.

Segundo A. Calicchia, M. Gambaccini, P.L. Indovina, F. Mazzei e L. Pugliani em [CALICCHIA_96], dizem que a mamografia é a técnica mais sensível para uma detecção do câncer de mama, e mostram que para detectar lesões suspeitas, como nódulos e microcalcificações, é preciso imagens de excelente qualidade.

A detecção destes nódulos é feita pela relação sinal/ruído (SNR) de imagens radiográficas. O sinal depende do contraste da imagem, uma vez que o ruído é relacionado com o número de fótons absorvidos por unidade de área nos detectores de imagens. Para melhorar esta detectabilidade, foi necessário aumentar a relação sinal/ruído (SNR) aumentando a energia do feixe o que aumenta o contraste do objeto. Por outro lado, diminuindo a energia do feixe haverá uma melhor distribuição desta para o tecido da mama. Por esta razão os autores procuram a energia ótima na mamografia. A energia ótima, que é a que produz o máximo SNR por unidade de dose absorvida na mama, depende da espessura do órgão e deveria ser selecionada para cada situação, relacionado à propriedade de transmissão da mama.

Neste trabalho, a fonte modelo para exame mamográfico é um tubo ânodo-Mo com um filtro-Mo 0,03 mm. Esta fonte é utilizada para obter uma alta qualidade de imagem e baixa dose mamográfica para mamas de absorção média.

Segundo [CALICCHIA_96], as características de um sistema com linha k Mo, baseados em filtros de limite K duplos (Nb e Mo) são comparadas com sistemas convencionais de Mo-filtrado.

Primeiramente foi feita uma seleção dos filtros, uma análise do espectro e uma avaliação da qualidade da imagem.

Na seleção dos filtros a eliminação de linha k do espectro de raios-X de um tubo de ânodo-Mo pode ser alcançada pelo uso de um filtro Níbio ($Z = 41$, limite K em 19 KeV).

Desde que a potência do tubo de raios-X determine a espessura do filtro, uma apropriada espessura Nb tem sido escolhida. A absorção relativa

de três filtros diferentes (0,038; 0,044 e 0,015 mm Nb mais 0,020 mm Mo) para um modelo 0,030 mm Mo é mostrada na figura 3.1.2.1.

Figura 3.1.2.1 - Absorção relativa da combinação de filtros Nb ou Nb-Mo para um modelo de filtro Mo 0.03mm: (__), 0.038 mm Nb ; (- -) 0.044 mm Nb; e (-----), 0.015 mm Nb mais 0.020 mm Mo. [CALICCHIA_96].

Um filtro de 0,038 mm Nb tem a mesma absorção que um filtro de 0,030 mm Mo na energia da Linha $K\alpha$ Mo (17,4 keV) e absorve 2,7 mais na energia de linha $k\beta$ Mo (19,6 KeV). Nesta energia a absorção absoluta correspondente é de 95 %. Em outro caso, a sua transmissão excede aquela de Mo na faixa de energia entre 20-30 keV. Para reduzir uma fração indesejável de energia alta do feixe transmitido para o

mesmo nível que aquele obtido com 0,030 mm Mo, será necessário aumentar a espessura filtro para 0,044 mm Nb. Esta quantidade de filtração remove a linha $k\beta$ quase completamente, mas absorve a linha $K\alpha$ Mo 12 % mais do que o modelo filtro Mo.

Para evitar a sobrecarga no tubo combinações de Nb-Mo de espessuras 0,015mm Nb e 0,020mm Mo foram feitas. Estas combinações absorvem a linha $k\beta$ Mo 2 vezes a mais do que um filtro de Mo de 0,030mm; e nesta energia a absorção absoluta correspondente é de 80%.

A análise do espectro e das condições de irradiação foram realizadas modificando algumas características da fonte utilizada, que é uma unidade compacta Mammo Hf (Metaltrônica) equipada com um ânodo-Mo giratório e uma janela de Berilo. A unidade foi modificada para operar em modo de corrente baixa para permitir a análise do espectro. As medidas do espectro foram realizadas com um detector de germano de alta pureza e um colimador de chumbo apropriado 0,3mm² de área. A calibração da energia foi realizada usando uma fonte contendo 370 MBq ²⁴¹Am e seguida de alvos fluorescentes de Rb, Mo, Ag e Ba.

A avaliação da qualidade de imagem foi quantificada através da medida do contraste radiográfico de discos de alumínio contidos em um objeto de simulação. O objeto de simulação (10 cm x 10 cm x 1.5 cm) contém três diferentes discos de alumínio e três fibras de alumínio. Estes discos são de 8 mm de diâmetro e espessuras de 0,500; 0,250 e 0,125 mm respectivamente. O objeto de simulação radiográfico foi obtido numa distância foco-filme de 60 cm usando uma Kodak MRH/Min R combinação tela-filme.

Para cada condição do experimento pelo menos três radiografias foram gravadas e durante o experimento as condições de processamento foram regularmente checadas.

Quando uma combinação tela-filme for usada para obter uma imagem de raios-X, o sinal radiográfico é diretamente relacionado ao contraste, uma vez que o ruído radiográfico depende principalmente da

energia fluente absorvida pela tela e da densidade ótica da radiografia. Este contraste foi avaliado das diferenças da densidade ótica entre o disco de 0,025mm Al contido no objeto de simulação e ao redor de sua área.

Nos resultados a energia do espectro de um tubo de ânodo de Mo foi caracterizada por ter dois picos característicos em 17,44 keV e 19,63 keV sobrepostos na saída do espectro contínuo. A relação entre os picos $K\alpha$ e $K\beta$ de Mo diminuem de 2,8 à 1,3 aumentando a espessura do objeto de simulação. Agora em relação aos resultados da qualidade da imagem o contraste radiográfico foi aumentado pela mudança do filtro de Mo para um filtro de Mo-Nb.

A conclusão descrita neste artigo mostra que filtros duplos (Nióbio - molibdênio) representam um compromisso que permite melhorar a monocromaticidade do feixe sem exceder a carga do tubo.

A presença de uma única linha fluorescência em 17,44 keV no espectro do feixe permite melhorar a qualidade da imagem sem aumentar muito a dose administrada ao paciente, especialmente para uma mama de espessura menor que 4 cm.

Finalmente, a possibilidade de operar com um tubo com ânodo de Mo e de escolher o filtro em função da espessura do órgão ou composição torna o modelo prático.

Os autores D.M. Tucker e G.T Barnes [TUCKER_94] mostraram que uma filtração de Rh em conjunto com Mo e alvos de Rh tem sido introduzida recentemente. Para uma dada kVp e espessura de mama, estas combinações alvo/filtro apresentaram diferente contraste e dose do que com a combinação Mo/Mo. Na mamografia a dose glandular média é determinada pelo produto da medida de entrada de exposição na pele (ESE) e da dose glandular média normalizada (DgN). O que Tucker e Barnes queriam era estender os estudos dos trabalhos realizados anteriormente com Mo/Mo e determinar a dose glandular média normalizada (DgN) para fontes Mo/Rh e

Rh/Rh, comparar a dose glandular média para estes três conjuntos e por último comparar o contraste da imagem.

Os autores usaram simulações Monte Carlo para calcular a dose glandular média normalizada (DgN) para as diferentes energias dos fótons em função da espessura da mama de 3,7 cm e um potencial do tubo de 25, 30 kVp e das combinações alvo/filtro Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh e um objeto de simulação de mama.

Os resultados obtidos pelos autores para Mo/Rh são tipicamente 4 % maiores e para Rh/Rh 8% maiores do que para Mo/Mo. Sendo que a dose glandular média foi sempre maior com Mo/Mo e menor com Rh/Rh. O contraste foi similarmente maior com Mo/Mo e menor com Rh/Rh. Entretanto, para espessuras de mamas de 6-7 cm, as doses com Mo/Mo foram excessivas e a diferença de contraste modesta. Para o conjunto Rh/Rh o contraste foi comparável com dose menor (aproximadamente 40 %) quando uma KVP mais baixa foi empregada. Para os objetos de simulação de 3 e 5 cm de espessuras, a qualidade da imagem indexada (I.Q.I) foi melhor para Mo/Rh, e para um objeto de simulação de 7 cm de espessura a combinação Rh/Rh foi melhor.

Tucker e Barnes concluíram que existe uma vantagem em usar filtração Rh em conjunto com alvos de Mo e Rh particularmente na mama densa.

3.1.3 - Comparação de diferentes materiais de Filtros utilizados para comparação do desempenho característico.

H.D. Nagel [NAGEL_89] comparou o desempenho de filtros de aresta de absorção K e filtros convencionais.

Figura 3.1.3.1 – Filtros de aresta de absorção K em 70 KV com 2.5 mm Al, e um filtro adicional de 0.1 mm Gd. [NAGEL_89].

Os espectros de raios-X foram gerados por um tubo com ânodo de tungstênio a um ângulo de 13° num potencial constante por um programa de computador baseado no método de [Birch_79]. Um segundo programa permite traçar a mudança do espectro quando o feixe de raios-X passa através dos filtros, tecido humano e contraste médio até ser detectado por um receptor de imagem. A tabela 3.1.3.1 mostra os parâmetros usados.

Tabela 3.1.3.1 - Parâmetros usados e faixas de variações [NAGEL_89].

Parâmetros usados e faixas de variações.		
Parâmetros	Extensão de variação	
9 materiais de filtros	<i>Convencional</i> Alumínio Ferro Cobre Ítrio	<i>Filtros de aresta de absorção K</i> Lantânio Gadolínio Hólmio Túlio Tungstênio
3 espessuras de filtros	0,1, 0,2 e 0,3 mm CHE em adição para filtração inerente de 1 mm Al	
7 voltagens tubo	40 - 100 KV em passos de 10 KV	
6 espessuras de objetos	5 - 30 cm tecido de acordo a ICPR 23 (1975) em passos de 5 cm	
3 receptores imagens	CaWO ₄ , Gd ₂ O ₂ S e telas BaFCl	
2 média de contraste	1mm Al e 0,2 mm iodo (10 mg cm ⁻²)	

Cada filtro foi acrescido de filtração inerente de 1mm de alumínio equivalente.

Foram escolhidas três espessuras de filtros a 0,1; 0,2 e 0,3 mm Cu; com energia efetiva de 30 keV.

Se os filtros de aresta de absorção K são usados com tensões aplicadas ao tubo numericamente menores do que a energia dos de aresta de absorção K (E_k), o mesmo se aplica para filtros convencionais.

Um paciente foi simulado por uma camada de tecido uniforme com espessuras em torno de 5 a 30 cm. A composição do tecido foi escolhida de acordo com ICRP23 (1975); os cálculos foram realizados usando simplesmente água ou PMMA (conhecido como Lucite) porque as comparações de diferentes filtros não são muito dependentes do tecido

Quando foi comparado diferentes materiais de filtros e feito alguma outra escolha que não fosse a filtração usual de 2,5 mm Al o impacto no desempenho como a dose do paciente, a qualidade de imagem (representada pelo contraste) e o tempo exposição, teriam de ter sido igualmente valorizados.

Ao comparar filtros de aresta de absorção K com filtros convencionais foi verificado que a aplicação de uma filtração adicional é inevitável e o tempo de exposição é uma característica neutra, entretanto a dose do paciente e a qualidade da imagem entram em conflito.

Os resultados esperados entre os filtros com aresta de absorção K e filtros convencionais usando uma simulação de computador foram tantos que incluindo a referência de dados para um modelo de filtração de 2,5 mm Al, aproximadamente 700 configurações foram simuladas, arranjadas, marcadas e interpretadas.

Para administrar este vasto número de resultados foi testada a configuração que era a mais favorável para filtros aresta de absorção K. A figura 3.1.3.2 mostra um típico desempenho do diagrama.

Figura 3.13.2 - Resultado da simulação do espectro da dose integral D (a), contraste C (b) e o desempenho indexado G (c), para filtros Cu, La e Gd com 0,2 mm [NAGEL_89].

Na parte superior da figura 3.1.3.2, a dose integral D para uma espessura de objeto de 15 cm foi marcada em unidades arbitrárias como uma função de tempo de exposição T resultando de uma configuração dada.

O tempo de exposição (T) tem sido avaliado por um sistema de raios-X em torno 80 kW com uma distância foco/filme (FFD) de 100 cm, a absorção da energia constante numa tela intensificadora de CaWO_4 e uma velocidade tela/filme de 100.

Neste exemplo, os resultados foram determinados para Cu, La e Gd (espessuras de filtros de 0.2 mm) e foram obtidos pela variação da voltagem do tubo no intervalo de 10 kV, iniciando em 100 kV. O diagrama superior exhibe uma dose integral produzida pelo filtro de La que é superior em 10 % na faixa média da voltagem do tubo uma vez que o resultado da dose é o mesmo para filtros de Gd e filtros de Cu. Num caminho similar o contraste C (em %) resultou de um 1mm de Al como mostra a figura 3.1.3.2b.

A figura 3.1.3.2 revela que o contraste obtido pelo uso de filtro de Gd é melhor na região de 50 kVp mas, para kVp maior os filtros de Cu tem desempenho melhor. Entretanto o Gd com Al foi melhor em 70 kVp

Para os filtros de La o mesmo acontece com exceção daqueles com contrastes superiores que são obtidos em voltagens menores do que 60 KV e que se comportam de uma maneira muito inferior em voltagens mais altas.

Finalmente o resultado do desempenho indexado $G1$ é mostrado na figura 3.1.3.2c. Um desempenho ligeiramente melhor pode ser observado para filtro de Gd em voltagens em torno de 70 kV. Esta diferença de 10 % no desempenho indexado é no limite menor. Em voltagens superiores o filtro de Cu oferece um melhor desempenho. O filtro de La é superior na faixa na qual a prática normal não é aplicável, devido ao tempo de exposição ser muito mais longo. Em tempos de exposição menores, ou seja, em voltagens superiores, o desempenho é considerado inferior.

Os resultados de todas as outras configurações foram resumidos e favorecem o desempenho dos filtros com aresta de absorção K sobre os filtros convencionais.

Os resultados foram resumidos da seguinte forma:

1) Somente os filtros de aresta de absorção K em 50 KeV (Gd, Ho) exibiram um desempenho ligeiramente melhor; os filtros com aresta de absorção K com um número atômico superior a Z não são suficientemente selecionados; aqueles com um número atômico menor que Z são superiores somente em voltagens baixas, resultando em tempos de exposição muito mais longos.

2) A voltagem deve estar na faixa entre 70 e 80 KV, em voltagens menores a aresta de absorção K não é efetivo, enquanto que em voltagens superiores um desempenho significativamente inferior deve ser notado.

Os resultados de comparação entre materiais de filtros convencionais foram estudados na tabela 3.1.3.1 em tempos de exposição iguais e revelam desempenho iguais para filtros de Cu e Fe. Os filtros de Al e Y são inferiores para estes materiais. Os resultados de uma comparação relativa para filtro de Cu em contrastes iguais são mostrados na tabela 3.1.3.2. Contrário aos valores dados na tabela 3.1.3.3 em que a espessura do filtro equivalente a 0,2 mm de Cu foi ligeiramente reajustada para este propósito.

Tabela 3.1.3.2 - Comparação do desempenho característico [NAGEL_89].

Comparação do desempenho característico de filtros relativo para um 0.2 filtro de Cu para espessuras de objetos entre 10 e 30 cm. Filtração inerente: 1mm Al. Detector: 80 mg ⁻² Gd ₂ O ₂ S (T= tempo exposição; C1 = Contraste de Al; C2 = Contraste de iodo; D = Dose integral; X = dose entrada).					
U(KV)	T _{rel}	C1 _{rel}	C2 _{rel}	D _{rel}	X _{rel}
(a) 7.34 mm Al					

50	1.300	1.000	1.001	0.996	0.987
70	1.311	1.001	1.002	1.001	0.998
100	1.312	1.001	1.001	1.001	1.000
(b) 0.306 mm Fe					
50	1.000	0.999	1.000	0.997	0.993
70	1.002	1.000	1.001	1.000	0.997
100	1.003	1.001	1.001	1.000	1.000
(c) 0.18 mm Y					
50	0.999	1.003	1.000	1.040	1.383
70	1.000	1.001	0.999	1.009	1.134
100	0.997	0.999	0.998	1.002	1.045

Tabela 3.1.3.3 – Espessuras de filtros à 0,2 mm de Cobre numa energia efetiva de 30 KeV. [NAGEL_89].

Espessuras de filtros 'equivalente endurecido' à 0.2 mm de Cobre e em 30 keV				
Material Filtro	Aresta de absorção K (KeV)	Espessuras 'equivalentes' (mm)		
		Nagel	Jennings	Koed/Venema
Alumínio (Al)	1.56	7.10	7.20	5.77
Ferro (Fe)	7.11	0.302	0.302	0.305
Cobre (Cu)	8.98	0.200	0.200	0.200
Yttrium (Y)	17.1	0.192	0.188	0.184
Lantânio (La)	38.9	0.314	-	0.105
Gadolínio (Gd)	50.2	0.176	-	0.164
Hólmio (Ho)	55.6	0.138	-	0.140
Túlio	59.4	0.118	-	-
Tungstênio	69.5	0.046	-	0.043

O desempenho característico é o mesmo dado para filtros de Cu, mas com tolerâncias muito menores. A equivalência quase perfeita de 0,306 mm de Fe com 0,2 mm de Cu são demonstradas na tabela 3.1.3.2b. A comparação de 0,18 mm de Y com 0,2 mm de Cu na tabela 3.1.3.2c revela tempos de exposições e contrastes iguais, mas valores consideravelmente superiores para a entrada de exposição, primariamente nas voltagens de tubo baixas para a dose integral.

Em [NAGEL_89] os desempenhos dos filtros convencionais e dos filtros aresta de absorção K foram simulados por uma representativa seleção de materiais e espessuras de filtros, da voltagem do tubo, das espessuras de

objetos, dos receptores de imagens e do contraste médio. Os resultados foram baseados em simulações computacionais e foram experimentalmente verificados por um número limitado de casos selecionados. Foi levado em conta o impacto na dose do paciente, o contraste da imagem e o tempo de exposição. As conclusões foram:

1) Na radiografia tela-filme os filtros aresta de absorção K oferecem uma vantagem não significativa sobre os filtros convencionais. Um desempenho ligeiramente superior é observado em circunstâncias muito especiais. O impacto de um aumento automático na voltagem do tubo causado por algum filtro adicionado é mais bem administrado por filtros aresta de absorção K tal qual Gadolínio e Hólmio.

2) Filtros convencionais são encontrados com um número atômico Z entre 25 e 30, ferro e cobre e oferecem uma melhor transparência do que filtros de Al "equivalente endurecido". A voltagem do tubo deve ser ajustada para restaurar o contraste da imagem obtida com a filtração usual de 2,5 mm de Al.

3) Filtros de aresta de absorção K como Ítrio, Nióbio e Molibdênio não são superiores a Fe e Cu; eles são uma escolha ruim devido a sua transparência em raios-X, entretanto, se usados sozinhos ou somados a pequena filtração básica.

4) A redução da dose deveria ser relatada em termos da dose integral em vez da exposição de entrada. O aumento da fração de espalhamento para feixes duros deve ser levado em conta. O potencial para redução da dose (tipicamente 20 %, até 30%) é menor do que os números usualmente relatados.

5) A filtração adicionada inevitavelmente requer uma energia do tubo superior. É tolerável somente se os sistemas são avaliados para manter o tempo de exposição apropriado para uma dada tarefa.

3.1.4 – O uso de um filtro secundário para melhorar o contraste da imagem.

V.N. Vasiliev et.al [VASILIEV_93], estudaram a possibilidade de melhorar o contraste da imagem atenuando a radiação espalhada utilizando um filtro secundário feito de um material apropriado colocado entre o corpo do paciente e a tela (figura 3.1.4.1).

Figura 3.1.4.1 – Geometria do exame de raios-X. [VASILIEV_93].

O efeito seletivo de um filtro secundário é devido a duas circunstâncias:

Primeiro, o caminho da radiação espalhada dentro do filtro é maior que o caminho da primária (Figura 3.1.4.2a). Segundo, a energia média de radiação espalhada é menor do que a energia primária e, por esse motivo, o coeficiente de atenuação é maior (Figura 3.1.4.2b).

Figura 3.1.4.2- Efeito seletivo do filtro secundário (a) devido a inclinação incidente; (b) devido a menos energia. [VASILIEV_93].

Alguns estágios foram simulados para poder mostrar a formação da imagem entre eles a distribuição angular e as distribuições de energia da radiação espalhada foram calculadas pela técnica Monte Carlo; a radiação primária do espectro de raios-X de uma máquina de diagnóstico de raios-X RUM-20 foi medida por um detector semiconductor; o programa para calcular a resposta da tela para uma radiação primária e espalhada foi desenvolvido; o contraste da imagem foi calculado para vários espectros de fótons incidentes,

materiais e espessura de filtro. De acordo com a equação 3.1.4.1 o contraste da imagem é definido assim:

$$C = \frac{I_d - I_b}{I_b + I_s} \quad (3.1.4.1)$$

Onde:

I_d é a energia da radiação não espalhada que passa pelo objeto de simulação e pelo objeto em exame e é absorvida dentro da tela;

I_b é o mesmo para uma área em segundo plano;

I_s é a energia da radiação espalhada absorvida na tela.

O valor I_b pode ser calculado do espectro de fótons incidentes $N_0(E)$ na entrada de superfície do objeto de simulação.

$$I_b = \int_0^{E_{\max}} dE N_0(E) \exp(-\mu t(E)H - \mu f(E)df)$$

$$x[1 - \exp(-\mu_{en}(E)ds)] \frac{E_{x2}}{(X_1 + X_2 + H)^2} \quad (3.1.4.2)$$

onde:

$\mu_1(E)$ e $\mu_2(E)$ são coeficientes de atenuação linear do tecido e da tela, respectivamente;

H é a espessura do objeto de simulação;

df e ds são os filtros e a espessura da tela;

$\mu_{en}(E)$ é o coeficiente de absorção da energia da massa da tela;

x_1 é a distância do objeto de simulação a fonte;

x_2 é a distância do objeto de simulação a tela;

Os espectros e a radiação espalhada foram calculados pela técnica Monte Carlo com o código de transporte do fóton mais rápido para energia do fóton incidente de 20 a 120 keV e normalizado no fluxo primário na entrada de superfície do objeto de simulação. O corpo do paciente foi simulado por um objeto de simulação de água retangular medindo 60x40x20 e 60x40x10 cm. A área do feixe do fóton incidente foi 20x20 cm na superfície de entrada, à distância da fonte ao objeto de simulação foi 80 cm e a distância do objeto de simulação a tela foi 5 cm.

Para todo o grupo de energia da radiação espalhada a energia do feixe absorvido foi calculada pela integração da resposta da tela sob o ângulo incidente de acordo com a distribuição angular. Então os valores do grupo foram integrados sobre o espectro do fóton incidente e todos resultados foram normalizados para fluxo de unidade primária na superfície de entrada do objeto de simulação no feixe.

A energia de radiação primária e espalhada absorvida dentro da tela intensificadora foi calculada de acordo com a equação 3.1.4.2.

A radiação fluorescente do filtro emitida e a luz absorvida dentro da tela não tiraram a quantidade de nosso modelo simplificado.

Uma placa de 0,2 mm Al foi usada como um objeto de examinação e a tela EU-VIK foi usada como um receptor (CaWO_4 , 70 mg cm^{-2}). O contraste foi calculado de acordo com a equação 3.1.4.1.

Primeiro, a espessura do filtro primário foi determinada.

O filtro instalado perto do tubo foi feito do mesmo material que o filtro secundário.

O filtro absorveu a parte da energia baixa dos raios-X e preveniu a superexposição da pele. Sua espessura foi selecionada para produzir uma redução duas vezes maior na dose na pele. Isto é aproximadamente equivalente a 2 mm Al.

Segundo, a espessura do filtro secundário foi aumentada de zero ao valor máximo passo a passo, e as contribuições espalhadas e primárias assim como os fatores de melhoria de contraste (CIF) foram calculados. A melhoria de contraste foi comparada com as condições de referência: o filtro primário foi feito de 2mm Al, com nenhum filtro secundário. Os seguintes materiais foram usados como filtro secundário: Al, Fe, Cu, Gd, Ba, W e Pb. Junto com a melhoria de contraste, o aumento da espessura do filtro resultou na redução da intensidade de radiação primária (PRI). Por isso, para determinar o fator de melhoria do contraste (CIF) foi primeiro necessário escolher um fator aceitável de redução da intensidade de radiação primária (PRI).

Nos resultados foram encontrados, na espessura do objeto de simulação ($H=20$ cm), o fator de melhoria do contraste (CIF) é atualmente independente do material do filtro excluindo Bário, onde o contraste foi 5-7% maior do que outros materiais, na espessura ($H=10$ cm) a diferença foi mais marcada.

Os melhores resultados foram obtidos com um filtro de bário (Ba) e os mais pobres resultados com estanho (Sn) e tungstênio (W). Estes resultados estão na tabela 3.1.4.1 para as duas voltagens usadas: 100 KV para objeto de simulação de 20 cm e 90 KV para objeto de simulação de 10 cm.

Tabela 3.1.4.1: Fator de melhoria do contraste (CIF) e intensidade radiação primária relativa (PRI) na tela de vários filtros primários (PF) e filtros secundários (SF)
[VASILIEV_93].

H (cm)	PF (mg cm ⁻² Ba)	SF (mg cm ⁻² Ba)	CIF	PRI (Arb. Units)
10	37	45.5	1.73	1.5
10	37	77	1.95	2.0
20	42	42	1.39	1.5
20	42	80	1.58	2.0

Os fatores de melhorias de contraste típicos (CIFs) são 1,95 e 1,6 para imagens com objetos de simulação de 10 e 20 cm de espessuras respectivamente.

[VASILIEV_93], concluíram que a melhoria do contraste obtido com o uso de um filtro secundário são limitadas por um fator de dois. Aumentar a espessura do filtro não é eficiente. Num objeto de simulação espesso há uma dependência do CIF no material do filtro; o uso de um filtro de Bário resulta em um contraste levemente melhor. Num objeto de simulação fino, o uso de um filtro de Bário resulta em contraste essencialmente melhor, comparado com outros materiais.

Embora o fator de melhoria de contraste (CIF) obtido nesta abordagem seja 2-3 vezes menor do que o obtido pelo uso da grade, a atenuação dos fótons primários e a dose do paciente é também 2-3 vezes menor.

Assim, o filtro secundário pode ser usado em condições de dose-sensível após teste experimental e otimização procedimento-dependente.

3.2 – Qualidade da imagem mamográfica – Material do alvo

3.2.1 – Comparação de Tungstênio e Molibdênio para tubo de raios-X mamográficos.

Rini et.al. [RINI_73], mediram os contrastes em diferentes densidades e estas exposições foram feitas nas energias de 20 a 35 kVp em passo de 5 kVp.

As densidades importantes da mama foram simuladas por um objeto de simulação de Lucite e água e outro com nitrato de cálcio. O primeiro objeto de simulação consiste de 6 partes de Lucite e 5 partes de água.

Figura 3.2.1.1. Passos da fatia de um objeto de simulação de Lucite e água.
[Rini_73].

O segundo objeto de simulação também possui Lucite e 10 ml de nitrato de cálcio dissolvido.

O uso desse primeiro objeto de simulação possibilitou a geração de radiografias de substâncias de número atômico variados.

O número atômico efetivo do Lucite foi calculado de uma composição química conhecida $(C_5H_8O_2)_n$. O número atômico efetivo para cada passo foi calculado, isto pode ser feito porque o número atômico de cada substância e sua contribuição percentual da espessura total radiografada é exatamente conhecido.

O contraste do primeiro objeto de simulação foi calculado com a proporção da densidade ótica de cada passo ($Z=6,46$; $Z=6,67$; $Z=6,79$; $Z=6,94$; $Z=7,11$; $Z=7,26$) para a densidade ótica de menor passo, exceto para espessuras de Lucite contendo água, a densidade é da água pura.

O contraste do segundo objeto de simulação foi calculado com a proporção da densidade ótica da água para a densidade ótica de cada concentração de nitrato de cálcio.

Os resultados apresentados foram:

Não existe diferença real entre materiais de alvo de W e Mo na faixa de densidades de tecido mole ($Z=7,11$, $Z=6,94$) no nível de 20 kVp e muito pouca diferença nos níveis de 25, 30 e 35 kVp, embora os alvos de W tenham melhor contraste na faixa de tecido gorduroso ($Z=6,46$; $Z=6,67$; $Z=6,79$) em kV baixa (20kVp), os alvos de Mo dão melhores resultados de contraste para outras kVp mais altas testadas.

Embora o contraste absoluto seja sempre maior em menores kVp, a diferença no contraste máximo obtido com o alvo de Mo e do obtido com alvo de W é progressivamente maior com o aumento da kVp (diferenças iguais são observadas em 30 e 35 kVp). O alvo de Mo separa variações no número atômico melhor quando kVp altas são usadas.

Um outro resultado encontrado foi, o contraste da densidade relativa do cálcio para a densidade da água seja maior com tubo de Mo em todas quilovoltagens e concentrações de nitrato de cálcio.

O câncer de mama consiste de uma densidade de tecido mole na matriz da densidade de um tecido gorduroso com ou sem densidade de cálcio sobreposta.

Então, nas kV maiores o tubo Mo fornece melhores contrastes para ambos tecidos: densidade gordurosa e densidade relativa de cálcio para densidade da água.

3.2.2 – Tubos de Ânodo de Raios-X Mamográficos – Molibdênio x Tungstênio.

Segundo Kimme-Smith et.al [KIMME-SMITH_89] a Xeromamografia é tradicionalmente realizada com equipamentos que possuem ânodo de tungstênio (W), enquanto as imagens tela-filme são usualmente realizadas com equipamentos que possuem ânodo de molibdênio (Mo).

Quando um feixe de raios-X de W foi filtrado com 0,03 mm Mo a 19,6 keV em que se encontra a aresta de absorção do molibdênio, o espectro de W foi similar aquele do ânodo de Mo e filtro de Mo (Mo-Mo).

Vários fabricantes empregam filtro de Mo para ânodo de W enquanto outros fabricantes ofereceram ânodo de W para vários materiais de filtros diferentes em diferentes faixas de quilovoltagens. Já outros fabricantes ofereceram a escolha do ânodo de W ou de Mo com filtração de Al ou Mo.

Os tubos de ânodo de W são mais eficientes produtores de fótons do que os tubos de ânodo de Mo. Os tubos de ânodo de W aumentam a saída dos raios-X pois possuem um espectro de raios-X filtrado centralizado acima de 20 keV. Estes tubos também reduzem mais a dose do que o tubo de ânodo de Mo que tem o espectro filtrado perto dos 18 keV para mamas com a espessura comprimida maior do que 5 cm.

Os espectros de radiação do ânodo de W podem ser modificado por molibdênio (Mo), Ródio (Rh) e filtros de Paládio (Pd) para produzirem resultados de imagens melhores para cada variação na espessura da mama e da quilovoltagem.

Quando imagens com filtros de espessuras e materiais variáveis foram comparadas com ânodo de Mo e filtro de Mo em algumas faixas de energias, as qualidades das imagens foram equivalentes.

Num estudo recente compararam as imagens produzidas por duas unidades mamográficas do mesmo modelo e mesmo fabricantes, uma unidade tinha ânodo de Mo e 0,03 mm de filtro de Mo, a outra unidade tinha ânodo de W e um filtro de 0,06 mm Mo ou 0,05 mm Rh. A comparação das imagens sob uma faixa de espessura do objeto teste com todas imagens sendo produzidas com densidade ótica idêntica mostraram que embora as resoluções das imagens foram preservadas com ambos conjuntos de ânodo e combinações de filtros, o contraste foi diminuído em imagens de ânodo de W. Entretanto, testes com outro objeto de simulação mostraram que esta diminuição no contraste não afeta a visualização da patologia simulada.

A metodologia utilizada foi uma unidade mamográfica Xerox 115 (Pasadena, Ca) foram usados dois tubos, um de ânodo de W e o outro com ânodo de Mo e um filtro de Mo a 0,025 mm foi usado para ambos os tubos.

Como no resultado foram observadas diferenças nas imagens, foi iniciada uma série de experimentos para quantificar estas diferenças na faixa da OD (densidade ótica) e na variação da kVp no contraste da imagem. O primeiro experimento foi verificar a diferença de contraste das imagens produzidas por duas unidades mamográficas com ânodo de Mo (General Electric CGR 500T, Columbia, MD, e Philips Mammo Diagnost U/M Shelton CT) comparadas com as imagens de ânodo de W produzidas pela unidade Xerox 115. A filtração inerente da unidade Xerox 115 de ânodo de W era de 0,1 mm Al. Foram realizados vários experimentos relacionados ao contraste e a quilovoltagem e alguns resultados são mostrados a seguir:

Tabela 3.2.2.1 - Visibilidade nas mudanças do material do ânodo e na densidade ótica em 26 kVp. [Kimme-Smith_89].

OD (faixa)	CGR (ânodo Mo)	Philips (ânodo Mo)	Xerox (ânodo W)	Diferença (Mo-W)
0.31-0.40		11	9	2
0.36-0.43	13		9	4
0.41-0.51	12	12		
0.50-0.60	14		12	2
0.55-0.65		14	13	1
0.70-0.81	15		14	1
0.75-0.90		16	13	3
0.93-1.12		16	14	2
0.95-1.2	15		12	3
1.3-1.5	16	17	16	1
1.6-2.0	17		17	0
1.9-2.1	17	17	17	0
Diferenças totais para 11 ânodo de W nas faixas de OD				= 19

A tabela 3.2.2.1 mostra os resultados do experimento 1 no qual foi designado para verificar o pobre contraste das imagens de ânodo de W.

O baixo contraste nas imagens de objetos testes verificou a equivalência de contraste de imagens obtidas em 23 kVp para um ânodo de W

em 27 kVp para um ânodo de Mo. Uma comparação de duas kVp para diferentes materiais de ânodo foi testada clinicamente em 10 pacientes.

[Kimme-Smith_89] deduziu que a mamografia tela-filme em 23 kVp com um ânodo de W (filtração Inerente: 0,1 mm Al e filtro de 0,025 mm Mo) pode chegar ao contraste idêntico ao que chegaria em 27 kVp com ânodo de Mo (filtração inerente de 1,0 mm Be e filtro de 0,025 mm Mo). Entretanto nos mamogramas com ânodo de W obtidos a 23 kVp requer mais radiação do que mamogramas com ânodos de Mo obtidos a 27 kVp.

3.2.3 – O efeito do espectro de raios-X para tubo de ânodo de Mo e W.

Haus et. al. [HAUS_76], para o ânodo de Mo usaram a unidade Senographe Mammography para calcular a energia do espectro de raios-X transmitido através de várias espessuras de materiais equivalentes à mama (gordura e água).

A determinação do melhor tubo para uma melhor qualidade na imagem e exposição do paciente é complicada porque envolve fatores como: a energia do espectro dos raios-X emitido, as propriedades de atenuação de estruturas da mama, o espalhamento e a resposta de energia do sistema de gravação.

Para realizar tal estudo usou-se a energia de 40 kVp por ser a mais baixa que poderia ser usada nos dois tubos, isto pode ser visto na figura 3.2.3.1

Figura 3.2.3.1 - Espectro de raios-X transmitido por 0, 1,5, 5 e 8 cm de espessuras de gordura quando os tubos de ânodo de tungstênio e molibdênio são usados (40kVp). [HAUS_76].

O gráfico mostra duas linhas características para Mo em 17,9 e 19,5 keV, são linhas de radiação características K-alfa e K-beta no tubo de Mo.

Pode notar também que após 20 keV o espectro se torna quase contínuo por causa da filtração inerente e por causa do modelo ter 0,03mm filtro-Mo. Já o espectro de W é contínuo porque existe uma concentração relativa de energia de raios-X nas linhas 17,9 e 19,5 keV no espectro de ânodo de Mo.

As atenuações maiores de baixas energias de raios-X causam maiores contrastes.

A figura 3.2.3.1 mostra o espectro transmitido de raios-X primário para várias espessuras de gordura para o espectro incidente do lado superior esquerdo.

Comparando estes três gráficos é óbvio que o aumento da espessura de gordura causa uma diminuição na intensidade da linha característica de Mo

comparando com a porção contínua deste espectro e do espectro contínuo de tungstênio transmitido.

As linhas características do espectro de ânodo de Mo, entretanto, continuam a carregar uma significativa porção da intensidade de raios-X total mesmo depois da transmissão em 8 cm de gordura. Embora uma mama comprimida seja menor do que 8 cm, estes espectros transmitidos sugerem que o contraste de objetos pequenos, como as microcalcificações, em radiografias de mama humana com gordura deveria ser maior com o tubo de ânodo de Mo, mas a diferença de contraste entre imagem feita com os dois tubos deve diminuir para mamas espessas.

Nas radiografias, feitas para validar os testes, notou-se que o contraste diminui com o aumento da espessura. A diminuição é maior para o tubo de ânodo de Mo, mas, para todas as espessuras, o contraste da imagem é maior com o tubo de ânodo de Mo e as microcalcificações são vistas mais facilmente nestas radiografias.

Este maior contraste na imagem com o tubo de ânodo de Mo é obtido com um aumento da exposição de raios-X.

Os autores concluem que: O efeito do tecido no espectro de raios-X transmitidos e no contraste radiográfico depende da quantidade de tecido presente: glandular, fibroso e adiposo.

Quando a mama é muito espessa ou possui um grande percentual de tecido fibroso e glandular, o contraste obtido com o tubo de ânodo de Mo será similar aquele obtido com o tubo de ânodo de W e a exposição do paciente será maior.

3.2.4 – Influência do Ânodo e Material do Filtro na Qualidade da Imagem.

Segundo Desponds em [DESPONDS_91], a mamografia é a técnica mais eficiente para uma detecção precoce do câncer de mama, mas não existe uma única técnica na mamografia, existem várias, uma delas vem a ser a que escolhe o ânodo e o material do Filtro.

Usualmente, a combinação de um ânodo molibdênio (Mo) com um filtro de molibdênio (Mo) é considerada a melhor opção técnica. Entretanto, vários autores têm sugerido que o uso de um ânodo de tungstênio (W) e filtro Z médio (Rh, Pd) podem ser úteis na mamografia entre eles (Jennings et.al [JENNINGS_81], Beaman et. al [BEAMAN_83], Säbel et. al [SABEL_86], Stanton et. al [STANTON_86]).

Para investigar a utilidade desta técnica de escolha do ânodo e material do filtro, Desponds mediu a atuação de dois sistemas mamográficos usando o método Qualidade Imagem Indexada (I.Q.I), para avaliar a qualidade da imagem e o método da Dose Glandular Média (MGD) para avaliar o risco radiológico. Foi encontrado que uma melhor qualidade na imagem é obtida com a combinação molibdênio-molibdênio (Mo-Mo), mas quando uma dose baixa é requerida, a combinação tungstênio-ródio (W-Rh) permite uma dose menor do que a combinação molibdênio-molibdênio (Mo-Mo) para uma qualidade de imagem igual. Para explicar os resultados experimentais, Desponds considerou um modelo teórico.

Ele simulou o comportamento do sistema mamográfico inteiro e incluiu parâmetros diferentes como o tamanho do ponto focal, a magnificação, o material do ânodo e do filtro, a quilovoltagem, a espessura do objeto, a grade anti-espalhamento e a combinação tela/ filme. Todos estes parâmetros foram checados por comparação. O propósito primário do modelo é fornecer uma explanação física dos resultados experimentais, mas ele pode também se

estender ao parâmetro usado. Um exemplo seria a influência da espessura do objeto de simulação da mama que não poderia ser minuciosamente estudada durante a fase experimental, mas a simulação trouxe informações com as quais foi possível determinar uma condição de trabalho melhor para diferentes espessuras de mamas.

Os materiais e métodos utilizados foram :

1) Avaliação do Desempenho onde foi avaliado o I.Q.I e M.G.D. Este método I.Q.I é definido como o diâmetro do menor objeto visível com uma alta probabilidade de uma decisão correta. O I.Q.I é baseado na relação sinal/ruído dado pela teoria da decisão estatística como mostra a equação 3.2.4.1

$$SNR = \sqrt{2\pi} C \int df f s^2(f) MTF^2(f) / \left(\int df f s^2(f) MTF^2(f) W(f) \right) \quad (3.2.4.1)$$

Onde:

$S(f)$ é o espectro de Fourier do objeto (simulando uma esfera de microcalcificação),

$MTF(f)$ é a função de transferência modulação do sistema de imagem,

$W(f)$ é o espectro de Wiener do ruído da imagem,

C é o fator contraste radiográfico que depende do contraste do objeto e do filme.

Um valor de threshold SNR de 5,4 é usado no cálculo do diâmetro da equação 3.2.4.1. O IQI é o diâmetro dividido pela magnificação do objeto.

O método M.G.D é usado como o indicador de risco na mamografia, ele é calculado considerando a dose média depositada no tecido glandular.

O MGD é calculado da dose absorvida no objeto de simulação exceto para duas camadas de superfície de 5 mm.

Estas camadas representam um tecido adiposo na superfície da mama. O MGD é dado pela equação 3.2.4.2.

$$MGD = \frac{1}{(L - 2A)} \int_A^{L-A} dx D(x) \quad (3.2.4.2)$$

Onde:

A é espessura da camada de superfície;

L é a espessura do objeto de simulação.

A dose na profundidade X é dado pela equação 3.2.4.3.

$$D(x) = \int dE \phi(E) (\mu_{en}(E) / \rho \exp[-\mu(E)x] [1 + (S/\rho)(E, X)]) \quad (3.2.4.3)$$

Onde:

μ_{en}/ρ é o coeficiente da absorção da energia da massa;

$S/\rho(E, X)$ é a relação de espalhamento-primário na profundidade X no objeto de simulação.

O valor de $S/\rho(E, X)$ é usado no cálculo para água desde que os dados não fossem avaliados para o material do objeto de simulação. A

MGD é finalmente corrigida pela lei de não-reciprocidade do filme. Esta correção depende do tempo de exposição relativa no qual é determinada a tensão, carga relativa (mAs). A potência máxima de um ânodo de ródio é estimado como $P_{\text{máx}} = 1.0 \text{ KW}$.

2) Equipamento mamográfico e condições de operação. As características dos equipamentos usados nas medidas são apresentadas na tabela 3.2.4.1

Tabela 3.2.4.1 - Característica técnica da unidade mamográfica. Unidade 1: Siemens Mammomat2 , 2: Philips Mammo-Diagnost UM [DESPONDS_91].

<i>Característica técnica da unidade mamográfica. Unidade 1: Siemens Mammomat2 , 2: Philips Mammo-Diagnost UM.</i>		
Equipamento	Unidade 1	Unidade 2
Ânodo/Filtração Inerente Opções p/ filtração adicional	W-1 mm Be 0.06 mm Mo 0.05 mm Rh 0.50 mm Al 0.05 mm Ag	Mo-2 mm Be 0.025 mm Mo 0.5 mm Al
Conjunto de Voltagens (kVp)	25, 26, 28, 30 e 32	28, 30, 32 e 34
Voltagem medida (KV)	24.5, 25.5, 27.4, 29.2, 31.1	27.8, 29.9, 31.8, 34.3
Grade	4:1, 27lp cm ⁻¹	5:1, 32lp cm ⁻¹
Gerador	Frequência alta	3 ϕ , 6 pulsos
FFD (ponto focal- distância filme)	60 cm	60 cm
Tamanho ponto focal	0.36 x 0.69 mm	0.52 x 0.29 mm
P_{max}	6.6 KW	2.0 KW

Dois sistemas foram usados: uma unidade ânodo de Mo e uma unidade ânodo de W, eles diferem principalmente pelos materiais de ânodo e de filtro, bem como o gerador de tensão de cada um. O filme e tela são Kodak OrthoMA e Kodak Min-R. Todos os filmes foram expostos para uma densidade ótica de $1 \pm 0,2$.

3) A Simulação do processo mamográfico.

3.1) Descrição geral: visto na figura 3.2.4.1.

Figura 3.2.4.1 -Modelo do sistema radiológico.[DESPONDS_91].

(i)- O feixe de raios-X é produzido no tubo com um espectro determinado pela tensão e pelas características do ânodo (composição, geometria). Ele se origina de um ponto focal de formato e tamanho conhecidos.

(ii)- O feixe de raios-X, é filtrado por uma placa de composição e espessura conhecidas que remove principalmente a parte de energia baixa do espectro.

(iii)- O feixe de raios-X entra no objeto de simulação onde ele é absorvido e espalhado; a distribuição de intensidade no feixe, carrega as informações radiológicas da estrutura do objeto de simulação; a fração absorvida do feixe é correlatada para a dose absorvida.

(iv)- O feixe de raios-X que emerge do objeto de simulação atravessa a grade que remove parte da radiação espalhada.

(v)- O feixe de raios-X eventualmente alcança o detector de imagem; ele interage com a tela intensificadora e produz luz na qual gera a imagem. latente do objeto de simulação no filme.

3.2) Espectro do raios-X.

O espectro do raios-X é calculado usando um método que calcula o espectro para diferentes tensões, material de ânodo e ângulo do ânodo para um gerador de potencial constante.

A escolha de um material conveniente para o ânodo é limitado pela temperatura de fusão (T_f) e também pela energia da linha de emissão característica. Já existe um material com linha característica não útil para mamografia: Tungstênio ($T_f = 3410^\circ$). Uma escolha alternativa é encontrar materiais com linha de emissão em torno de 20-25 KeV.

Existem dois materiais possíveis: molibdênio ($T_f = 2617^\circ\text{C}$, linha característica $K\alpha$, 17,444 keV; $K\beta$, 19,608 keV) e ródio ($T_f = 1966^\circ\text{C}$, linha

característica $K\alpha$; 20,169 keV; $K\beta$; 22,724 keV). A escolha de prata como material de ânodo ($T_f = 962^\circ\text{C}$, linha característica $K\alpha$; 22,103 keV; $K\beta$, 25,008 keV) não é razoável porque apresenta uma temperatura de fusão baixa.

Os resultados em relação ao desempenho para IQI e MGD com ambas unidades são apresentados em gráficos, para três combinações ânodo-filtro: W-Mo, W-Rh, Mo-Mo para um objeto de simulação de Lucite de 53 mm. Um bom desempenho é obtido quando temos um I.Q.I menor (boa qualidade) e um MGD menor. Os resultados mostram uma relação inversa entre IQI e MGD : uma dose pequena é obtida no gasto de uma qualidade de imagem degradada e vice-versa. As medidas mostram que o sistema Mo-Mo e W-Mo tem o mesmo desempenho embora em voltagens diferentes. Para valores I.Q.I maiores do que 0,19 mm (corresponde a unidade 2 (tabela 3.2.4.1), Mo-filtro, 32 kvp), a dose mais baixa é obtida com o sistema W-Rh. Estes resultados sugeriram que a unidade 1 (W-ânodo) com um Rh-filtro tem um melhor desempenho numa dose mais baixa do que unidade 2 (Mo-ânodo) com um filtro Mo-filtro.

As particularidades de cada conjunto do equipamento (tabela 3.2.4.1) são usados nos cálculos para comparar os resultados com as medidas no equipamento real. O conjunto de equipamentos testados é modelado pelo uso das suas características: material ânodo, material filtro, espessura filtro, filtração inerente, ângulo do ânodo, poder de limitação, tamanho ponto focal e voltagem. Existe um aumento na dose devido a voltagem, mas existe também uma diminuição no IQI.

Os resultados para a técnica W-Rh versus outras técnicas, foram calculados por um filtro Rh (0,05 mm) com um ânodo-W e comparados com as técnicas Mo-0,03 mm Mo e W-0,06 mm Mo. Os resultados são apresentados para uma espessura do objeto de simulação de 53 mm e são calculados entre 20 e 40 KV . A técnica Mo-Mo produz uma melhor qualidade de imagem em algumas voltagens. A combinação

W-Mo tem também a mesma qualidade de imagem entre 24 KV e 28 KV mas é pior em tensões mais altas. A combinação W-Rh é melhor do que a combinação W-Mo para valores acima 31 KV mas ela tem um valor de I.Q.I superior (menor qualidade) do que a combinação Mo-Mo. A melhor qualidade de combinação Mo-Mo é obtida com grandes doses, a combinação W-Rh tem a menor dose das três combinações.

A técnica W-Rh é superior as outras técnicas na curva IQI - MGD exceto se visa obter uma I.Q.I melhor (boa qualidade de imagem) em função da dose.

Para a espessura do objeto de simulação os resultados para um ânodo de Mo filtrado com 0,03 mm Mo; 0,02 mm Rh e 0,5 mm Al mostra que o Rh e filtro-Al tem um melhor desempenho do que filtro-Mo mas numa voltagem mais baixa. Um exemplo: o IQI em 26 kVp para o filtro-Al é comparável para o IQI em 30 KV para um filtro-Mo; a dose para o filtro-Al é entretanto menor. O filtro-Al permite uma dose menor do que o filtro-Rh para valores IQI maiores do que 0,18 mm.

Para efeitos de diferentes materiais de ânodo (Mo, Rh, W) os resultados para um ânodo de Rh com um filtro de 0,025 mm Rh mostram que seu uso não trouxe novas possibilidades para mamografia. Ele tem um desempenho ligeiramente mais baixo do que a combinação W-Rh. Entretanto, tem um melhor desempenho do que a combinação Mo-Rh abaixo 0,17 cGy. Ele é comparável para a combinação Mo-Rh acima naquela dose. A combinação Rh-Rh tem um melhor desempenho do que a combinação Mo-Mo, mas esta combinação Rh-Rh também tem um desempenho mais baixo do que uma combinação W-Rh.

Para raios-X monoenergético a procura de um espectro de raios-X ideal para a mamografia é freqüentemente feita pela redução de um espectro contínuo real para radiação monoenergética. Este é o caso para a técnica Mo-Mo: o efeito das linhas características é reforçado pela absorção de fótons com energias superiores do que a energia das linhas de emissão.

Para efeito de filtros com materiais diferentes, os filtros são 0,006 mm molibdênio (limites K-energia, 20 KeV), 0,05 mm ródio (23,22 KeV) e 0,05 mm prata (25.51 KeV). Uma espessura de objeto de simulação de 53 mm foi usada neste cálculo. Estes resultados mostraram que o filtro Rh fornece um desempenho global melhor do que o filtro de Mo e um desempenho comparável ao filtro Ag.

Os resultados apresentados mostraram que a combinação W-Rh tem um melhor desempenho do que a combinação Mo-Mo para cada espessura de mama. Este resultado contradiz o resultado de Jennings et. al [JENNINGS_81], que diz que com uma espessura do objeto de simulação de 25 mm Lucite, a combinação W-Rh tem um menor desempenho do que a combinação Mo-Mo, mas para espessuras maiores não existe desacordo. Para investigar o desacordo para espessuras menores [DESPONDS_91] refez os cálculos dos fatores de radiação espalhada com os critérios de desempenho usados por Jennings

Os autores concluíram que os resultados para detecção de microcalcificação estão associadas com os três tipos de ânodo filtrados por materiais diferentes bem como para resultados de raios-X monoenergéticos. Para ânodo de Rh, os resultados não são promissores porque o mesmo desempenho é pesquisado por ânodo de W. Para um ânodo de Mo, um filtro de Al e um filtro de Rh mostram um melhor desempenho em dose baixa do que um filtro de Mo, embora em voltagens menores. Para um ânodo de W, Rh e um filtro de Ag mostra um melhor desempenho do que um filtro de Mo, também em voltagens mais baixas. Entre o Mo e ânodo-W, o desempenho da técnica W-Rh ou W-Ag irá permitir uma significativa redução na dose.

3.2.5 - Desenvolvimento de uma fonte de raios-X para estudos de Radiação Monoenergética em Imagem Radiográfica.

Segundo Kunio Dói em [DOI_82] foi desenvolvida uma fonte de raios X fluorescentes que pudesse fornecer uma radiação monoenergética com faixa de energia que variasse de 10 a 97 KeV, mas, que também permitisse emitir feixes de raios-X polienergéticos com a mesma geometria.

O sistema foi baseado no fato que raios-X gerados por um tubo convencional com alvos e filtros de vários elementos, pudesse ser aproximado para feixes monoenergéticos.

Figura 3.2.5.1 - Esquema de um gerador de raios-X [DOI_82].

No gerador de raios X mostrado na figura 3.2.5.1 é colocado um alvo fluorescente em um ângulo de 45° ao feixe primário do tubo de raios-X

diagnóstico (tubo n.º 1). A abertura da entrada determina a fração do alvo fluorescente irradiado e desse modo a área e o tamanho da fonte de raios-X fluorescente. O detector ou sistema de gravação é exposto aos raios-X fluorescentes, os quais passam primeiro através de um filtro e através de uma pequena abertura de saída.

O material de filtro, tem uma faixa de absorção K entre energias $K\alpha$ e $K\beta$ dos raios-X vindos do alvo, remove a maior parte do $K\beta$ e também a radiação espalhada do feixe fluorescente; conseqüentemente, a saída é de raios X $K\alpha$ quase monoenergéticos. A abertura de saída define o tamanho e forma do padrão de radiação formado pelos raios-X fluorescentes emergentes.

Para desenvolver esta fonte e verificar seu experimento [DOI_82] usou vinte e quatro combinações de alvo / filtro para montar um carrossel - uma roda rotatória que permite que qualquer uma das montagens alvo / filtro seja colocada em uma posição específica para a irradiação dos raios-X do tubo n.º 1. Portanto, os raios-X monoenergéticos de diferentes energias podem ser selecionados rápido e facilmente.

Uma grade colocada atrás do alvo serve para reduzir a radiação espalhada que pode alcançar a abertura de saída quando os raios-X primários penetram o alvo e batem na parede posterior do aparelho. Uma proteção de chumbo adicional para o tubo n.º 1 foi necessária para evitar que a radiação alcançasse o sistema de gravação. Se espectros polienergéticos são para ser estudados, o carrossel pode ser rodado para uma posição onde o alvo / filtro com suas combinações é removido do eixo do feixe central.

O espectro do tubo n.º 2 podem ser transmitidos através da abertura de saída. Conseqüentemente, ambos os feixes de raios-X poli e monoenergéticos estão disponíveis com este aparelho no mesmo eixo de feixe central por meio da colocação apropriada do carrossel. O gerador de raios-X usados para os dois tubos de raios-X é uma unidade de diagnóstico de 12

pulsos e 3 fases convencionais. A tabela 3.2.5.1 mostra a lista das combinações alvo / filtro usadas.

Tabela 3..2.5.1 - Combinação Alvo / Filtro usado para gerador monoenergético [DOI_82].

Combinação Alvo / Filtro usado para gerador monoenergético [DOI_82]				
<i>Material Alvo</i>	<i>Energia média $K\alpha$ (KeV)</i>	<i>Energia média $K\beta$ (KeV)</i>	<i>Material Filtro</i>	<i>Energia Filtro limite K (KeV)</i>
Germânio	9.9	11.0	-	-
Estrôncio	14.1	15.8	-	-
Zircônio	15.7	17.7	Itérbio	17.0
Molibdênio	17.4	19.7	Nióbio	19.0
Rutênio	19.2	21.7	Molibdênio	20.0
Prata	22.0	25.1	Paládio	24.4
Índio	24.1	27.4	Cádmio	26.7
Telúrio	27.3	31.2	Titânio	29.2
Césio	30.8	36.6	Iodo	33.2
Césio	34.5	39.4	Lantânio	38.9
Neodímio	37.1	42.5	Césio	40.4
Samário	39.8	45.7	Neodímio	43.6
Gadolínio	42.6	49.0	Samário	46.8
Disprósio	45.6	52.5	Gadolínio	50.2
Erbio	48.6	56.0	Disprósio	53.8
Itérbio	51.8	59.8	Disprósio	53.8
Háfnio	55.1	63.6	Itérbio	61.3
Tungstênio	58.6	67.9	Háfnio	65.3
Ósmio	62.2	72.0	Tungstênio	69.5
Platina	66.0	76.2	Tungstênio	69.5
Ouro	67.9	78.5	Tungstênio	69.5
Tálio	71.8	83.1	Ouro	80.7
Bismuto	75.5	88.0	Ouro	80.7
Urânio	96.5	112.2	Tálio	109.7

Os elementos do alvo foram selecionados por sua média de energia $K\alpha$ e os elementos de filtro foram selecionados por sua energia de nível de absorção K. A energia de alvo varia de 9,9 KeV para germânio a 96,5 KeV para urânio. A maioria dos alvos e filtros são elementos metálicos com pureza maior de 99 %.

[DOI_82] descobriu que múltiplas camadas de laca, acrílicos ou epóxi podem evitar a oxidação pelo menos por 6 meses. O uso do recipiente

plástico para materiais em pó introduziu pequenas quantias de radiação espalhada e reduziu um pouco a pureza do feixe de saída.

Cada combinação alvo / filtro foi montada em uma fina moldura triangular plástica. O feixe de raios X do tubo nº1 irradia o alvo diretamente através de um buraco na moldura plástica. Este buraco é necessário porque qualquer material no feixe primário pode causar uma considerável radiação espalhada portanto uma significativa contaminação do feixe monoenergético. Os filtros e alvos estão separados de aproximadamente 8 cm um do outro. Os alvos são de 25 x 25 mm espessos o suficiente para absorver a maior parte do feixe primário e os filtros são suficientemente espessos para reduzir a fração $K\beta$ para menos de 3%.

Os espectros de feixes de raios-X fluorescente de um alvo Itérbio (Yb) com e sem um filtro Disprósio (Dy) são mostrados na figura 3.2.5.2.

Figura 3.2.5.2 – Espectro de um feixe de raios-X fluorescente de um alvo Yb com um filtro Dy (a) e sem filtro (b), [DOI_82].

Os resultados conseguidos por [DOI_ 82] demonstraram que o uso de filtro (Dy) reduz o n.º de raios-X $K\beta$ do alvo (Yb) e melhora a pureza do feixe. O espectro mostrado contém 94% de raios-X $K\alpha$ e 3% de raios-X $K\beta$ assim tornando-o monoenergético.

A (figura 3.2.5.3a) com imagens da câmara de orifício e alvo de gadolínio com três diferentes aberturas de entrada tendo 23, 16 e 11 mm de diâmetro, mostra que é possível mudar o tamanho da fonte.

Figura 3.2.5.3 - (a) Imagens de câmara de orifício de um alvo de gadolínio irradiado com três diferentes aberturas de entrada (da esquerda para direita: 23, 16 e 11 mm no diâmetro), 100 kVp, 160 mA, 1sec, e distância da fonte para imagem de 30 cm com 5 mm de abertura de saída.

(b) Modelos de radiação em 30 cm do alvo de gadolínio para três diferentes aberturas de saída, 100 kVp, 64 mA e 1 s, com 11 mm de abertura de entrada. [DOI_82].

A abertura de 23 mm de diâmetro é usada quando uma saída maior é requerida. Com uma abertura menor de que 11 mm as imprecisões geométricas deveriam ser reduzidas quando as imagens de objetos de teste são feitas. Com a abertura de 23 mm à esquerda, o formato da fonte é retangular porque a maior parte da área do alvo é irradiada. Com uma abertura de entrada menor a fonte é circular correspondendo à forma projetada da abertura de entrada.

Os modelos de radiação a 30 cm do alvo são mostrados na (figura 3.2.5.3 b) para três diferentes aberturas de saída. A abertura menor de saída fornece a mínima contaminação do feixe e pode ser usada quando uma geometria de feixe pequeno é desejada como nas medidas de atenuação.

A tabela 3.2.5.2 mostra a exposição de saída para combinações de alvo / filtro selecionados.

Tabela 3.2.5.2 - Exposição de saída a 50 cm do alvo para combinação de alvo / filtro fluorescente selecionado [DOI_82].

Exposição de saída a 50 cm do alvo para combinação de alvo / filtro fluorescente selecionado.				
Material Alvo	Material Filtro	Espessura Filtro (mg/ cm²)	Quilovoltage Tubo (kVp)	Exposição / Tubo Corrente (mR/100mA)
Estrôncio- Sr	-	-	35	13.0
Molibdênio-Mo	Nióbio-Nb	45	50	14.0
Prata- Ag	Paládio - Pd	60	65	16.5
Telúrio - Te	Titânio - Ti	175	80	8.0
Césio - Cs	Lantânio - La	230	100	12.0
Samário- Sm	Neodímio - Nd	270	110	8.0
Disprósio -Dy	Gadolínio - Gd	200	125	10.0
Íterbio - Yb	Érbio - Er	230	135	7.5
Tungstênio - W	Háfnio - Hf	325	145	5.0
Platina - Pt	Tungstênio - W	240	145	5.0

Usando esses resultados, [DOI_ 82] estimou que a saída de raios-X fluorescentes com o novo aparelho é de aproximadamente 1 % daquele dos tubos de raios-X de diagnósticos convencionais operados em

baixa tensão. Esta saída é obviamente baixa demais para radiografia de objetos especialmente grossos, mas é suficientemente alta para medidas diretas de velocidade e outras propriedades de sistemas filme / tela.

3.2.6 – Desenvolvimento de uma fonte de raios-X monoenergético no intervalo de 8 à 87 keV.

E.J Hoffmam e M.E. Phelps em [HOFFMAM_74], também usaram um gerador de raios-X e uma série de alvos secundários como Cu, Ge, Mo, Ag, Cd, Te, Sm, Gd, W e Pb para estudar a produção de raios-X monoenergéticos no intervalo de 8 à 87 KeV.

Os espectros dos alvos secundários foram gravados com uma alta resolução em detector de raios-X GE e compostos de 85 a 90% de raios-X $K \alpha$ e $K \beta$.

Os fluxos de saída do gerador de raios-X e dos alvos secundários são dados em função da kVp. Estes fatores mostram a otimização da saída do feixe de alvos secundários em termos do fluxo total e de pureza do espectro.

O propósito desta experiência foi estudar a quantidade de conversão eficiente dos fluxos de saída de um gerador de raios-X para fluxo monoenergético de um alvo secundário e estudar também a pureza de espectros fluorescentes.

Todas as quantidades de conversão foram medidas para todos elementos dos alvos secundários em função do potencial do gerador de raios-X.

O princípio utilizado neste método foi a conversão da contínua distribuição “bremsstrahlung” da saída do tubo de raios-X para um feixe monoenergético de raios-X através da fluorescência de um alvo secundário.

O efeito Compton e Espalhamento Coerente produzem um espalhamento não desejado e reduzem a pureza espectral do feixe fluorescente. O sistema experimental usado no trabalho de [HOFFMAN_74] é ilustrado na figura 3.2.6.1 O gerador de raios-X foi um de 3 fases, com unidade de 12 pulsos no qual se aplica essencialmente um potencial de aceleração constante para um ânodo de tungstênio e uma corrente de 0 à 8,5 mA.

Figura 3.2.6.1 - Diagrama do sistema usado para estudar a produção de raios-X monoenergético com alvos secundário e um gerador de raios-X. [HOFFMAN_74].

O gerador de raios-X usado neste trabalho tem uma faixa potencial de 63 à 145 KV. Não existe filtração adicional na saída do tubo de raios X. A filtração no feixe de raios X primário foi somente a filtração inerente de 1.0 mm de alumínio equivalente. O detector de raios-X colimado foi colocado a 90 ° do feixe primário e também a 45° da superfície do alvo secundário. Os resultados encontrados para a medida do fluxo de fótons dos geradores de raios-X foram obtidos com uma câmera de ionização calibrada e um detector calibrado NaI(Tl). Esta câmera foi colocada na posição do alvo secundário

para medir a intensidade de raios-X incidentes. O diâmetro do feixe foi maior do que o diâmetro do medidor de ionização para garantir irradiação uniforme. A corrente foi de 1 mA e a dose em Roentgens foi medida em 63 kVp e em 5 KVp no passo de 70 à 145 kVp.

Os resultados de rendimentos de raios-X K dos alvos secundários, e a pureza para cada alvo foi $\geq 99\%$. Algumas das propriedades físicas de alvos secundários são listados na tabela 3.2.6.1.

Tabela 3.2.6.1 - Propriedades de alvos secundários [HOFFMAN_74].

Propriedades de alvos secundários.							
Alvo	Z	Limite K (KeV)	$K_{\alpha 2}$ (KeV)	$K_{\alpha 1}$ (KeV)	$K_{\beta 1}$ (KeV)	$K_{\beta 2}$ (KeV)	Rendimento limite K fluorescente
Cu	29	8.98	8.03	8.05	8.9		0.39
Ge	32	11.10	9.86	9.89	11.0	11.1	0.49
Mo	42	20.0	17.37	17.48	19.6	20.0	0.73
Ag	47	25.51	21.99	22.16	24.9	25.5	0.80
Cd	48	26.71	22.98	23.17	26.1	26.6	0.82
Te	52	31.81	27.20	27.47	31.0	31.7	0.86
Ce	58	40.44	34.28	34.72	39.2	40.2	0.89
Sm	62	46.83	39.52	40.12	45.4	46.6	0.91
Gd	64	50.24	42.31	43.00	48.7	50.0	0.92
W	74	69.53	57.98	59.32	67.2	69.1	0.94
Pb	82	88.01	72.80	74.97	84.8	87.3	0.96

Pode ser visto na tabela 3.2.6.1 que somente os alvos secundários de Mo, Ag, Cd, Te, Ce e Gd tem rendimento máximo (~ 30-40 %) na faixa de potencial de 63 - 145 kVp. O potencial do tubo mais baixo obtido de 63 kVp é também alto para o rendimento máximo de Cu e Ge, já que os limites K destes materiais são de 8,98 e 11,10 KeV, respectivamente.

Em outro caso, o conjunto de potencial mais alto de 145 kVp foi também baixo para o rendimento máximo, no caso tungstênio e chumbo, os quais tem o limite K na energia de 69,5 e 88,0 na keV, respectivamente.

A pureza do espectro neste experimento foi relativamente fácil de ser obtida na faixa ótima de 85-90% do potencial do tubo para todos os alvos.

Os espectros de raios-X de feixes primários foram gravados com um detector GE nos potenciais dos geradores de raios-X de 63, 90 e 120 kVp e são mostrados na figura 3.2.6.2.

Figura 3.2.6.2 - Distribuição do espectro de feixes primários num conjunto de potenciais de 63 , 90 e 120 kVp com detector de raios-X GE. Os picos indicados são : [HOFFMAN_74].

Tungstênio : 1, $K_{\alpha 2}$; 2, $K_{\alpha 1}$; 3, $K_{\beta 1}$; 4, $K_{\beta 2}$

Chumbo : 5, $K_{\alpha 2}$; 6, $K_{\alpha 1}$; 7, $K_{\beta 1}$; 8, $K_{\beta 2}$

A distribuição contínua de energia de raios-X apresentada para ser comparada com a distribuição altamente monoenergética da radiação fluorescente de alvo secundário. O primeiro feixe consiste do Bremsstrahlung e característica do alvo de raios-X (W) e raios-X Pb de colimadores de

chumbo. As distribuições do espectro de todos os alvos secundários são mostradas nas figuras 3.2.6.3 e 3.2.6.4.

Figura 3.2.6.3 - Distribuição do espectro de raios-X fluorescentes de alvos secundários de Cu, Ge, Mo, Ag e Cd , detectados com raios-X GE. Em cada caso kVp = 63. [HOFFMAN_74].

Figura 3.2.6.4 - Distribuição do espectro de raios-X fluorescentes de alvos secundários de Te, Ce, Sm, Gd, W e Pb, detectores de raios-X GE. O valor da kVp são listados na figura. [HOFFMAN_74].

Os picos mais altos são os raios-X $K\alpha$ e $K\beta$ de alvos secundários. Os picos menores em 10 KeV são artefatos dos detectores.

Na faixa de alvos com número atômico Z de 29 a 82, o espalhamento na energia de raios-X K é somente de $\sim 0,8$ a 15 KeV.

Entretanto, dentro desta energia espalhada existem linhas discretas como mostradas nas figuras 3.4.6.3 e 3.4.6.4. Estas energias são listadas na tabela 3.4.6.1

Na figura 3.2.6.4, os raios-X L de chumbo e tungstênio são vistos para ser proeminentes no espectro.

Estas linhas poderiam ser removidas do espectro pela seleção de filtros apropriados.

A ótima kVp em termos de pureza do espectro para Cu e Ge deve ser em torno de 20 a 30 kVp, desde que os limites na camada K sejam de 8,98 e 11,10 KeV respectivamente.

Também no caso de tungstênio e de chumbo a kVp ótima foi estimada em torno de 160 e 200 kVp desde que os limites na camada K sejam 69,5 e 88,0 KeV, respectivamente.

A pureza do espectro poderia ser aumentada pelo uso de um filtro no feixe secundário do mesmo material do alvo secundário.

Os autores mediram o rendimento da conversão e a pureza do espectro para a fluorescência de alvos secundários de Cu, Ge, Mo, Ag, Cd, Te, Ce, Sm, Gd, W e Pb com um gerador de raios-X sob um potencial do tubo na faixa de 63-145 kVp. Os resultados indicaram que os rendimentos de conversão são na ordem de 20 - 40 % e a pureza do espectro é 85-90% para raios-X $K\alpha$ e $K\beta$ de materiais de alvos secundários no melhor valor da kVp. Os resultados também indicaram que o melhor valor da kVp para Cu e Ge é abaixo 63 kVp e para W e Pb é acima do limite superior de 145 kVp usado neste trabalho.

A intensidade dos feixes de raios-X secundários poderia ser aumentada em torno de 10^6 sobre aquela relatada neste trabalho colocando os

alvos secundários nas proximidades do ânodo do tubo de raios-X. A intensidade máxima poderia ser alcançada pelo uso de um tubo de raios-X cortado para a inclusão de alvos secundários. Existe também a possibilidade de um aumento da ordem de 1 ou 2 da magnitude da intensidade avaliada se a corrente de 1 mA usado neste trabalho fosse aumentada.

3.3 – Simulação de espectros de raios-X

3.3.1 – Simulação de espectros gerados por alvos de W com filtração inerente

Birch and Marshall [Birch, Marshall_79] simularam espectros de raios-X emitidos por um alvo de tungstênio e os compararam com espectros reais. Muitos pesquisadores calcularam a intensidade dos raios-X contínuos para uma dada energia, entretanto, poucos calcularam espectros de potencial constante com filtração inerente e os compararam com a teoria desenvolvida por (Kramers_23).

Os espectros usados para esta comparação foram medidos em dois geradores de raios-X.

(1) Gerador Siemens Gigantos com alvo com ângulos de 10° e 17°. As medidas foram feitas em correntes baixas ($\sim 0,3$ mA) e a filtração inerente de 0,62mm de alumínio equivalente.

(2) Gerador Marconi 250 kV tendo um ângulo do alvo de 30°, filtração inerente de 2,55 mm de alumínio equivalente. Esta filtração inerente de fato consiste de 4 mm (vidro); 1,5 mm de óleo e 3 mm de resina-epóxi.

Os gráficos 3.3.1.1 a 3.3.1.4 mostram os espectros comparados:

Figura 3.3.1.1 Comparação do experimento (linha sólida), simulada (linha pontilhada) e a teoria de Kramers em 45 kVp, 0,62 mm Al filtração Inerente, 17° o ângulo do ânodo (gerador Gigantos).

Figura 3.3.1.2 Comparação do experimento (linha sólida), simulada (linha pontilhada) e a teoria de Kramers em 50 kVp, 2 mm Al filtração total, 10° o ângulo do ânodo (gerador Gigantos).

Figura 3.3.1.3. Comparação do experimento (linha sólida) , simulado e a teoria de Kramers em 100 kVp, 2.55 mm Al de filtração total, (a) 10° ângulo do alvo (Gerador Gigantos) e (b) 30° o ângulo do alvo (Gerador Marconi).

Figura 3.3.1.4. Comparação do experimento (linha sólida) , simulado e a teoria de Kramers em 140 kVp, 2.55 mm Al de filtração total, 30° o ângulo do alvo (Gerador Marconi).

Os gráficos de 3.3.1.1 a 3.3.1.3 mostram o gerador Gigantos com filtração inerente de 0,62 mm. O gráfico 3 mostra o espectro em 100 kV com 2,55mm filtração total de Al para um ângulo de 10 e 30. O gráfico 3b-4 mostra o espectro para o gerador Marconi com 2,55 mm de Al equivalente de filtração total em 100 e 140 kV. Nestes gráficos de 3.3.1.1 a 3.3.1.4 as comparações entre os espectros medidos e simulados são muito boas. Embora neste artigo usaram somente espectro gerado com alvo de tungstênio, a teoria também tem sido usada para gerar espectro de alvo de molibdênio.

3.3.2 - Filtros e alvos utilizados atualmente nas máquinas de raios-X mamográficos.

Segundo A C. Underwood et.al [UNDERWOOD_96] desde 1980 o Mo tem sido usado para ambos ânodos e filtros nos equipamentos mamográficos, o ródio atualmente só foi introduzido como material de filtração e muito pouco como material de ânodo.

A inserção de novas combinações Mo-Rh e Rh-Rh foi para aumentar a energia média e a penetração do feixe de raios-X, gerados nos mesmos conjuntos de kVp. Isto é benéfico para imagens de mama espessa ou mamas contendo regiões de tecido denso.

A medida exata da kVp no tubo é essencial na mamografia porque uma pequena alteração na kVp pode ter uma significativa mudança na qualidade da imagem e na dose.

Foram comparadas 4 medidas de kVp num único conjunto mamográfico e comparadas as diferenças dos desempenhos entre elas.

Os resultados para estas medidas numa única máquina mamográfica são resumidas na tabela 3.3.2.1 e 3.3.2.2.

Tabela 3.3.2.1 – Leitura do potencial do tubo com várias combinações alvo-filtros [Underwood_96].

Conjunto de kVp	Combinação alvo/filtro		
	Mo-Mo	Mo-Rh	Rh-Rh
25	25.0-25.5	26.0-26.2	26.6-26.7
26	26.2-26.7	26.5-26.7	27.0-27.1
28	28.3-28.7	27.7-28.0	27.8-28.0
30	30.4-30.8	29.2-29.5	28.8-29.0
32	32.3-32.8	30.9-31.2	30.1-30.4
35	35.3-35.8	33.5-34.0	32.1-32.5
Diferença máxima entre as duas medidas	0.4 a 0.5	0.2 a 0.5	0.1 a 0.4

Tabela 3.3.2.2 – Diferenças no potencial do tubo entre diferentes combinações alvo-filtro [Underwood_96].

Conjunto de kVp	Mo-Rh menos Mo-Mo		Rh-Rh menos Mo-Mo	
	Meio	Faixa	Meio	Faixa
25	+ 0.9	+0.7 a + 1.0	+ 1.4	+ 1.2 a + 1.6
26	+ 0.2	0.0 a + 0.3	+ 0.6	+ 0.3 a + 0.8
28	- 0.7	- 0.5 a - 0.8	- 0.6	- 0.4 a - 0.8
30	- 1.3	- 1.2 a - 1.3	- 1.6	- 1.5 a - 1.8
32	- 1.5	- 1.4 a 1.6	- 2.3	- 2.2 a - 2.4
35	- 1.8	- 1.8	- 3.3	- 3.2 a - 3.4

A tabela 3.3.2.1 mostra a faixa de leitura, da mais baixa para a mais alta, em diferentes valores de potencial do tubo e para as três combinações alvo-filtro. Então a máxima diferença entre as leituras foi 0,5 kVp.

A tabela 3.3.2.2 mostra a faixa e os valores médios das diferenças de leitura entre Mo-Mo e Mo-Rh e entre Mo-Mo e Rh-Rh. Os valores negativos mostram que no potencial do tubo acima 26 kVp o espectro duro obtido com Mo-Rh e Rh-Rh dão leituras menores do que a combinação Mo-Mo.

3.4 – Determinação dos coeficientes de atenuação de tecidos utilizados na pesquisa.

3.4.1 – Determinação dos coeficientes de atenuação de materiais hidrófilos.

M.J.Farquharson et.al [FARQUHARSON_95], apresentaram um trabalho com o objetivo de medir os coeficientes de atenuação linear de materiais hidrófilos equivalentes a tecidos. Para isso eles utilizaram objetos de simulação de materiais que espalham e absorvem a radiação, ou seja, materiais que simulam a interação de radiação eletromagnética com os tecidos do corpo e os órgãos. Este artigo descreve as medidas feitas dos coeficientes de atenuação em dois tipos de materiais hidrófilos para fótons que se encontram nas faixas de energia 17,44 keV, 44,23 keV e 59,5 keV usadas em diagnóstico. Estas medidas foram comparadas com os valores calculados dos coeficientes de atenuação dos tecidos adiposos da mama.

Os autores usaram uma fonte ^{241}Am fabricada por Amersham International com um alvo de térbio para gerar os fótons de raios X em 44,23 keV e um alvo de molibdênio para os fótons em 17,44 keV. Usaram também uma fonte ^{241}Am (7.4GBq) para fornecer energia de 59,5 keV. Na preparação do modelo, as medidas dos coeficientes de atenuação linear dependem das intensidades transmitida e incidente, visto que é importante que o material do modelo seja de espessura suficiente para causar a mudança entre estas intensidades. As medidas foram baseadas na fórmula:

$$\mu = -\frac{1}{x} \ln(I_t / I_0) \quad (3.4.1.1)$$

Onde:

μ é o coeficiente de atenuação linear,
 I_0 é a intensidade dos fótons incidente,
 I_t é a intensidade transmitida dos fótons,
 x é a espessura do material no qual os fótons passam.

No procedimento experimental a intensidade dos fótons detectados foi medida com ou sem o modelo. Os coeficientes de atenuação foram calculados usando a equação (3.4.1.1). Na prática, entretanto, o problema da largura do feixe está relacionado com a radiação espalhada que alcança o detector. O ideal seria colocar um feixe estreito onde todos os fótons passassem pelo material do modelo e alcançassem o detector.

Os resultados de Farquharson et.al foram mostrados em duas tabelas para os dois tipos de modelo ED4C e EDIS. Estes modelos são descritos como polímeros compostos de estruturas químicas chamados de materiais hidrófilos que podem ser encontrados em ambos estados de hidratado (com água) e desidratado (sem água). As tabelas 3.4.1.1 e 3.4.1.2 mostram as medidas dos coeficientes de atenuação linear e dos coeficientes de atenuação da massa para os dois tipos de materiais do modelo.

Tabela 3.4.1.1: Coeficientes de Atenuação da massa e medidas dos coeficientes de atenuação linear para o modelo ED4C(sólido) em ambos estados. [Farquharson_95]

Coeficientes de Atenuação da massa e coeficientes de atenuação linear para o modelo ED4C(sólido) em ambos estados.				
Coeficientes atenuação Linear cm^{-1}				
Energia (keV)	Desidratado	Erro $\pm$	hidratado	Erro $\pm$
17.44	0.839	1.1%	0.981	0.9%
44.23	0.253	1.3%	0.236	1.5%
59.5	0.224	1.0%	0.212	1.1%
Densidade $\rho(\text{g}/\text{cm}^3)$	1.234	0.95%	1.143	0.57%
Coeficientes atenuação Massa cm^2/g				
Energia (keV)	Desidratado	Erro $\pm$	hidratado	Erro $\pm$
17.44	0.680	2.0%	0.858	1.5%
44.23	0.205	2.3%	0.206	2.3%
59.5	0.181	2.2%	0.185	1.9%

Tabela 3.4.1.2 : Coeficientes de Atenuação da massa e medidas dos coeficientes de atenuação linear para o modelo EDIS(sólido) em ambos estados. [Farquharson_95]

Coeficientes de Atenuação da massa e coeficientes de atenuação linear para o modelo EDIS(sólido) em ambos estados.				
Coeficientes atenuação Linear cm^{-1}				
Energia (keV)	Desidratado	Erro $\pm$	hidratado	Erro $\pm$
17.44	0.814	0.98%	0.944	0.88%
44.23	0.267	1.4%	0.269	1.5%
59.5	0.229	1.3%	0.236	1.6%
Densidade $\rho(\text{g/cm}^3)$	1.2	0.91%	1.167	0.65%
Coeficientes atenuação Massa cm^2/g				
Energia (keV)	Desidratado	Erro $\pm$	hidratado	Erro $\pm$
17.44	0.6780	1.9%	0.809	1.5%
44.23	0.222	2.5%	0.230	2.4%
59.5	0.191	2.1%	0.202	2.4%

Os gráficos também podem ser traçados em função das energias e serem comparados com os coeficientes de atenuação linear para dois modelos de tecido da mama e dois modelos de tecido mole. Estes valores de coeficientes para a mama, tecido macio e tecido adiposo foram calculados usando o programa de computador XCOM [Berger_87], em que os elementos das composições do tecido calculados foram tiradas do relatório ICRU 46 e mostrados na tabela 3.4.1.3.

Tabela 3.4.1.3 : Composição dos tipos de tecidos dados em percentagem de massa. [ICRU Report 46].

Composição dos tipos de tecidos, três para adiposo, dois para tecido macio e um para tecido da mama. Os valores são dados em percentagem de massa. ICRU Report 46.									
Tecido	H	C	N	O	Na	P	S	Cl	K
Adiposo 1 (adulto)	11.2	51.5	1.3	35.5	0.1		0.1	0.1	
Adiposo 2 (adulto)	11.4	59.8	0.7	27.8	0.1		0.1	0.1	
Adiposo 3 (adulto)	11.6	68.1	0.2	19.8	0.1		0.1	0.1	
Tecido macio 1	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2
Tecido macio 2	10.6	31.5	2.4	54.7	0.1	0.2	0.2	0.1	0.2
Tecido Mama 1	11.5	38.7		49.8					
Tecido Mama 2	11.6	51.9		36.5					

A tabela 3.4.1.4 mostra os coeficientes de atenuação linear para fótons de energia em 17,44 keV para o modelo ED4C em diferentes níveis de hidratação e a tabela 3.4.1.5 para a energia em 59,5 keV para o modelo EDIS também em diferentes níveis de hidratação.

Tabela 3.4.1.4 : Diferentes níveis de hidratação usando energia do fóton em 17.44 keV para o modelo ED4C. [Farquharson_95]

Medidas dos coeficientes de atenuação linear para modelos ED4C em diferentes níveis de hidratação usando energia do fóton em 17.44 keV.		
Nível de hidratação	Coeficiente de atenuação linear (cm ⁻¹)	Erro ±
Desidratado	0.488	1.3%
15%	0.492	1.5%
30%	0.511	1.3%
45%	0.614	1.3%
60%	0.782	1.1%
72%	0.944	1.2%

Tabela 3.4.1.5 : Diferentes níveis de hidratação usando energia do fóton em 59.5 keV para o modelo EDIS. [Farquharson_95]

Medidas dos coeficientes de atenuação linear para o modelo EDIS em diferentes níveis de hidratação usando energia do fóton em 59.5 keV.		
Nível de hidratação %	Coeficiente de atenuação linear (cm ⁻¹)	Erro ±
20	0.135	0.9%
30	0.137	0.9%
40	0.145	1.6%
50	0.163	1.3%
60	0.168	4.0%

Os coeficientes de atenuação para os modelos ED4C e EDIS foram calculados usando o programa XCOM para a faixa de energia 10-200 keV. Os resultados mostram que os coeficientes de atenuação da massa, para os modelos EDIS e ED4C, para o estado hidratado são superiores à aqueles do

estado desidratado na mesma faixa de energia. O modelo EDIS no estado hidratado exibe um coeficiente de atenuação linear superior daqueles do estado de desidratado para a faixa de energia entre 10 e 94 keV. Acima de 94 keV a relação entre desidratado e hidratado para o modelo EDIS em termos de coeficientes de atenuação linear foram opostos. Para o modelo ED4C no estado hidratado o coeficiente de atenuação linear foi superior que para o estado desidratado na energia de 10 a 50 keV. Acima de 50 keV o relacionamento entre o estado hidratado e desidratado também foram opostos.

Das medidas que foram feitas neste estudo, pode ser visto que os materiais hidrófilos possuem propriedades de atenuação do fóton similares aos do tecido da mama sob uma faixa de energia limitada.

3.4.2 – Determinação dos Coeficientes de Atenuação dos tecidos de mama normal e patológica.

Al-Bahri and Spyrou, [Al-BAHRI_96] desenvolveram uma pesquisa para maximizar a performance do exame e minimizar a dose de radiação absorvida, usando os modelos de tecidos da mama normal e patológica com a técnica de transmissão tomográfica do fóton e determinando a média de atenuação linear deste. Para utilização dessa técnica foi usado um objeto de simulação que tem a forma e composição de uma mama para poder observar a interação da radiação. Portanto, no processo de formulação deste simulador foram levados em conta o tamanho, a forma e a espessura da mama.

Os estudos feitos na população feminina revelam que a mama variam na sua composição tendo uma larga faixa de tamanhos e formas, por

isso estes parâmetros devem ser considerados no processo de formulação de um objeto de simulação mamográfico.

O simulador utilizou Lucite ou acrílico para imitar tecidos como músculo e resina-epóxi (Br12) para simular 50% de tecido adiposo e 50% de água. Os objetos de testes que foram inseridos no simulador para avaliar o contraste e a resolução incluem alumínio, cobre e chumbo. Os tecidos fibrosos foram substituídos por nylon onde as calcificações foram simuladas por alumínio, silicone, teflon, carbonato de cálcio e óxido de magnésio. O objetivo era encontrar a similaridade em termos de atenuação entre o tecido da mama real com um novo tipo de material substituto conhecido como hidrófilo.

Para realizar as medições dos coeficientes de atenuação (μ) de modelos reais de tecidos adiposos, glandulares e tumores foi usada uma técnica chamada transmissão tomográfica do fóton (PTT). Nesta técnica, o experimento é controlado por um computador para dois tipos de movimentos: de rotação e translação. De fato, nas aplicações médicas de tomografia computadorizada o conjunto detetor-fonte combina as rotações ao redor do paciente. Para cada passo, o material do modelo atenua o feixe reduzindo a sua intensidade. Isso ocorre passo a passo em diversas rotações de 0° a 180° e com isso a média dos coeficientes de atenuação para cada modelo foi estimada. Para a preparação do modelo da mama, foram extraídos de 9 pacientes que tinham feito mastectomia, três tipos de tecidos. Estes tecidos foram protegidos de contaminação para manter a sua composição e fornecer o coeficiente de atenuação linear.

Os coeficientes de atenuação linear de cada tipo de tecido de mama foram medidos quando ainda estavam no estado congelado. Os resultados mostraram que o tecido constituído de tumor no estado congelado tem um alto coeficiente de atenuação linear comparado com os modelos de tecido adiposo e glandular. Um método de correção foi adotado para estimar a propriedade real de atenuação.

Os autores [Al-BAHRI_96] compararam os coeficiente de atenuação linear obtidos para cada tipo de tecido da mama com os dados publicados de [JOHN_87].

O coeficiente de atenuação linear (μ) e o coeficiente de atenuação da massa (μ/ρ) de tecidos de uma mama normal foram calculados também por alguns outros autores como: Hammerstein et. Al. [HAMMERSTEIN_79]; [RAO_75] que estimaram as propriedades dos coeficientes de atenuação do tecido da mama normal usando vários radioisótopos e detector NaI (Ti).

[JOHN_87] também mediram os coeficientes dos tecidos da mama normal e patológica usando um tubo de raios-X e um detector HPGe.

O melhor acordo (1% de variação) foi encontrado com os tecidos glandulares. Segundo [JOHN_87] a composição dos elementos dos tecidos da mama variam de uma pessoa para outra. [RAO_75] concluíram que a variação de 1% ocorre com modelos devido a grande variação que possa existir entre diferentes populações.

3.4.3 - Determinação dos Coeficientes de Atenuação para fótons de energia baixa em substâncias de importância médica.

Segundo R.H. Millar [MILLAR_75], o propósito dos estudos eram medir os coeficientes de atenuação da massa (μ/ρ) no intervalo de energia entre 4 e 25 keV para materiais de baixo número atômico. Os materiais usados são de número atômico entre $Z=6$ a $Z=18$.

O objetivo era comparar os resultados experimentais com os resultados apresentados no ICRU Report 17 (1970), resultados amplamente usados nos trabalhos médicos.

Os materiais de atenuação foram C_2H_4 , CO_2 , N_2 , O_2 , CF_4 , Ne , H_2S , HCL , A , air , Mg , Al , SiO_2 e $(C_2H_5)_3PO_4$. Os valores medidos foram obtidos com um alto grau de exatidão

Para medir os valores dos coeficientes de atenuação da massa para as composições de elementos entre $Z = 6$ e $Z = 18$ estes coeficientes foram deduzidos da seguinte fórmula:

$$\frac{\mu}{\rho} = \sum_i \omega_i \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_i \quad (3.4.3.1)$$

onde:

ω_i é a proporção do peso do componente;

$(\mu/\rho)_i$ é o coeficiente de atenuação da massa;

Alguns materiais medicamente importante como água, ar, osso, músculo, pirex e concreto foram escolhidos e os coeficientes de atenuação da massa para estes materiais são apresentados na tabela 3.4.3.1

Tabela 3.4.3.1 - Coeficientes de atenuação da massa para algumas misturas importantes e componentes ($m^2 \text{ kg}^{-1}$) [Millar_75].

Coeficientes de atenuação da massa para algumas misturas importantes e componentes ($m^2 \text{ kg}^{-1}$)				
Energia Fóton (keV)	Água	Ar	Osso	Músculo
4	7.977	7.551	10.5	7.931
5	4.214	3.998	13.5	4.202
6	2.448	2.332	8.22	2.450
8	1.022	0.9811	3.69	1.030
10	0.5211	0.5035	1.97	0.5282
15	0.1637	0.1591	0.625	0.1668
20	0.07955	0.07681	0.279	0.08098

Todas esses componentes foram aplicados na fórmula e chegou-se a seguinte conclusão: Todos os resultados foram somente para melhorar os encontrados no ICRU Report.

3.4.4 – Determinação do coeficiente de atenuação da massa e coeficiente de absorção da energia de 1 keV até 20 MeV.

Neste estudo J.H. Hubbell [HUBBELL_82], para os fótons de energia entre 1 keV e 20 MeV, os coeficientes de atenuação da massa (μ/ρ) e os coeficientes da absorção da energia da massa (μ_{en}/ρ) foram tabulados em unidades de m^2kg^{-1} , para 40 elementos na faixa de hidrogênio $Z=1$ até Urânio $Z= 92$, e em seguida estes valores também foram tabulados sob esta mesma faixa de energia para 45 misturas e composições de interesse dosimétrico.

Todos estes coeficientes são definidos em ICRU Report 33. [JACKSON_81] recentemente revisaram estes coeficientes de atenuação da massa para elementos e misturas e desenvolveram ajustes paramétricos para processos de colisão individual com particular ênfase nos fótons que se encontram na região de energia entre 30 a 150 keV.

Neste artigo vários autores usaram estes dados e fizeram uma revisão dos dados, parâmetros e fórmulas.

No coeficiente de atenuação da massa (μ/ρ) um feixe estreito de fótons monoenergéticos é atenuado para uma intensidade I de uma intensidade incidente I_0 na passagem através de uma camada de material com massa por unidade de área x de acordo com a lei de absorção exponencial:

$$I/I_0 = \exp (- \mu / \rho .x), \quad (3.4.4.1)$$

Onde :

μ/ρ é o coeficiente de atenuação da massa.

I_0 intensidade incidente

X é a espessura do material

Os coeficientes de absorção de energia da massa são medidos do número médio de interações entre o fótons incidente e a matéria que ocorre numa dada espessura de massa por unidade de área do material encontrado.

As estimativas de erro para os coeficientes são estimadas na ordem de + ou – 5% abaixo 5keV e + ou – 2% até 10 MeV. Todas as tabelas com os resultados e percentagens dos coeficientes de atenuação da massa e coeficientes de absorção da energia da massa são mostrados no artigo para vários elementos.

3.4.5 - Caracterização dos raios-X para tecidos normais ou tecidos com lesões.

Paul C. Johns and Martin J. Yaffe [JOHN_87], caracterizaram em termos de atenuação de raios-X para a faixa de energia de 18 a 110 keV alguns tecidos como fibroso e gorduroso obtidos de autopsia ou mastectomia.

Segundo estes autores a propriedade de atenuação tem duas importantes aplicações, a primeira é que os contrastes inerentes entre diversos tipos de tecidos permitem uma modelagem mais real dos sistemas de imagem e a outra estipula a energia do fóton e o mínimo de dose de radiação no paciente para detectar as lesões.

Todos os cálculos foram realizados para mamas com carcinoma.

A obtenção de tecidos normais foram de 10 mulheres que reduziram a mama e também de 3 mulheres que fizeram autopsia. Tecidos

com carcinomas foram obtidos de 6 mulheres que fizeram mastectomia. Todos os tecidos foram identificados visualmente por patologistas e passaram por uma análise.

Os tecidos foram identificados e separados de acordo com a região de interesse e as espessuras foram aproximadamente cortadas em 0,4 a 0,8 cm e as medidas foram realizadas para todas as espessuras.

Os coeficientes de atenuação da massa foram medidos e foi observado que em energias altas eles são similares para os três tipos de tecidos mas, em energias mais baixas, o tecido gorduroso tem uma atenuação menor do que os outros tipos por causa do seu número atômico menor. Os tecidos com carcinoma possuem mais atenuação do que os tecidos fibrosos em baixas energias.

Os autores chegaram à conclusão que os coeficientes de atenuação para os tecidos da mama estão razoavelmente de acordo com os valores que constam da literatura para tecidos fibrosos e gordurosos.

3.4.6 – Dependência da atenuação no número atômico e energia do fóton.

Separando o coeficiente de atenuação total dos componentes fotoelétricos e Compton.

Para obter a melhor qualidade de imagem possível [WOLBARST_93] e minimizar a dose para um paciente é necessário operar o tubo de raios-X numa ótima quilovoltagem e selecionar o receptor de imagem mais aceitável.

Cada uma dessas decisões requer um entendimento das dependências das probabilidades de interações fotoelétricas e Compton na energia do fóton e das propriedades dos tecidos irradiados.

O coeficiente de atenuação linear para o efeito fotoelétrico é designado τ :

$$\tau = \Delta I/I \cdot \Delta x \quad (\text{fotoelétrico}) \quad (3.4.6.1)$$

Similarmente, σ representa o coeficiente de atenuação linear para o efeito Compton:

$$\sigma = \Delta I/I \cdot \Delta x \quad (\text{Compton}) \quad (3.4.6.2)$$

Para as imagens, somente interações Compton e fotoelétricas são de relevância. Se um fóton de raios-X interage por meio do efeito fotoelétrico, ele não está livre de tomar parte em colisões Compton e vice-versa (depois de ocorrer um evento Compton, um novo fóton espalhado pode também sofrer uma nova interação Compton e fotoelétrico). Mas o autor somente usou atenuações de fótons de raios-X incidente primários (não espalhado) e criação da imagem de raios-X primário.

O coeficiente de atenuação linear total, μ , pode expressar facilmente cálculo de τ e σ :

$$\mu = \tau + \sigma \quad (3.4.6.3)$$

Ambos τ e σ são coeficientes de atenuação total, linear na densidade, ρ . $[\mu/\rho]$ é entretanto separado como:

$$[\mu/\rho] = [\tau/\rho] + [\sigma/\rho] \quad (3.4.6.4)$$

Dependência do coeficiente de atenuação da massa fotoelétrico no número atômico e na energia do fóton de raios-X

Dependência no número atômico, Z

Nos experimentos envolvendo a irradiação de uma variedade de materiais diferentes cada um composto de um único elemento, o coeficiente de atenuação da massa fotoelétrico é visto para aumentar aproximadamente (mas não exatamente) com a terceira potência do número atômico Z da média exposta:

$$[\tau/\rho](Z) \sim Z^3 \quad (3.4.6.5)$$

Entretanto quase todos os materiais de interesse médico são compostos, e não feitos de um único elemento. Um pode então substituir Z da equação 3.4.6.5 com um número atômico efetivo, Z_{eff} obtido da média de Z's de várias partes constituintes de um material do modelo conveniente. Uma receita mais comum usada é:

$$Z_{\text{eff}} = (a_1 Z_1^n + a_2 Z_2^n + \dots)^{1/n} \quad (3.4.6.6)$$

Onde a_i representa a contribuição relativa para a densidade do elétron e Z_i o número atômico de elemento i^{th} no material. Daqui por diante, o símbolo Z irá representar o número atômico efetivo, quando apropriado. Os números atômicos efetivos de alguns materiais de interesse são listados na tabela 3.4.6.1.

Tabela 3.4.6.1- Propriedades físicas de alguns materiais.[Woolbarst_93]

Propriedades físicas de alguns materiais de interesse radiológico			
Material	Densidade (kg/m ³)	Z _{eff}	Densidade elétron (elétrons/kg)
Hidrogênio	0.0899	1	5.97×10^{26}
Carbono	2250	6	3.01×10^{26}
Ar	1.293	7.8	3.01×10^{26}
Água	1000	7.5	3.34×10^{26}
Músculo	1040	7.6	3.31×10^{26}
Gordura	916	6.5	3.34×10^{26}
Osso	1650	12.3	3.19×10^{26}

O uso da equação 3.4.6.6 requer conhecer a densidade do elétron dos materiais. Um caso simples é do hidrogênio no qual consiste de um único núcleo (um próton, sem nêutron) e um elétron. O hidrogênio tem um peso atômico de 1; que é a massa de 1 mole (número de Avogadro's, 6×10^{23}) de átomos de hidrogênio é de 1 grama. A densidade do elétron em unidades SI, é então 6×10^{26} elétrons por quilograma de átomos de hidrogênio. Se o átomo não contém nêutron, a densidade do elétron seria 6×10^{23} de elétrons por grama. Para materiais biológicos, em particular, a proporção do número atômico para o peso atômico é uma metade, $Z/A \approx 0,5$. O núcleo de um átomo de carbono normal contém 6 prótons e 6 nêutrons, por exemplo, e um átomo de oxigênio tem 8 de cada.

Dependência na energia do fóton, hf

A probabilidade de ocorrência de uma interação fotoelétrica geralmente diminui com um valor de Z fixo,

$$[\tau/\rho](hf) \sim (hf)^{-3} \quad (3.4.6.7)$$

Na figura 3.4.6.1 a linha pontilhada $[\tau/\rho](hf)$ traça o componente fotoelétrico do coeficiente de atenuação da massa para tecido mole em função da energia.

Figura 3.4.6.1 – Coeficiente de atenuação da massa $[\mu/\rho]$ para tecido macio e para chumbo linhas inteiras, linhas pontilhadas como em função da energia [Wolbarst_93].

Na energia do fóton até poucas centenas de keV, a interação do fóton no elemento chumbo são quase que exclusivamente do tipo fotoelétrico.

A figura 3.4.6.1 mostra que $[\tau/\rho](hf)$ para chumbo é um salto descontínuo em 88 keV, onde hf iguais a energias de aresta de absorção k .

Uma aresta de absorção é conhecida como uma parada $[\mu/\rho](hf)$. Fótons com energias maiores do que os da aresta são capazes de ejetar fotoelétrons do bombardeio e os fótons de energias menores não são capazes. Portanto a probabilidade de interação aumenta abruptamente quando a energia do fóton sobe e alcança aquele da aresta.

Para resumir as características importantes do coeficiente de atenuação da massa fotoelétrico: $[\tau/\rho]$ depende do número atômico efetivo do material irradiado e na energia do fóton, como:

$$[\tau/\rho](Z,hf) \sim (Z/hf)^3 \quad (3.4.6.8)$$

Algumas coisas são mais complexas para fótons de feixe que não são monocromáticos, mas no geral a idéia é a mesma.

O contraste fotoelétrico melhora com raios-X de baixa energia.

O $[\tau/\rho]$ depende de Z e hf e neste modelo tem importantes implicações para radiografia. Suponha que você tenha uma imagem de uma região de tecido mole, como a mama e para obter um ótimo contraste entre o tecido normal e um tumor ou microcalcificações, você tenta maximizar a diferença na quantidade de atenuação causada em diferentes partes do feixe de raios-X de vários tecidos.

$[\tau/\rho](hf)$ da equação 3.4.6.8 é grande para fótons de energia baixa. Que não é particularmente útil e correto; de fato ele reduz a habilidade do feixe em penetrar o corpo, no qual é uma distinta desvantagem. Mas o uso de fótons de energia baixa não magnifica as diferenças entre os coeficientes de atenuação dos tecidos com um pouco de valores diferentes de Z , e que pode ser extremamente importante. Portanto é por esta razão que a mamografia trabalha em kVp's muito baixa.

Considere dois pedaços finos separados do tecido de número atômico efetivo Z_1 e Z_2 e densidades ρ_1 e ρ_2 mas ambos de mesma espessura Δx . Os dois irão aparecer na radiografia como regiões distintas se, e somente se, a diferença na quantidade de atenuação $\Delta I_1 - \Delta I_2 = I \cdot \{[\mu/\rho]_2 \cdot \rho_2 - [\mu/\rho]_1 \cdot \rho_1\} \cdot \Delta x$, é suficientemente grande. E $\Delta I_1 - \Delta I_2$ será significativo se:

$$\{(Z_1)^3 \cdot \rho_1 - (Z_2)^3 \cdot \rho_2\} / (hf)^3 \quad (3.4.6.9)$$

é grande. Mas como hf aparece aqui no denominador, $\Delta I_1 - \Delta I_2$ aumenta quando a energia do fóton de raios-X diminui.

Esse é um bom ponto de partida mas não a única consideração importante na escolha da kVp para uma exposição de raios-X: Diferenças sutis na quantidade de atenuações fotoelétricas ocorrendo em diferentes tecidos (por causa de diferentes densidades e de números atômicos efetivos) podem ser melhoradas e dar um contraste melhor na radiografia, se fótons de raios-X de energia baixas são usados.

Esta melhora na qualidade da imagem, entretanto, resulta em dose no paciente maior que acompanha a baixa energia dos fótons.

Um material é relativamente transparente para seu próprio raios-X característico.

Por causa da existência da aresta de absorção, um material é relativamente transparente para seu próprio raios-X característico. Um fóton de raios-X de energia característica é emitido quando um elétron cai de uma órbita superior para uma inferior. Num evento fotoelétrico, por outro lado, um elétron é completamente removido do átomo o que envolve uma quantidade de energia maior. Como a energia de uma linha de emissão é um pouco menor do

que aquela da aresta de absorção correspondente, onde μ aumenta abruptamente, um material atenuará sua própria energia característica muito menos do que os fótons de energia ligeiramente superior.

A transparência relativa de um material a seu próprio raios-X característico tem importantes aplicações. Num sistema mamográfico dedicado, o ânodo do tubo de raios-X e o filtro do feixe são ambos feitos de molibdênio. O componente do feixe de maior efetividade para diferentes tecidos mole na imagem na mama consiste de raios-X característicos de molibdênio de energia relativamente baixa (17,4 – 19,6 keV).

O filtro de molibdênio passa esta energia mas atenua os raios-X da energia superior à aresta de absorção k em 20 keV.

Dependência do coeficiente de atenuação da massa Compton no número atômico e na energia do fóton de raios-X.

No evento Compton o fóton de energia alta colide com um elétron virtual livre, mas cede somente parte de sua energia para o elétron. O resto é transportado na forma de um fóton espalhado de energia diferente da incidente.

Na magnitude dos coeficientes Compton e fotoelétricos

A figura 3.4.6.1 compara eventos Compton, fotoelétrico, coerente, (rayleigh) e coeficientes de atenuação da massa total $[\tau/\rho]$, $[\sigma/\rho]$, $[\sigma_{coh}/\rho]$ e $[\mu/\rho]$ para tecido mole em função da energia monocromática do fóton. Também mostra $[\mu/\rho](hf)$ para o chumbo. A figura 3.4.6.2a que fornece informação similar em diferentes formatos, mostra o número relativo de colisões que ocorrem em dois materiais por meio do mecanismo fotoelétrico.

Figura 3.4.6.2 – Fração relativa de interações via efeitos fotoeletrons para tecido macio e chumbo. [Wolbarst_93].

E a figura 3.4.6.2b indica as regiões de energia nas quais os, eventos dominantes são fotoelétricos, Compton e produção de par, em função do número atômico efetivo.

Figura 3.4.6.2 b – Demonstra o domínio de interações Compton e fotoeletrônica para diferentes materiais. [Wolbarst_93].

Porque o coeficiente de atenuação da massa depende muito mais do número atômico e da energia do fóton.

Porque deveria o coeficiente de atenuação da massa fotoelétrico aumentar muito mais rapidamente com o número atômico do que o Compton e cair muito mais rápido com energia? Uma explicação parcial envolve a limitação imposta no comportamento de sistemas de interações de fótons e elétrons pelas leis da conservação da energia e momento.

A figura 3.4.6.3 ilustra a situação hipotética no qual um fóton é absorvido de, e 100% de sua energia comunicada para um elétron totalmente

livre. E talvez surpreendendo, mas contudo verdadeiro, que a natureza não permite este tipo de colisão que ocorre.

Figura 3.4.6.3 – Eventos Compton , fotoelétrico e absorção total [Wolbarst_93].

E é impossível para ambos energia e momento ser conservado no mesmo tempo para este tipo particular de interação. Como este tipo de evento é proibido, algumas interações entre um objeto simulador e um elétron deve envolver um terceiro corpo também.

Num evento fotoelétrico real (3.4.6.3b) um terceiro corpo é envolvido na interação, isto é, o resto do átomo para qual o elétron ejetado tem sido saltado. Uma evento de colisão do corpo-três pode satisfazer as duas leis de conservação no mesmo tempo, com pequenas “correções” no momento e energia pode ser comunicado para o átomo. Mas para fótons de energias superiores ou materiais de Z menores, o sujeito do elétron para o átomo é

relativamente muito fraco e a situação vem, no efeito, parecido aos dois corpos de elétrons livres do cenário da figura 3.4.6.3A. E que é proibido de tirar do lugar.

Então, com o aumento na energia do fóton ou diminuição na média do número atômico, a interação fotoelétrica simplesmente diminui. Este argumento também explica a observação que um evento fotoelétrico é várias vezes mais provável para envolver um elétron atômico na aresta k do que um na aresta L, quando ambos são energeticamente possíveis

O efeito Compton, do contraste, em um assunto do terceiro corpo permitido (fóton incidente, elétron Compton ejetado e fóton de espalhamento Compton) em alguma energia figura 3.4.6.3c, sempre com elétrons totalmente livres. Apenas precedendo limitações não inibidas como interações e $[\sigma/\rho]$ é relativamente independente de hf .

3.4.7 – Atenuação do feixe de raios-X nas estruturas anatômicas.

Segundo Wolbarst A.B. [WOLBARST_93] ocorre uma atenuação do feixe de raios-X no corpo do paciente. Em certas condições ideais, a intensidade $I(x)$ cai exponencialmente com a profundidade X , de acordo com a equação:

$$I(x)/I_0 = e^{-\mu x} \quad (3.4.7.1)$$

Onde:

μ é o coeficiente de atenuação linear.

A atenuação permite formar as imagens radiográficas mas a dose é depositada nos tecidos.

A camada HVL

O feixe de raios-X perde metade de sua intensidade quando passa através de uma pequena camada de um material de espessura Δx , a intensidade I , é diminuída de acordo com a equação por uma pequena quantidade:

$$\Delta I = -\mu \cdot I \cdot \Delta x. \quad (3.4.7.2)$$

Δx – espessura do material

I – intensidade

O coeficiente de atenuação linear, μ , é constante, e a diminuição na intensidade é linearmente proporcional à espessura da camada.

Uma aproximação mais perto dessa situação é o caminho da camada de espessura de meio valor (HVL). Uma espessura HVL é aquela quantidade de um material particular designado $X_{0,5}$ que irá atenuar a intensidade de um feixe particular para metade de seu valor inicial $I(X_{0,5})/I_0=0,5$. A espessura atual da HVL, em cm, é determinada pela energia do espectro do feixe do fóton e pela atenuação média. Em algum caso, isso será muito maior do que alguma camada fina Δx .

A expressão $\Delta I = -\mu \cdot I \cdot \Delta x$ é válida somente para fatias muito finas e material, que atenuam o feixe de uns pouco por cento. Em condições ideais de boa geometria e radiação monocromática, o feixe permanece o mesmo depois de sair de uma camada HVL do atenuador, exceto quando o feixe consiste de somente metade dos fótons. Se forem colocadas outra camada igual a primeira o número também irá ser reduzido por um fator de dois. Depois de atravessar N HVLs, a intensidade é reduzida para 2^{-n} do seu valor original. Isto é útil para expressar em termos de espessura de atenuador x um tanto melhor do que

o número de HVLs, N . Supondo $X_{0,5}$ é 3 cm, um HVL é 3 cm de espessura, 2 HVLs são 6 cm de espessura e assim será em N HVLs ($N \cdot X_{0,5}$) cm de espessura. Inversamente, o número de HVLs em um pedaço de matéria x cm de espessura é apenas $N = x/x_{0,5}$. Dando uma espessura arbitrária de material x , se deve então determinar o número de HVLs, e reduzir a intensidade do feixe por um fator de $0,5 = 2^{-1}$ para cada:

$$I(x)/I_0 = 2^{-n} = 2^{-x/x_{0,5}} \quad (3.4.7.3)$$

N = número de HVLs
 $X_{0,5}$ = espessuras HVL

A intensidade do feixe diminui exponencialmente com as espessuras atenuadoras. A constante $X_{0,5}$ no expoente da equação 3.4.7.3 é fisicamente significativa, e esta unidade deve ser daquelas da distância em centímetros.

A atenuação exponencial de um feixe monocromático, não divergente com boa geometria.

Nós poderíamos repetir este procedimento usando 10 camadas de valores ao invés de HVLs. As espessuras requeridas para a intensidade do feixe podem ser reduzidas por um fator de $10^{-1} = 0,1$ e poderia ser designado $x_{0,1}$ e o feixe poderia ser atenuado pela fração $10^{-x/x_{0,1}}$ por uma espessura x de material. Eles consideraram camadas e de valores, $e = 2.71828183\dots$, definido nas funções exponenciais e logarítmicas. A intensidade do feixe é um fator de $e^{-1} \sim 0,37$, sob a espessura $x_{0,37}$ de atenuação característica e em geral,

$$I(x)/I_0 = e^{-x/x_{0,37}} \quad (3.4.7.4)$$

Esta notação com a característica da camada e-valor espessuras $x_{0,37}$ no expoente, é sensível, mas não usado na prática. É costume definir uma nova entidade μ , em vez, chamar coeficiente de atenuação linear, no qual é apenas o inverso da atenuação característica de espessura $x_{0,37}$:

$$\mu = 1/x_{0,37} \quad (3.4.7.5)$$

ou, equivalentemente, $1/\mu = x_{0,37}$. Equação 3.1 então vem

$$I(x)/I_0 = e^{-\mu \cdot x} \quad (3.4.7.6)$$

Este importante relacionamento é conhecido como lei de Lambert-Beer ou lei da atenuação exponencial. A transmissão do feixe monocromático atravessa vários materiais (pulmão, músculo e osso em 40 e 80 keV) também demonstrado na figura 3.4.7.1.

O valor de μ para cada curva depende de ambas propriedades: da média e da energia no feixe. Como $x_{0,37}$ é expressado tipicamente em centímetros, μ seria expressado em cm^{-1} .

A equação 3.4.7.7 pode ser expressada em termos de coeficientes de atenuação da massa:

$$I(x)/I_0 = e^{-[\mu/\rho] \cdot \rho \cdot x} \quad (3.4.7.7)$$

Por meio de uma prescrição familiar $\mu \leftrightarrow [\mu/\rho] \cdot \rho$.

Figura 3.4.7.1- Exponencial de atenuação de 40 e 80 keV para feixe de raios-X monocromáticos em osso, pulmão e músculo. [Wolbarst_93]

O coeficiente de atenuação linear é o inverso da espessura da atenuação característica.

A magnitude de μ deve ser de alguma maneira refletida no microscópio, aspectos locais da absorção fotoelétrica e espalhamento Compton de fótons de raios gamma ou raios-X individuais pela matéria. Como nós poderíamos esperar μ ser uma função da energia do fóton e propriedades químicas, isto é, número atômico da atenuação do material, faz pensar em μ como o inverso da espessura da atenuação característica do material ou distância que atravessa em $x_{0,37}$, na qual a intensidade do feixe é diminuída por um fator de $e^{-1} = 0,37$.

A figura 3.4.7.1 ilustra a atenuação exponencial para vários materiais diferentes e energias de fóton monocromáticos, para diferentes valores

de μ . Quando os raios-X não são absorvidos facilmente ou espalhados pelos átomos em seu caminho, $x_{0,37}$ será grande, μ pequeno e atenuação do feixe lenta. As equações 3.4.7.5 e 3.4.7.6 e valores de μ (ou, completamente equivalente, a equações 3.4.7.3 e valores de $x_{0,5}$) para energias do fóton e materiais de interesse radiológico, para uma extensão larga, ambos a habilidade de um sistema de raios-X para produzir imagens médicas úteis e a distribuição espacial da dose depositada no corpo no processo.

Um feixe bremsstrahlung duro e mole altera a sua energia do espectro e μ .

Em condições de boa geometria, a energia do espectro para a radiação monocromática é inalterada na passagem através da matéria. Depois de viajando através de duas HVLs de água, por exemplo, a intensidade de um feixe de 140-keV de fótons de raios gamma technetium-99m é reduzido por um fator de 4, mas o número relativo de fótons em cada energia, isto é, a forma do espectro, não é afetada.

O valor de μ é portanto inalterado, como também é evidente da falta de curvatura na figura 3.4.7.2.

Figura 3.4.7.2 – Atenuação exponencial de um feixe monocromático e não divergente em condições de boa geometria. [Wolbarst_93].

Para um feixe bremsstrahlung em 100 kVp passando através de um paciente, a situação é um tanto diferente. Os fótons de energia menores são quase sempre removidos de um feixe muito mais facilmente do que aqueles de energia maiores. Certamente o emprego de um filtro na saída da janela de um tubo de raios-X é para remover fótons inúteis, dose depositadas e fótons de baixa energia. Os fótons restantes serão da energia média alta e o feixe é para ter sido endurecido. Estes fótons serão espalhados ou absorvidos em uma razão menor e irão crescer mais penetrando o mais profundo. O grau de feixe endurecido que irá ocorrer dentro de um paciente diminui rapidamente como a quantidade de filtração inicial do feixe é aumentada.

Com feixe endurecido, μ não é constante, mas tende a aumentar um tanto com a profundidade dentro a média. Como a atenuação exponencial puramente é caracterizada de um valor constante de μ , pela definição, a posição do feixe endurecido para atenuação não é perfeitamente exponencial.

Outro processo que causa μ a mudar é o feixe mole que chega quando os fótons espalhados Compton de energia baixa terminam em dentro o feixe, quando a condição de boa geometria não é predominante. Os fótons espalhados são largamente removidos de um diagnóstico do feixe, antes deles alcançarem o cassete tela-filme, de uma grade anti-espalhamento. Mas espalhamento e feixe mole dever ser por conta do cálculo da dose dentro de um paciente. Para resumir uma situação complicada em simples termos: Um diagnóstico feixe bremsstrahlung é normalmente atenuado proximamente mas não exatamente, exponencialmente do tecido do paciente e o feixe pode endurecer um tanto no processo.

Energia equivalente (efetiva) é uma medida útil da qualidade do feixe.

Por causa dos efeitos de endurecimento (e para uma extensão menor, mole) o espectro de energia bremsstrahlung muda como um feixe que

passa através da matéria. Não é possível entretanto acontecer com um único parâmetro que completamente conta para a energia depende do comportamento do feixe. Ainda é necessário ser capaz de descrever a qualidade cheia do feixe pelo menos aproximadamente.

A kVp e HVL no modelo de material referente (usualmente alumínio) juntos fornece uma caracterização do feixe do tubo de raios-X. Embora parcialmente, esta caracterização é adequada para mais propósitos. É menos confiável para um feixe na profundidade do material atenuado, entretanto, como a distribuição da energia do fóton muda fora que do simples bremsstrahlung filtrado.

A energia equivalente efetiva de um feixe policromático é outra aproximação mas medida da qualidade do feixe. A energia equivalente é a energia dos fótons num feixe monocromático que poderia ser atenuado na mesma razão em alguns materiais referentes (tipicamente alumínio) como o feixe de interesse.

A tabela 3.4.7.1 fornece para uma rápida determinação da energia efetiva de um feixe bremsstrahlung. A tabela 3.4.7.1 mostra valores de medidas de HVL em alumínio, em milímetros, como uma função da potencial do tubo (kVp) e filtração total, inerente mais a adicionada (milímetros de alumínio não ser confundido com o HVL em alumínio).

Tabela 3.4.7.1 – Qualidade do feixe expressada como espessura de camada HVL em alumínio, para várias combinações do potencial do tubo e filtração do feixe.

<i>Filtração total do feixe (mm Al)</i>	<i>Potencial do tubo (kVp)</i>			
	<i>60</i>	<i>80</i>	<i>100</i>	<i>120</i>
1.5	(1.4)	B	B	B
2.5	2.2	2.7	3.3	4.0
	(2.0)	(2.4)	(2.8)	(3.3)
3.5	2.6	3.2	3.9	4.6
	(2.3)	(2.9)	(3.4)	(4.0)

A energia efetiva é uma estrutura de utilidades limitadas. O fato que um feixe endurecido como ele passa no meio do tecido que sua energia efetiva é somente uma medida grosseira de toda sua habilidade para penetrar um corpo. Também, situações clínicas requer campos de finita dimensões; o coeficiente de atenuação, por outro lado é definido para o caso da boa geometria e medido com campos muito pequenos, quase que o espalhamento não alcança o detector. Uma descrição exata da interação de um feixe com a matéria deve tirar ambos desses fatores dentro da conta.

O exponencial próximo da curva dose-profundidade

Isso deveria ser aparente no texto que a energia do raios-X é depositada na matéria em dois passos do processo:

- O fóton de raios-X interage com a matéria por meio de mecanismos fotoelétricos e Compton.
- Então o elétron de alta velocidade tem consumo liberado da energia cinética deles em excitação e ionização de outros átomos e moléculas que eles passam perto.

A energia por unidade de massa atualmente depositada na matéria é chamada de dose.

Mas não deveria ser surpresa que a intensidade do feixe diminui com profundidade no material mas não aos redores da dose depositada. E porque a intensidade diminui exponencialmente próxima, a dose também.

Na energia diagnóstica, o ponto de referência é comumente tirado para ser o centro do feixe no ponto de entrada na superfície da média. A dose $D(x)$ na profundidade x no eixo do feixe central é gravado como uma fração da dose $D(0)$ na superfície,

$$PDD(x) = 100.D(x) / D(0) \quad (3.4.7.8)$$

E é chamado de percentagem da dose profunda. $PDD(x)$ é uma função da energia efetiva do feixe (ou algumas outras medidas da qualidade do feixe), na área na superfície, A ; e a fonte para a superfície da média (ou para a pele do paciente) distância, ou SSD.

A leitura da câmara de ionização ou detectores diodo são monitorados como ele é movido verticalmente (sobre o controle do computador) num tanque de água .

A rapidez com a qual a curva cai com profundidade depende firmemente na energia do fóton do feixe.

Em contradição ao caso da boa geometria, aqui encontra um significativo efeito do inverso do quadrado (então a separação fonte-detetor é intencionalmente variada) e o espalhamento múltiplo de fótons, na adição para simples atenuação exponencial do fóton fluente. Estes três processos (atenuação, efeito do inverso do quadrado, e radiação espalhada) combina para determinar a forma da curva PDD.

$PDD(x)$ pode não ser estritamente exponencial mas, talvez alguma coisa surpreendentemente, não tão longe da marca.

CAPÍTULO 4

MÉTODOS E PROCESSOS

4.1 Introdução

Neste capítulo são descritos os algoritmos que utilizamos para a realização dessa pesquisa .

O primeiro algoritmo simula os espectros de raios-X gerados por ânodos de tungstênio e molibdênio.

O segundo algoritmo permite obter o feixe de raios-X, após qualquer filtro de qualquer material e qualquer espessura.

O terceiro algoritmo simula as imagens que seriam obtidas se estes espectros fossem aplicados aos tecidos da mama e a microcalcificação.

O quarto algoritmo calcula a diferença de contraste entre os tecidos e a microcalcificação (dc) e a diferença de contraste entre os tecidos da mama (ψ)

4.2 - Geração dos Raios-X

A simulação computacional que utilizamos para gerar os espectros de raios-X foi obtida a partir da metodologia desenvolvida por John M Boone and J Anthony Seibert [BOONE_97].

Eles simularam espectros para ânodo de tungstênio e molibdênio e usaram interpolação polinomial conseguindo gera-los na faixa de 30 a 140 kVp em passos de 1 kV. Os autores mediram a saída do tubo de raios-X em

unidade de mR/mAs numa distância de 1000 mm do ponto focal usando a câmara, RadCal. O gerador de raios-X usado foi um gerador de potencial constante (Toshiba 2000mA, Model 2050 generator), com um ponto focal duplo de 1,0/0,3 mm.

As medidas de saída e entrada para uma série de kV foram adquiridas com espessuras de alumínio de 0 a 5,0 mm adicionadas ao feixe de raios-X. As leituras de exposição em unidades de milliRoentgens foram divididas por 10 mAs para chegar aos valores de saída em unidades de mR/mAs medidas a 1 m.

Para seis espessuras de alumínio (Al) (incluindo 0 mm) os valores de mR/mAs foram obtidos em função da kV para 4 termos. Este ajuste polinomial expressando a saída como uma função da kV, para cada espessura de Al é mostrado na tabela 4.2.1.

Tabela 4.2.1 – Ajustes dos coeficientes polinomiais da saída do tubo de raios-X (mR/mAs @ 1m). [Boone, Seibert, 97].

mm Al	a_0	a_1	a_2	a_3
0	-1.052483267387149	0.02930447656001461	0.001466617734266627	3.099735988223852E
1	-0.2580346048699273	-0.01734121710087892	0.001507526660207658	-3.034537822154553E
2	0.7180677978945321	-0.04276402338089291	0.500150454911727105	-3.002359979264986E
3	0.7180677978945321	-0.05734004610210578	0.001435537950614352	-2.671430120748248E
4	1.135656241897038	-0.07125412642842751	0.00143250965607749	-2.710355822354008E
5	0.7383175101583323	-0.05517932620874207	0.001127337568389607	-1.666757684781258E

Os ajustes dos coeficientes polinomiais da saída do tubo de raios-X em função da kV estão de acordo com a equação:

$$(mR/mAs @ 1m) = a_0 + a_1 kV + a_2 kV^2 + a_3 kV^3 \quad (4.2.1)$$

Um total de 131 funções polinomiais foram usadas para calcular o espectro de raios-X exato.

Este algoritmo de interpolação polinomial pode então ser considerado como uma fonte geradora relativamente exata de um espectro de raios-X para um ânodo de tungstênio não filtrado.

Os espectros caracterizados usando expressões polinomiais são mostrados na figura 4.2.1.

Figura 4.2.1- Espectros normalizados na saída do sistema experimental de raios-X.
[Boone_97].

A figura 4.2.1 ilustra os 11 espectros normalizados para 1mAs na kV correspondente. As linhas verticais de A até F são os pontos usados para o processo de interpolação polinomial, cada um corresponde a uma energia. A

intersecção entre estas linhas verticais e cada espectro representa o fóton fluente naquela energia para a kV correspondente para cada espectro.

Estes dados estão acessíveis no endereço <http://www.aip.org/epaps/epaps.html>.

4.3 - Obtenção dos coeficientes de atenuação.

Calculamos os coeficientes de atenuação linear total, (μ) tanto para a mama que possui tecidos adiposos e fibrosos quanto para mama que além destes tecidos possui também microcalcificações e carcinomas.

* Para realizar os cálculos dos coeficientes de atenuação linear (μ) foi preciso obter os coeficientes de atenuação da massa dos elementos químicos (μ/ρ) que relaciona o coeficiente de atenuação linear e a densidade do material. Estes coeficientes foram obtidos de um trabalho de J.M Boone & Andres E. Chavez [BOONE_96]. Estes autores fornecem os coeficientes de atenuação da massa para todos os elementos químicos com número atômico de 1 a 100 incluindo todas as linhas de absorção características.

O programa foi desenvolvido em linguagem C e pode ser encontrado na Internet no endereço <http://www.aip.org/epaps/epaps.html>.

Os coeficientes de atenuação da massa dos tecidos moles e das microcalcificações em passos de 1 keV foram obtidos de M.J. Farquharson et.al [FARQUHARSON_95] e R.H. Millar [MILLAR_75]. Estes tecidos também tem suas propriedades de absorção aos raios-X bem definidas por J.H Hubbell [HUBBELL_82].

De acordo com H. E. Johns & J. R. Cunningham [JONHS_83] os coeficientes de atenuação da massa (μ/ρ) de uma mistura podem ser escritos como na equação 4.3.1:

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{tecido}} = \sum_{i=1}^n P_i \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_i \quad (4.3.1)$$

Onde:

ρ é a densidade do material;

P é a percentagem em massa do elemento químico;

i são os elementos químicos que formam o tecido;

Se a densidade do tecido for dada na equação 4.3.1 os valores dos coeficientes de atenuação linear total tornam-se independentes.

Os coeficientes de atenuação da massa (μ/ρ) dos tecidos foram obtidos calculando o coeficiente de atenuação da massa de cada elemento químico para todas as kVp_(s). A atenuação total foi obtida pela soma das atenuações de cada componente do espectro para cada energia.

4.4 - Obtenção do feixe de Raios-X após o filtro.

Para calcular o espectro após passar por diversos tipos de filtros de espessuras variadas desenvolvemos um programa em Microsoft Excel (7.0).

Após obter os coeficientes de atenuação da massa (μ/ρ) de todos os elementos utilizados na simulação e as densidades dos materiais usados calculamos o coeficiente de atenuação linear.

Logo após obter os dados foi então calculado o quanto foi reduzido a intensidade do feixe usando a equação:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x} \quad (4.4.1)$$

Onde:

μ é o coeficiente de atenuação;
 I_0 a intensidade incidente;
 X a espessura do material;

O resultado do espectro após passagem pelos filtros de diversos materiais e diversas espessuras é obtido na equação (4.4.1) para cada energia do espectro (keV).

4.5 - Obtenção do feixe de Raios-X filtrado após absorção pela mama.

Para calcular a atenuação da mama consideramos a sua composição e os coeficientes de atenuação dos tecidos fibroso e adiposo, da microcalcificação e do carcinoma na faixa de 10 a 140 kVp.

A seguir calculamos a intensidade do feixe usando a mesma equação 4.4.1 variando a espessura dos tecidos adiposo e fibroso de 0,5 a 4,5 cm e considerando uma microcalcificação de 0,05 cm também para todos os intervalos de energia entre 10 a 140 kVp.

Para poder diferenciar os tecidos moles das microcalcificações transformamos a energia do feixe em níveis de cinza.

Estes níveis de cinza foram obtidos da normalização da somatória dos resultados finais dos espectros de saída para cada kVp.

$$\frac{256 \times NF}{NF_{\max}} \quad (4.5.1)$$

Onde:

NF – número de fótons que chegam.

$NF_{\max}$ – número máximo de fótons.

A equação 4.5.1 fornece para cada ponto da kVp o nível de cinza normalizado. Estas normalizações foram feitas para uma faixa de 30 a 140 kVp para o tubo de anodo de tungstênio e de 22 a 50 kVp para o tubo de anodo de molibdênio.

Portanto assumimos que estes espectros fornecem a dose ideal para cada imagem levando em consideração o uso de um detector ideal.

4.6 – Cálculo da diferença de contraste entre os tecidos da mama adiposos e fibrosos e a microcalcificação (dc) e a diferença de contraste entre os tecidos da mama (ψ).

Calculamos a diferença de contraste (dc) que é a diferença entre os tecidos da mama e a microcalcificação, e o fator ψ que é a diferença de contraste entre os tecidos adiposos e fibrosos da mama utilizando um programa desenvolvido por H.Oliveira. [OLIVEIRA_95].

Para cada kVp aplicada ao tubo o programa calcula as diferenças de níveis de cinza proporcionados pelas composições: máximo de tecido glândular / mínimo de tecido adiposo e máximo de tecido adiposo / mínimo de tecido glândular, obtendo assim o fator ψ . Este fator ψ portanto, representa como os tecidos da mama são diferenciados nos raios-X e representa também a inclinação da curva de contraste que são os níveis de cinza em função da percentagem adiposo/fibroso para uma mama de espessura constante. Quanto menor esta inclinação melhor será a uniformização do fundo. Este fator foi calculado para todas as energias do intervalo de 30 a 140 kVp e para todos os filtros selecionados.

Para a obtenção do (dc), em cada kVp do tubo é tirado uma média subtraindo os tecidos adiposo e fibroso dos tecidos que contem microcalcificação.

Utilizamos o critério dado por Heang-Ping et.al [CHAN_88] que considera que a diferença de contraste mínima que é necessária para poder diferenciar os tecidos moles das microcalcificações é de 25 níveis de cinza.

O primeiro passo foi simular cortes ideais no espectro total, estes cortes ideais foram feitos passo a passo zerando as energias baixas e altas, verificando a cada corte qual o dc daquela faixa, podendo dessa maneira simular um feixe mono-energético ideal. Fizemos estes cortes até encontrar a faixa que dava um dc de pelo menos 25 para o menor ψ .

Encontrado o intervalo, adicionamos diversas espessuras de filtros no feixe primário. Para cada espessura escolhida foram verificados o dc e o ψ e montamos os gráficos para dar uma visão melhor do resultado encontrado.

Utilizando este critério conseguimos selecionar as melhores espessuras e materiais dos filtros para deixar o feixe o mais mono-energético possível uniformizando o fundo (tecidos moles) mantendo, entretanto contraste com as microcalcificações.

4.7 – Identificação visual da técnica de exposição.

Desenvolvemos um algoritmo para simular as imagens produzidas pelas combinações alvos-filtros sobre os tecidos da mama e microcalcificação. O objetivo é verificar a eficiência destas combinações através de um método que represente o contraste das microcalcificações sobre os outros tecidos da mama a partir dos níveis de cinza obtidos das normalizações dos resultados finais dos espectros.

O programa desenvolvido em (Delphi 3.0) possibilita a visualização gráfica em níveis de cinza na tela. As imagens com microcalcificações foram representadas em forma de retângulos sobrepostas separadamente nos respectivos tecidos adiposos e fibrosos sendo que estes foram representados em quadrados.

O algoritmo para visualizar estas imagens usa as funções que o próprio programa (Delphi) disponibiliza.

Além das imagens mostradas como resultados na seção 5.3 do capítulo resultados podemos obter imagens isoladas com microcalcificação e imagens dos tecidos da mama isolados ou sobrepostos. A figura 4.7.1 representa a tela inicial do programa.

Figura 4.7.1. Tela inicial do programa desenvolvido em Delphi.

Esta primeira tela do programa possibilita a escolha do tipo de objeto, ou seja, se a composição da mama vai ter a forma de cruz, esfera ou quadrado. Nesta tela inicial podemos através do menu obter imagens individuais da mama levando em consideração a variação dos tecidos adiposos

e glandulares, podemos obter uma imagem aleatória da mama com microcalcificação ou da mama composta de tecidos moles desde que colocados os níveis de cinza que queremos comparar .

Entretanto escolhemos a forma de retângulos e quadrados para apresentar os resultados por ser a que melhor mostrou a eficiência das combinações.

CAPÍTULO 5

RESULTADOS E DISCUSSÕES

5.1 - Introdução

Para realizar esta pesquisa primeiro simulamos os espectros gerados pelos sistemas utilizados comercialmente e pelas combinações alvo-filtros propostas na literatura para melhorar a qualidade da mamografia.

A seguir verificamos a eficiência destas combinações simulando as imagens que seriam obtidas se estes espectros fossem aplicados aos tecidos da mama (adiposos e fibrosos) e à microcalcificação.

Por último apresentamos uma combinação alvo-filtro que, com técnica de exposição apropriada, melhora a visualização das microcalcificações em função da composição da mama.

5.2 – Espectros gerados pelos sistemas comercialmente e simulação dos filtros propostos na literatura.

Para simular os espectros utilizados comercialmente ou propostos pela literatura utilizamos o programa desenvolvido em Delphi 3.0 descrito no item 4.7 do capítulo métodos e processos.

Simulamos neste trabalho alguns espectros comerciais que foram obtidos utilizando combinações de anodo de Mo e filtro de 0,03 mm Mo, anodo de tungstênio e filtro de 0,06 mm Mo e anodo de tungstênio com filtro

de 0,05 mm Rh para 30 kVp. Estes espectros são mostrados nas figuras 5.2.1 e 5.2.2 a e b, respectivamente.

Figura 5.2.1- Espectro simulado obtido com anodo de Mo e filtro de 0,030 mm Mo em 30 kVp.

Figura 5.2.2 – Espectros simulados obtidos com anodo de W e: (a) filtro de 0,06 mm Mo e (b) filtro de 0,05 mm Rh em 30 kVp.

Na literatura encontramos várias propostas de combinações ânodo-filtros para melhorar a qualidade da imagem mamográfica.

A primeira foi feita por Calicchia et.al [CALICCHIA_96] como descrito no item 5.2. Este autor propõe uma combinação anodo de molibdênio e filtro 0,015 mm nióbio (Nb) com mais 0,020 mm molibdênio (Mo) em 30 kVp e uma filtração inerente de 0,030 mm Mo. Simulamos este espectro que é mostrado na figura 5.2.3.

Figura 5.2.3 –Espectro simulado obtido com anodo de Mo e filtros de 0,015 mm Nb e 0,020 mm Mo em 30 kVp.

Por sua vez Kimme-Smith et.al, [KIMME-SMITH_89] afirmam que um anodo de Mo com filtro de 0,025 mm Mo em 27 kVp proporciona um contraste idêntico ao dado por um anodo de tungstênio com filtração inerente de 0,1 mm alumínio (Al) mais 0,025 mm Mo em 23 kVp e recomendam o uso do primeiro por proporcionar uma dose menor na paciente. Simulamos os

espectros gerados por essas combinações como mostrado nas figuras 5.2.4 e 5.2.5.

Figura 5.2.4 – Espectro simulado obtido com ânodo de molibdênio, filtro de 0,025mm Mo em 27 kVp.

Figura 5.2.5 – Espectro simulado obtido com anodo de tungstênio e filtro de 0,025 mm Mo e 0,1 mm Al em 23 kVp.

Uma outra proposta foi feita por A E Burgess [BURGESS_81] que usou um filtro de gadolínio de espessura 0,25 mm com anodo de tungstênio em 65 kVp (figura 5.2.6 a) e o comparou com um filtro de 2,0 mm Al também em 65 kVp traçado na (figura 5.2.7 a) com uma filtração inerente de 1 mm Al para os dois filtros e considerou que o primeiro fornece um contraste melhor.

Figura 5.2.6 – Espectros simulados obtidos com anodo de tungstênio e (a) filtro de 0,25 mm Gd e 1 mm Al (b) filtro de 0,2 mm Gd e 1mm Al em 65 kVp.

Figura 5.2.7 - Espectros simulados obtidos com anodo de tungstênio e (a) filtro de 2 mm Al em 65 keV, (b) 2,5 mm Al (c) 0,1 mm Gd mais 2,5 mm Al e (d) 0,1mm Cu (e) 0,2 mm Cu em 70 kVp.

Outras propostas que simulamos foram as de H.D. Nagel [NAGEL_89] que usou combinações de anodo de W com: filtro de 2,5 mm Al (figura 5.2.7b), filtros convencionais de 0,2 mm Cu e 0,1mm Cu mais filtração inerente de 1 mm Al (figuras 5.2.7 d,e), filtros de aresta de absorção-K: 0,1 mm Gd e 2,5 mm Al (figura 5.2.7c) e de 0,2 mm Gd e 1mm Al (figura 5.2.6b) em 70 kVp.

Os autores concluíram que os filtros com Gd (aresta k) apresentam contraste melhor em 50 kVp. Já para 70kVp os filtros de Cu tem desempenho melhor. Entretanto as melhores imagens foram obtidas com filtro de 0,2 mm Gd e 1 mm Al em 70 kVp.

Mc Donagh et.al (1984), em [Mc DONAGH_84] usaram combinações alvo de tungstênio com filtros de 0,047 mm paládio (Pd), 0,050 mm ródio (Rh) e 0,05 mm molibdênio (Mo) em 30 kVp (figuras 5.2.8 a,b,c) e os compararam com o espectro obtido com ânodo de molibdênio e filtro de 0,030 mm Mo todos em 30 kVp (figura 5.2.1).

Figura 5.2.8– Espectros simulados obtidos com anodo de tungstênio e filtros de (a) 0,047 mm Pd, (b) 0,050 mm Rh e (c) 0,050 mm Mo em 30 kVp.

Os autores concluíram que os filtros de Rh e Pd usados com anodo de tungstênio (W) fornecem melhores imagens para espessuras de mama de 6 cm e 8 cm respectivamente. Enquanto a combinação anodo de molibdênio e filtro de molibdênio é a melhor para uma mama de 4 cm.

Simulamos também as combinações de vários materiais de filtros propostas por [DESPONDS_91] tal como 0,06 mm Mo (figura 5.2.11); 0,05 mm Rh (figura 5.2.8); 0,5 mm Al (figura 5.2.9) e 0,05 mm prata (Ag) (figura 5.2.10) para anodo de tungstênio em 30 kVp e as comparam com combinação de anodo de molibdênio e filtro de 0,025 mm Mo e 0,5mm Al em 30 kVp (figura 5.2.12). [DESPONDS_91] concluiu que para um ânodo de tungstênio, os filtros de prata e ródio mostraram melhores desempenho do que o filtro de molibdênio. Entre anodo de W e Mo a combinação W-Rh oferece a mesma qualidade de imagem porém com uma dose mais baixa que a combinação Mo-Mo.

Figura 5.2.9 – Espectro simulado obtido com anodo de tungstênio e filtro de 0,5 mm Al em 30 kVp.

Figura 5.2.10— Espectro simulado obtido com anodo de tungstênio e filtro de 0,05 mm Ag em 30 kVp.

Figura 5.2.11— Espectro simulado obtido com anodo de tungstênio e filtro de 0,06 mm Mo em 30 kVp.

Figura 5.2.12 – Espectro simulado obtido com anodo de molibdênio e filtro de 0,025 mm Mo e 0,5 mm Al em 30 kVp.

Gary T. Barnes [BARNES_95] usou filtro de 0,030 mm Mo e filtro de 0,025 mm Rh. Todos com uma filtração inerente de 0,05 mm Al anodo de molibdênio e 35 kVp. O autor queria verificar o contraste e a dose produzida por cada combinação anodo-filtro e concluiu que o contraste obtido com a combinação Mo-Rh é 10 % maior do que com Mo-Mo nestas quilovoltagens

Para a simulação da combinação Mo-Mo obtivemos o espectro da figura 5.2.13 e para a combinação Mo-Rh o espectro da figura 5.2.14.

Figura 5.2.13 - Espectro simulado obtido com anodo de molibdênio para filtro de 0,03 mm Mo e 0,05 mm Al em 35 kVp.

Figura 5.2.14 - Espectro simulado obtido com anodo de molibdênio para filtro de 0,03 mm Mo e 0,025mm Rh e uma filtração inerente de 0,05 mm Al em 35 kVp.

5.3 – Contraste das microcalcificações com os outros tecidos da mama para os espectros convencionais e encontrados na literatura.

Os espectros simulados e mostrados na figuras 5.3.1 a 5.3.12 foram aplicados a simulação dos tecidos da mama e microcalcificações como explicado no item 4.4 (métodos e processos). As imagens resultantes evidenciam portanto como as microcalcificações podem ser vistas quando são superpostas ao tecido fibroso ou ao tecido adiposo da mama assim como o contraste entre estes tecidos em função da técnica de exposição escolhida.

As imagens foram feitas para 256 níveis de cinza.

Figura 5.3.1 – Imagem simulada obtida com anodo de Mo e um filtro de 0,030 Mo em 30 kVp. ($dc = 129$ e $\psi = 617$).

Figura 5.3.5 – Imagem simulada obtida com anodo de Mo, filtro de 0,025 mm Mo em 27 kVp. ($dc = 130$ e $\psi = 618$).

5.3.9 – Imagem simulada obtida com anodo de W e filtros de 0,050 mm Ag em 30 kVp. ($dc = 122$ e $\psi = 559$).

Figura 5.3.2 – Imagem simulada obtida com anodo de W e um filtro de 0,060 Mo em 30 kVp. ($dc = 129$ e $\psi = 620$).

Figura 5.3.6 – Imagem simulada obtida com anodo de W e filtro de 0,025 mm Mo e 0,1 mm Al em 30 kVp. ($dc = 124$ e $\psi = 599$).

Figura 5.3.10 – Imagem simulada obtida com anodo de Mo e filtros de 0,030 mm Mo e 0,025 mm Rh e um filtração inerente de 0,05 mm Al em 35 kVp. ($dc = 126$ e $\psi = 612$).

Figura 5.3.3 – Imagem simulada obtida com anodo de W e um filtro de 0,050 Rh em 30 kVp. ($dc = 110$ e $\psi = 559$).

Figura 5.3.7 – Imagem simulada obtida com anodo de W com filtro de 0,25 mm Gd 1 mm Al em 65 kVp. ($dc = 23$ e $\psi = 137$).

Figura 5.3.11 – Imagem simulada obtida com anodo de W e filtro de 0,1 mm Gd em 50 kVp. ($dc = 28$ e $\psi = 165$).

Figura 5.3.4 – Imagem simulada obtida com filtros de 0,015 mm Nb e 0,020 mm Mo para um tubo de anodo de Mo em 30 kVp ($dc = 134$ e $\psi = 624$).

Figura 5.3.8 – Imagem simulada obtida com anodo de W e filtros de 0,047 mm Pd em 30 kVp. ($dc = 105$ e $\psi = 538$).

Figura 5.3.12 – Imagem simulada obtida com anodo de W e filtro de 0,2 mm Gd e 1 mm Al em 70 kVp. ($dc = 23$ e $\psi = 138$).

Discussão dos resultados encontrados com os filtros propostos pela literatura.

Tabela 5.3.1 – Valores de ψ e dc para as combinações de filtros propostas na literatura.

Figura	Filtro	dc	ψ	kVp
5.3.1	Mo - 0,03 mm Mo	129	617	30 kVp
5.3.4	Mo - 0,015mm Nb 0,020 mm Mo	134	624	30 kVp
5.3.5	Mo - 0,025 mm Mo	130	618	27 kVp
5.3.10	Mo - 0,030 mm Mo 0,025 mm Rh 0,05 mm Al	126	612	35 kVp
5.3.2	W - 0,06 mm Mo	129	620	30 kVp
5.3.3	W - 0,050 mm Rh	110	559	30 kVp
5.3.6	W - 0,025mm Mo 0,1 mm Al	124	559	30 kVp
5.3.7	W - 0,25 mm Gd 1 mm Al	23	137	65 kVp
5.3.8	W - 0,047 mm Pd	105	538	30 kVp
5.3.9	W - 0,050 mm Ag	122	559	30 kVp
5.3.11	W - 0,1 mm Gd	28	165	50 kVp
5.3.12	W - 0,2 mm Gd 1 mm Al	23	138	70 kVp

A tabela 5.3.1 mostra que para ânodo de Mo e filtro de 0,03 mm Mo em 30 kVp a diferença de contraste (dc) 129 é igual a obtida com ânodo de W e filtro de 0,06 mm Mo em 30 kVp, e que as diferenças de contraste entre os tecidos da mama (ψ) são próximos, 617 a 620. Por isto a imagem simulada 5.3.1 é semelhante a imagem simulada 5.3.2. Podemos observar nas duas imagens que o contraste da microcalcificação no tecido adiposo esta bem realçada mas que em cima do tecido fibroso ela não é visível.

Comparando os resultados anteriores com os obtidos com ânodo de W e um filtro de 0,05 mm Rh em 30 kVp, observamos que a diferença de

contraste (dc) 110 diminui mas que o ψ de 559 foi o melhor dos três. Na figura 5.3.3 podemos notar que os tecidos adiposo e fibroso obtiveram uma diferença de contraste menor e que a microcalcificação ficou mais visível em relação ao tecido fibroso.

As combinações Mo-Nb, Mo-Mo, W-Mo, W-Ag e Mo-Rh mostraram diferença de contraste entre os tecidos (ψ) em volta de 550 a 630 e dc de $\approx$ 105 a 135 o que leva as figuras 5.3.4, 5.3.5, 5.3.6, 5.3.9 e 5.3.10 a serem parecidas com as 5.3.1 e 5.3.2.

Para as combinações de W-Gd, a diferença de contraste entre os tecidos (ψ) ficou em torno de 130 a 170 e o dc de 20 a 30 portanto os resultados apresentados são iguais.

A combinação ânodo de W e filtro de 0,047 mm Pd em 30 kVp foi comparada com a combinação ânodo de Mo e filtro de 0,030 mm Mo em 30 kVp proporcionando uma diferença de contraste (dc) 129 para a combinação W-Pd e ψ de 617 enquanto que para a combinação W-Pd a diferença de contraste (dc) é 105 porem com ψ 538 menor.

Podemos observar na imagem 5.3.8 produzida com a combinação W-Pd que a microcalcificação ficou menos realçada sobre o tecido adiposo mas que ela é visível no tecido fibroso.

No geral podemos observar que na maioria das imagens as microcalcificações ficaram visíveis somente para o tecido adiposo. As imagens que permitem a melhor visualização das microcalcificações em relação aos dois tecidos foram as das figuras 5.3.3 geradas pelo sistema convencional ânodo de W e filtro de 0,045 mm Rh e a figura 5.3.8 gerada pela combinação ânodo de W e filtro de 0,047 mm Pd proposta por Mc Donagh et.al [Mc DONAGH_84].

5.4- Simulação de condições de exposição para otimizar a detecção de microcalcificações.

Segundo Heang-Ping Chan et.al [CHAN_88] a diferença de contraste mínima que é necessária para poder diferenciar os tecidos moles das microcalcificações é de 25 níveis de cinza.

Para satisfazer esse critério utilizamos o algoritmo desenvolvido por H. Oliveira e explicado no item 4.6 que possibilita encontrar as condições de exposição e combinações de anodos e filtros que fornecessem uma diferença de contraste entre os tecidos e a microcalcificação (dc) pelo menos igual a 25 com a menor diferença de contraste entre os tecidos (ψ).

Por isso, na simulação computacional desenvolvida, os resultados das atenuações foram convertidos em níveis de cinza. Calculamos primeiro os valores de ψ e dc com espectros sem filtração para os anodos de W e Mo. Um dc de 84 para um ψ de 421 foram encontrados para o espectro primário gerado pelo anodo de molibdênio em 50 kVp e um dc de 25 e um ψ de 147 para um espectro gerado por anodo de tungstênio em 140 kVp.

A seguir procuramos o menor ψ conservando um dc próximo de 25, simulando vários cortes no espectro primário para anodos de tungstênio e molibdênio. O filtro ideal para o anodo de tungstênio foi obtido na faixa de 34 a 63 kV com um dc de 25 e um ψ de 143 para uma energia do tubo em 140 kVp e para um anodo de molibdênio na faixa de 40 a 50 kV com dc de 29 para um ψ de 168 para uma energia do tubo em 50 kVp.

Os espectros com os filtros ideais para os tubos com ânodo de molibdênio e tungstênio são mostrados nas figuras 5.4.1.1 e 5.4.1.2.

Figura 5.4.1.1 - Espectro ideal simulado obtido com anodo de molibdênio em 50 kVp nas faixas de (a) 15 a 22 kV ; (b) 22 a 38 kV ; (c) 38 a 47 kV; (d) 40 a 45 (e) 40 a 50 kV.

Nesta tabela 5.4.1.1 relacionamos todas as faixas de energia com seus valores de dc e ψ .

Tabela 5.4.1.1 – ψ e dc para diversas faixas de energias (anodo Mo).

Faixa de energia kV	Dc	ψ
Espectro primário	84	421
15 – 22	129	612
17 – 22	128	612
22 - 38	68	363
38 – 42	36	197
38 - 47	32	182
40 – 45	31	176
40 – 46	30	174
40 – 47	30	171
40 – 50	29	168
47 - 50	24	140

As faixas de energia de 15 a 22 kV e de 17 a 22 kV mantêm os picos característicos do espectro gerado por ânodo de molibdênio (17,44 e 19,6 kV) onde a quantidade de fótons é maior. Estas faixas proporcionaram um dc muito bom e um ψ ruim, pior que o obtido com espectro total que tem um ψ de 421.

Como pretendíamos encontrar um ψ menor, selecionamos faixas com energias mais altas e observamos que quanto mais caminhávamos para a direita do espectro mais o ψ diminuía.

Selecionamos a faixa de 40 a 50 kV que obteve um dc 29 e proporcionou um ψ de 168, o melhor possível para espectros obtidos com anodo de Mo até 50 kVp.

Não selecionamos a faixa de 47 a 50 kV que tem dc 24 e ψ 140 porque a intensidade total da faixa neste intervalo é muito pequena o que acarretaria um tempo de exposição muito longo.

Figura 5.4.1.2 - Espectros ideais simulados obtidos com anodo de tungstênio em 140 kVp nas faixas (a) 34 a 63; (b) 53 a 63; (c) 30 a 72.

Nesta tabela 5.4.1.2 mostramos os valores de dc e ψ para todas as faixas de energias selecionadas.

Tabela 5.4.1.2 – ψ e dc para diversas faixas de energias (ânodo W).

Faixa de energia kV	dc	ψ
Espectro primário	25	147
30 – 72	25	144
34 – 63	25	143
53 – 63	17	102
53 – 72	16	97
53 – 140	13	83
63 – 73	13	85
63 – 140	11	72

No espectro gerado por um ânodo de tungstênio, as energias altas proporcionaram um excelente ψ porem um dc muito ruim abaixo do esperado que é de pelo menos 25.

Simulamos o corte ideal para manter os picos característicos, na faixa de 53 a 72 kV obtendo um dc ruim de 16 e um ψ bom de 97. Então aumentamos a faixa até obter um dc de 25

Na faixa de 34 a 63 kV encontramos o dc de 25 para o ψ de 143. Neste intervalo já conseguimos obter um ψ melhor do que o do espectro total que é de 147 .

Para chegar mais próximo possível das faixas consideradas ideais colocamos diversos filtros com diversas espessuras. Utilizamos materiais de filtros como Alumínio, Cobre, Molibdênio, Ródio , Paládio, Prata, Cádmio, Índio, Estanho, Platina, Gadolínio, Tungstênio, Rubídio, Bário, Iodo, Itérbio, Érbio, Hólmio, Lutécio, Európio e Háfnio para tubo de anodo de Tungstênio, e materiais de filtros como Alumínio, Cobre, Molibdênio, Ródio , Ítrio, Zircônio, Nióbio, Tecnécio, Rutênio, Paládio, Prata, Gadolínio, Rubídio e

Bário para tubo de anodo de Molibdênio, para conseguir um espectro mais próximo do espectro ideal determinado anteriormente.

A tabela 5.4.1.3 relaciona os materiais que utilizamos.

Tabela 5.4. 1.3 - Materiais usados nas simulações para ânodo de tungstênio e molibdênio.

Tabela dos Materiais de Filtros utilizados nas simulações para alvo de tungstênio			
Material	Número Atômico (Z)	Linha de Absorção Característica (μ)	Densidades
Alumínio	13	Não tem	2,7
Cobre	29	Não tem	8,94
Rubídio	37	15	1,53
Ítrio	39	17	4,34
Zircônio	40	18	6,49
Nióbio	41	19	8,57
Molibdênio	42	20	10,28
Tecnécio	43	21	11,5
Rutênio	44	22	12,3
Ródio	45	23	12,41
Paládio	46	24	12
Prata	47	25	10,5
Cádmio	48	27	8,64
Índio	49	28	7,3
Estanho	50	29	7,28
Iodo	53	33	4,93
Bário	56	37	3,51
Európio	63	48	5,24
Gadolínio	64	51	7,95
Hólmio	67	55	8,8
Érbio	68	57	9,16
Itérbio	70	61	6,98
Lutécio	71	63	6,98
Háfnio	72	65	13,3
Tungstênio	74	70	19,4
Platina	78	79	21,4

A escolha destes materiais foi feita analisando o seu número atômico, o que permite saber quais são os filtros que cortam os raios-X de energia indesejada pois seu número atômico está também relacionado com sua

linha de absorção podendo com isso selecionar com facilidade qual energia será cortada.

Se o material usado for igual ao material do alvo melhor será a redução dos fótons de energias altas. Para o tratamento dos fótons de energias baixas, foram usados materiais de número atômico inferior ao pico do alvo, com isso as energias baixas também foram cortadas deixando um feixe estreito na faixa de energia que escolhemos.

Como a quantidade de radiação de baixa e alta energia no feixe são afetados pelo material que compõe o tubo, os testes de simulação foram feitos para os dois materiais, o tungstênio que é utilizado na maioria das aplicações médicas e o molibdênio para mamografia.

Para obtenção do contraste entre os tecidos da mama e as microcalcificações realizamos também um levantamento de dados para poder escolher a melhor espessura de cada material verificando passo a passo qual seria a mais indicada para cada kVp selecionada até encontrar a menor diferença de absorção possível entre os diversos tecidos que compõem a mama mantendo, entretanto uma diferença mínima de 25 níveis de cinza entre estes tecidos e as microcalcificações.

Isto significa que as espessuras e composições dos filtros foram modificadas de modo a se obter a melhor diferenciação possível entre os tecidos da mama compostos de tecidos fibroso e adiposo e microcalcificações. Esta diferenciação foi calculada para várias percentagens de espessuras de tecido adiposo em função da espessura do tecido glandular.

Na simulação o material lutécio (Lu) foi o que obteve melhores resultados depois de vários outros testados para o anodo de tungstênio devido ao seu número atômico ser $Z = 71$ e sua linha de absorção característica ficar em 63 keV exatamente no fim do intervalo selecionado que foi de 34 a 63 kVp. Isso possibilitou que as energias altas fossem retiradas do feixe.

Foi usado 0,0003 mm lutécio (Lu) e 0,05 mm alumínio (Al) em 125 kVp, o alumínio foi usado em todos os testes. O resultado mais próximo de um dc de 25 encontrado foi um dc de 24 e um ψ de 141. A figura 5.4.1.3 mostra o resultado encontrado.

Figura 5.4.1.3 – Espectro simulado obtido com anodo de tungstênio e filtros de (a) 0,05 mm Al e 0,0003 mm Lu em 125 kVp.

Depois de realizamos outras simulações para encontrarmos um ψ melhor, achamos com outros materiais e também com outras espessuras para uma diferença de contraste $dc = 20$ e um $\psi = 120$ para 0,05 mm Al; 0,0005 mm Sn mais 0,027 mm Lu em 100 kVp. Utilizando essa mesma espessura em 140 kVp obtemos uma diferença de contraste $dc = 17$ e um $\psi = 101$. Os resultados são mostrados na figura 5.4.1.4.

Figura 5.4.1.4 – Espectros simulados obtidos com anodo de tungstênio e filtro de (a) ideal (b) 0,05 mm Al, 0,0005 mm Sn e 0,027 mm Lu em 100 kVp e (c) 140 kVp.

Na tabela 5.4.1.4 mostramos as simulações que proporcionaram outros valores de dc e ψ .

Tabela 5.4.1.4 – Valores de ψ e dc para espectros simulados para ânodo de tungstênio.

Espectro	dc	ψ
Primário	25	147
Ideal	25	143
0,05 mm Al e 0,0003 mm Lu	24	141
0,05 mm Al , 0,0005 mm Sn e 0,027 Lu em 100 kVp	20	120
0,05 mm Al , 0,0005 mm Sn e 0,027 Lu em 140 kVp	17	101

Novas simulações foram feitas mas para um tubo de anodo de molibdênio e encontramos um dc de 84 para um ψ de 421 sem filtração alguma. O material testado foi o ródio na espessura de 0,045 mm e 0,03 mm Mo em 50 keV obtendo um dc = 25 para um ψ = 149.

Figura 5.4.1.5 – Espectro simulado obtido com anodo de molibdênio e filtro de 0,045 mm Rh mais 0,03 mm Mo em 50 kVp.

Nesta figura 5.4.1.5 mostramos a simulação que proporcionou valores de dc e ψ .

Tabela 5.4.15 – Valores de ψ e dc para espectros ideais, primário e simulado para anodo de molibdênio.

Espectro	dc	ψ
Primário	84	421
Ideal	29	168
0,045 mm Rh, 0,03 mm Mo	25	149

Figura 5.5.1 – Imagem simulada obtida do espectro primário para anodo de W em 140 kVp ($dc = 25$ e $\psi = 147$).

Figura 5.5.5 – Imagem simulada obtida com anodo de W e um filtro de 0,0005 mm Sn e 0,05 mm Al e 0,027 mm Lu em 140 kVp. ($dc = 17$ e $\psi = 101$).

Figura 5.5.9 – Imagem simulada obtida com anodo de W e um filtro de 0,05 mm Al em 125 kVp. ($dc = 24$ e $\psi = 142$).

Figura 5.5.2 – Imagem ideal simulada obtida do anodo de W em 140 kVp ($dc = 25$ e $\psi = 143$).

Figura 5.5.6 – Imagem simulada obtida do espectro primário para anodo de Mo em 50 kVp ($dc = 84$ e $\psi = 421$).

Figura 5.5.3 – Imagem simulada obtida com anodo de W e um filtro de 0,0003 mm Lu e 0,05 mm Al em 125 kVp. ($dc = 24$ e $\psi = 141$).

Figura 5.5.7 – Imagem ideal simulada obtida do anodo de Mo em 50 kVp. ($dc = 29$ e $\psi = 168$).

Figura 5.5.4 – Imagem simulada obtida com anodo de W e um filtro de 0,0005 mm Sn e 0,05 mm Al e 0,027 mm Lu em 100 kVp. ($dc = 20$ e $\psi = 120$).

Figura 5.5.8 – Imagem simulada obtida com anodo de Mo e um filtro de 0,045 mm Rh e 0,030 mm Mo em 50 kVp. ($dc = 25$ e $\psi = 149$).

5.5 – Discussão da eficiência das novas combinações.

Tabela 5.5.1 – Valores de ψ e dc encontrados com os filtros propostos.

Figura	Filtro	dc	ψ	kVp
5.5.1	Espectro primário - W	25	147	140
5.5.2	Espectro Ideal – W	25	143	140
5.5.3	W – 0,0003 mm Lu 0,05 mm Al	24	141	125
5.5.4	W – 0,0005 mm Sn 0,05 mm Al 0,027 mm Lu	20	120	100
5.5.5	W – 0,0005 mm Sn 0,05 mm Al 0,027 mm Lu	17	101	140
5.5.6	Espectro primário – Mo	84	421	50
5.5.7	Espectro ideal – Mo	29	168	50
5.5.8	0,045 mm Rh 0,030 mm Mo	25	149	50
5.5.9	W - 0,05 mm Al	24	142	125

As figuras 5.5.1 e 5.5.6 obtidas do espectro primário de Mo em 50 kVp e W em 100, 125 e 140 kVp demonstram claramente que quando o ψ é alto, a diferença de contraste entre os tecidos é grande e que a microcalcificação só está visível no tecido adiposo.

As figuras 5.5.2 e 5.5.7 apresentam as imagens ideais obtidas de um de um ânodo de W e Mo a partir dos cortes ideais simulados nos espectros primários.

A figura 5.5.2 foi obtida do intervalo de 34 a 63 kV que consideramos o ideal para ânodo de W e kVp de 140 obtendo um dc 25 e um ψ de 143 e a figura 5.5.6 do intervalo de 40 a 50 kV que também foi considerado o ideal para ânodo de Mo e uma kVp de 50 apresentam um bom contraste da microcalcificação em relação aos tecidos da mama

A figura 5.5.3 obtida com ânodo de W e um filtro de 0,0003 mm Lu e 0,05 mm Al em 125 kVp obtendo um dc 24 e um ψ 141 foi a que mais se aproximou da imagem ideal 5.5.2. Esta figura mostra o contraste das microcalcificações nos tecidos da mama parecido com o da figura 5.5.2.

Querendo obter um ψ menor simulamos a figura 5.5.4 e a figura 5.5.5. As duas figuras foram obtidas do ânodo de W e filtro de 0,0005 mm Sn, 0,05 mm Al e 0,027 mm Lu mas uma foi simulada em 100 kVp e a outra em 140 kVp, realmente conseguimos um ψ menor mas a microcalcificação ficou menos visível e na figura 5.5.5 ela não apareceu.

E a figura 5.5.8 obtida do ânodo de Mo com um filtro de ródio e 0,030 mm Mo em 50kVp foi a imagem que mais se aproximou da ideal figura 5.5.7 apresentando um contraste entre a microcalcificação e os tecidos da mama parecidos.

Como o filtro da combinação W- 0,0003 mm Lu e 0,05 mm Al é difícil de ser realizado na prática testamos a combinação W- filtro 0,05 mm Al também em 125 kV. Esta combinação apresentou um dc de 24 e um ψ de 142 igual ao dc 24 e um pouco mais do ψ 141 da combinação que considera o Lu. A imagem da figura 5.5.5 mostra que a microcalcificação permaneceu visível.

CAPÍTULO 6

CONCLUSÃO

6.1 – Conclusões finais

Dos aparelhos usados comercialmente foi observado que só a combinação W-Rh permite visualizar as microcalcificações sobre todos os tecidos mas mesmo assim a diferença de contraste entre os tecidos da mama continua alta não deixando o fundo uniforme, isso prejudica a visualização que o médico tem na hora de fazer o diagnóstico.

Das diversas combinações alvo- filtro propostas por pesquisadores e que simulamos podemos observar que na maioria das imagens as microcalcificações só ficaram visíveis no tecido adiposo exceto para a proposta de [Mc DONAGH_84]. Entretanto os nossos resultados foram mais satisfatórios pois além das microcalcificações ficarem mais realçadas nos tecidos da mama, o ψ para a faixa de energia que trabalhamos ficou menor do que o dos autores.

O objetivo principal, proposto na introdução do nosso trabalho, era o auxílio na detecção de lesões suspeitas como microcalcificações, realçando-as do tecido glandular da mama.

Com as combinações ânodo de tungstênio e filtro de 0,0003 mm Lu e 0,05 mm Al em 125 kV e ânodo de Mo e filtro de 0,045 mm Rh e 0,030 mm Mo em 50 kVp atingimos esse objetivo.

As nossas propostas figura 6.1 e 6.2 apresentam vantagens evidentes sobre as propostas de anodo de W e filtro de 0,05 mm Rh em 30 kVp do sistema convencional sendo ainda melhor que a de anodo de W e filtro de 0,047 mm Pd em 30 kVp proposta por [Mc Donagh_84] no que se refere a visibilidade das microcalcificações.

Também com estas combinações utilizam kVp alta, o tempo de exposição é menor e a dose absorvida é mais baixa.

Figura 6.1 – Imagem simulada obtida com anodo de W e um filtro de 0,0003 mm Lu e 0,05 mm Al em 125 kVp.

Figura 6.4 – Imagem simulada obtida com anodo de W e filtros de 0,047 mm Pd em 30 kVp proposta de [Mc Donagh_84].

Figura 6.2 – Imagem simulada obtida com anodo de Mo e um filtro de 0,045 mm Rh e 0,030 mm Mo em 50 kVp

Figura 6.5 – Imagem simulada obtida com anodo de W e um filtro de 0,050 Rh em 30 kVp.(sistema convencional.)

Figura 6.3 – Imagem simulada obtida com anodo de W e um filtro 0,05 mm Al em 125 kVp.

O programa desenvolvido permite determinar as melhores combinações de anodo-filtro-kVp para obter a maior nitidez das imagens. Entretanto essas condições podem não serem realizáveis a um custo compatível com o benefício esperado.

Mas é sempre possível escolher outra opção cuja relação custo-benefício seja melhor. É o caso do filtro de 0,0003 mm Lu e 0,05 mm Al que propomos que pode ser substituído por 0,05 mm Al sem perder muito a nitidez como mostrado na figura 6.3.

A simulação foi desenvolvida considerando uma mama de 5 cm mas pode também ser testada com outras espessuras que o médico julgar necessária.

A possibilidade oferecida pelo programa de verificar a nitidez dada por espectros gerados por anodos de W ou Mo ou de escolher o filtro em função da espessura do órgão e com qual exposição realizar o exame, torna o modelo prático e permite evitar que o paciente se exponha a exames desnecessários.

6.2 – Sugestão de trabalho futuro

Realizar as combinações propostas com sistemas mamográficos e filtros e as testar com simuladores de mama.

CAPÍTULO 7

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[AL-BAHRI_96]

Jamila S. Al-Bahri and Nicholas M. Spyrou; Photon Linear Attenuation Coefficients and Water Content of Normal and Pathological; *Appl Radiat. Isto*, Vol 47, Nº 8, pp. 777-784,1996.

[ALMEIDA_94]

Adelaide de Almeida , 1994

The use of elemental filters for the monochromatization of x- ray tubes, *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Rio de Janeiro.

[BIRCH_79]

R.Birch, B.SC., M.SC. and M. Marshall, B.SC. PHD. Computation of Bresstrahlung X-ray Spectra and Comparison with Spectra Measured with a Ge(Li) Detector. *Physical Medical Biology*.,1979, Vol.24, No.3,505-517.

[BOONE_96]

John M. Boone and Andres E. Chavez; Comparison of x-ray cross sections for diagnostic and therapeutic medical physics. *Medical Physics* 23(12), December 1996.

[BOONE_97]

John M. Boone and J. Anthony Seibert; An accurate method for computer-generating tungsten anode x-ray spectra from 30 to 140 kV. *Med. Physical* 24.(11), november 1997.

[BURGUESS_81]

E. Burgess, Contrast effects of a gadolinium filter. *Medical Physics* 8(2), March/April. 1981

[CALICCHIA_96]

A. Calicchia, 1996

Niobium/Molybdenum K-edge filtration in mammography: contrast and dose evaluation. *Phys. Med Biol.* 41 pp 1717-1726.

[CHAN_88]

Heang-Ping Chan,Phd; Kunio Doi,Phd;Carl Vyborny, Md.PhD; Kwok-Leung Lam, Phd and Robert A Schmidt, Md; Computer-Aided Detection of Microcalcification in mammograms Methodology and Preliminary Clinical Study. *Invest Radiol* 1988, 23:664-671.

[CURRY III_90]

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

[DAVIES_90]

DAVIES, D.H.; DANCE, D.R. Automatic computer detection of clustered calcification in digital mammograms. *Physics in Medicine and Biology*, v.35(8), p. 1111-1118,1990.

[DESPONDS_91]

L. Desponds, 1991. Influence of anode and filter material on image quality and glandular dose for screen-film mammography, *Phys. Med Biol*, Vol 36, No. 9, pp 1165-1182.

[DOI_82]

Kunio Doi, Ph.D.; Carl J. Vyborny, M.D.,Ph.D; Gunnila Holje,Ph.D; Development of a rigid fluorescent X-Ray Source for Monoenergetic Radiation Studies in Radiographic Imaging. *Radiology* 142:233-236, January(1982).

[FARQUHARSON_95]

M.J.Farquharson, N.M. Spyrou; J.^a AL-Bahri and D.J. Hoghate. Low Energy Photon Attenuation Measurements of hidrophilic Marerials for tissue Equivalente Phantoms. *Appl Radiat. Isto*, Vol 46, n° 8, pp. 783-790,1995.

[HAUS_76]

Arthur G. Haus, Charles E. Metz, PH.D., John T. Chiles, M.D., and Kurt Rossmann, PH.D.; The Effect of X-Ray Spectra from molybdenum and Tungsten Target Tubes on Image Quality in Mammography. *Radiology* 118: 705-709, March 1976.

[HUBBELL_82]

J.H. Hubbell.

Photon Mass Attenuation and Energy-absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV. *Int. J. Appl. Radiat. Isot.* Vol 33, pp.1269 to 1290, 1982.

[HOFFMAN_74]

E.J. Hoffman, PHD. and M.E. Phelps, PHD. 1974

Production of Monoenergetic X-rays from 8 to 87 KeV , *Phys. Med Biol*, Vol 19, No. 1, pp 19-35.

[JOHNS_69]

JOHNS, H.E; CUNNINGHAM, J.R.: *The Physics Of Radiology*, Illinois, Charles C. Thomas, Ed, 3rd , 1969.

[JOHNS_87]

Paul C. Johns and Martin J. Yaffe; X-ray characterisation of normal and neoplastic breast tissues; *Physical. Medical Biology*, 1987, Vol.32, No.6,675-695.

[KIMME-SMITH_89]

Carolyn Kimme-Smith, Lawrence W. Bassett and Richard H. Gold. Film-Screen mammography x-Ray tube anodes: Molybdenum versus Tungsten. *Medical Physics* 16(2), April. 1989.

[KODAK]

Manual da Kodak, Fundamentos da Radiografia.

[Mc DONAGH_84]

C.P McDonagh, J.L Leak and S.A Beaman.; Optimum X-Ray Spectra for Mammography: Choice of K-edge Filters for Tungsten Anode Tubes.; *Phys. Med. Biol.*, 1984, Vol.29, No.3 249-252.

[MILLAR_75]

R.H.Millar, PHD.

Experimental X-ray Attenuation Coefficients at Low Photon Energies for Substances of Medical Importance. *Phys. Medical. Biology*, 1975, Vol.20, N.6, 974-979.

[NAGEL_89]

H.D. Nagel, 1989

Comparison of performance characteristics of convencional and K-edge filters in general diagnostic radiology. *Phys Med Biol.*, Vol 34, No.9, pp 1269-1287.

[OLIVEIRA_95]

Oliveira, H. J. Q. ; Simulação computacional da nitidez de imagens radiológicas para controle de qualidade – dissertação apresentada na EESC/USP. 1995.

[RINI_73]

James M. Rini, M.D., Alfred Horowitz, M.D., Stephen Balter, PH.D., and Robin C. Watson, M.D. A Comparison of Tungsten and Molybdenum as Target Material for Mammographic X-Ray Tubes. *Radiology* 106: 657-661, March 1973.

[SÄBEL_96]

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

[SCAFF_79]

SCAFF, L. A M. Bases Físicas da Radiologia. Diagnóstico e terapia. Sarvier S/A. Editora de Livros Médicos, São Paulo, 1979.

[TUCKER_94]

D.M Tucker and G.T Barnes , 1994

Dose and contrast in Mo/Mo. and Rh/Rh target/filter mammography, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Rio de Janeiro.

[UNDERWOOD_96]

A C. Underwood, J Law, D. A. Goodman, A. Robinson, A. Rust. Short Communication: Kilovoltage measurements with rhodium target and filters on mammography X-ray machines. *The British Journal of Radiology* , 69, 769-773.

[VASILIEV_93]

V.N. Vasiliev, 1993

Reduction of the scattered radiation during x-ray examination with screen-film systems, *Nucl. Tracks Radiat. Meas*, Vol.21, No. 1, pp 187-190.

[WOLBARST_93]

Wolbarst , A B , 1993; *Physics of Radiology* . Ed Appeton & Lance. p 113-131.