

AVALIAÇÃO E CARACTERIZAÇÃO DO ESPALHAMENTO DOS RAIOS X EM
TECIDOS E SIMULADORES MAMOGRAFICOS USANDO SIMULAÇÃO DE
MONTE CARLO

Mônica Geórgia Nunes Oliveira

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM
ENGENHARIA NUCLEAR.

Aprovada por:

Prof. Delson Braz, D. Sc

Prof^a. Regina Cely Rodrigues Barroso Silva, D. Sc

Prof. Ademir Xavier da Silva, D. Sc

Prof. Luís Fernando de Oliveira, D. Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

ABRIL DE 2005

OLIVEIRA, MÔNICA GEÓRGIA NUNES

Avaliação e Caracterização do
Espalhamento dos Raios X em Tecidos e
Simuladores Mamográficos Usando
Simulação de Monte Carlo [Rio de Janeiro]
2005.

XIII, 81p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M. Sc.,
Engenharia Nuclear, 2005).

Tese – Universidade Federal do Rio de
Janeiro, COPPE.

1. Monte Carlo
2. Tecidos
3. Caracterização

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

Ao meu esposo Edson a quem tanto amo e que compartilhou comigo todos os momentos desta tese, aos meus filhos Vitor Mateus e Lucas José que nasceram no período em que desenvolvi este trabalho e a minha mãe Georgina e aos meus irmãos Antônio e Gerson que compõem um verdadeiro laço de afetividade. Ao meu pai (in memorian).

AGRADECIMENTOS

A Deus, por me dar a graça de realizar este mestrado e de colocar em meu caminho as pessoas certas que possibilitaram este acontecimento.

A meu esposo Edson, pela participação ativa, lado a lado ao mesmo tempo em que também desenvolveu sua tese no LIN; e pelos dois filhos que tivemos durante este mestrado.

A D.Georgina, D.Edir, Toninho, Kelly, Regina e Diego, que sabendo da importância deste trabalho, me ajudaram dando atenção e cuidando de meus bebês Lucas e Vítor, compensando meus momentos de ausência.

Ao Professor Ademir Xavier da Silva, pela atenção e pelas dicas importantes do programa de simulação MCNP.

Aos meus orientadores Professor Delson Braz e Professora Regina Cely que sabendo de minhas dificuldades devido à distância do campus e disponibilidade de tempo devido à concomitância da confecção desta tese com o trabalho, possibilitaram e incentivaram a continuidade da tese, me apoiando e solucionando os momentos de dificuldades, ou seja, foram mais do que orientadores foram realmente pessoas com grande sensibilidade.

Aos professores do Laboratório de Instrumentação Nuclear: Ricardo Tadeu Lopes e Edgar de Jesus.

Aos amigos do Laboratório de Instrumentação Nuclear: Hamilton, Max, Anderson, Cíntia, Cristiano, Eduardo, Fábio, Inayá, José Cláudio, Nívia, Renata, Carlos, Cláudio e todos os outros que pelas conversas e discussões durante o trabalho.

Ao corpo Técnico do Laboratório de Instrumentação Nuclear, que sempre me apoiaram quando solicitado, sempre com atenção e cordialidade.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M. Sc.)

AValiação e Caracterização do Espalhamento dos Raios X em Tecidos e Simuladores Mamográficos Usando Simulação de Monte Carlo

Mônica Geórgia Nunes Oliveira

Abril/2005

Orientadores: Delson Braz e Regina Cely Rodrigues Barroso Silva

Programa: Engenharia Nuclear.

A simulação computacional vem sendo amplamente utilizada em pesquisas físicas, tanto pela viabilidade dos códigos quanto pelo crescimento do poder dos computadores nas décadas mais recentes. O programa de simulação de Monte Carlo, código EGS4 é um programa de simulação utilizado na área de transporte de radiação. Os simuladores, tecidos substitutos, fantoms ou ainda fantomas são objetos utilizados para realizar estudos sobre quantidades dosimétricas e testes de qualidade de imagens. Os simuladores possuem características de espalhamento e absorção da radiação semelhante aos tecidos que compõem o corpo. O objetivo deste trabalho é traduzir os efeitos das interações das radiações em tecidos de uma mama real saudável, doente e em simuladores, utilizando o código de simulação Monte Carlo EGS4. Neste trabalho faremos, o estudo do percentual de dose em função da profundidade utilizando o espectro do Mo filtrado por 0,03mm de Mo e também feixes monoenergéticos de 17,44 keV e 19,6 keV; estudo do parâmetro Fração de energia depositada, $F(E)$, para o espectro do Mo filtrado por 0,03mm de Mo e feixes monoenergéticos de 15 keV, 17,44 keV e 19,6 keV; o levantamento do perfil de espalhamento - intensidade em função do ângulo de espalhamento - para as diversas composições de tecido; o percentual de energia transmitida, refletida e depositada na mama para os diferentes feixes simulados, o estudo da influência do prato compressor de acrílico na razão S/P (radiação espalhada em relação à radiação primária) dos tipos de tecidos simulados.

Abstract of thesis presented to COPPE/UFRJ as partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M. Sc.)

STUDY OF THE INFLUENCIE OF THE SCCATERING IN THE BREAST IN THE GENERATION MAMOGRAFICS IMAGES USING MONTE CARLO SIMULATION

Mônica Geórgia Nunes Oliveira

April/2005

Advisors: Delson Braz and e Regina Cely Rodrigues Barroso Silva.

Department: Nuclear Engineering

The computational simulation comes being widely used in physical research, as much for the viability of the codes how much for the growth of the power of the computers in the decades most recent. In virtual environment it can be explored different possibilities without causing unnecessary expositions and evaluating diverse parameters of the transport of the radiation with the substance. The programs of simulation Carlo Mount, code EGS is a code used in the area of radiation transport. The capacity of treatment of complex geometrias in 3 dimensions and the variety of options of entrance data make of these codes a convenient and powerful tool very in the field of the radiological protection, modeling of nuclear installations, detectors and shield of radiation. The simulators of fabrics, substitute fabrics, fantons or still fantomas are used objects to carry through tests of quality of images. They possess characteristics of scattering and absorption of the similar radiation to the fabrics that compose the body. The objective of this work is to translate the effect of the interactions of the radiations, in the bands of energy of the radiation normally used in mamógrafos, some fabric possibilities of a healthful, sick real breast and in simulators, virtual environment, through simulation Carlo the Mount, using code EGS4. In the characterization they will be made the study of dose in function of the thickness of the breast, of the energy retrospalhada and transmitted and the specter of exit for each one of the combinations target-filter using fantons that they simulate the diverse types of breast.

ÍNDICE

	página
<i>CAPÍTULO 1</i>	<i>1</i>
INTRODUÇÃO	1
<i>CAPITULO 2</i>	<i>10</i>
FUNDAMENTOS TEÓRICOS	10
2.1- Fundamentos do raio X.....	10
2.1.1- Introdução	10
2.1.2 – Interação elétron-alvo	11
2.1.3 – Mecanismos de produção de raios X.....	11
2.1.3.1 – Radiação de Frenamento (Bremsstrahlung)	11
2.1.3.2 – Radio X Característico	12
2.1.4 – Espectro de emissão do raio X	13
2.1.5 - A produção do raio X no tubo.....	15
2.1.6 – Interação da radiação eletromagnética com a matéria.....	15
2.1.6 .1 –Absorção fotoelétrica.....	16
2.1.6.2 – Espalhamento por Elétron Livre (Compton e Thomsom)	17
2.1.6.3 – Espalhamento por átomo livre – Compton coerente ou efeito Rayleigh.....	18
2.1.6.4 – Produção de pares.....	19
2.1.6.5 – A absorção Fotoelétrica e o Efeito Compton na Formação da Imagem	21
2.1.6.6 – O função do Espalhamento no Radiodiagnóstico.....	21
2.1.6.7– Desvantagem da Radiação Espalhada: Diminuição do Contraste	21
2.1.6.8– Vantagem da Radiação Espalhada – Possível Ferramenta para Caracterizar Tecidos.....	24
2.1.6.9- Coeficiente de Atenuação Linear Total	25
2.1.6.10- Coeficiente de atenuação linear de massa	25

2.1.6.11-Coefficiente de Atenuação e Seção de Choque Microscópica	26
2.1.6.12 – Coeficiente de Atenuação de Uma Mistura ou Composto	26
2.1.6.13 – Coeficiente de Transferencia de Energia.....	27
2.1.6 .14 – Valor Efetivo (Z/A) de um Material.....	27
2.2 – Anatomia e Fisiologia da Mama.....	28
2.2.1- Introdução	28
2.2.2 – Classificação da Mama.....	30
2.2.3 – Radiologia do Tecido Mamário.....	31
2.3 – Formação do Câncer.....	32
2.4 – O Câncer de Mama	33
2.5 – O Mamógrafo	33
2.6 –Os Simuladores de Tecidos	35
2.7 – Simulação Computacional.....	36
2.7.1 – O Método de Monte Carlo.....	37
2.7.2 – O Programa de Simulação EGS4.....	38
2.7.3 – As Incertezas dos Códigos Computacionais de Monte Carlo	42
<i>CAPÍTULO 3</i>	<i>43</i>
MATERIAIS E MÉTODOS	43
3.1 – Geometria do Sistema.....	46
3.2 - Fonte.....	46
3.3 – Biblioteca dos Materiais - Composição dos Tecidos Mamários	46
3.4 – Execução do Programa de Simulação.....	48
3.5 – Parâmetros Obtidos nas Simulações.....	49
3.5.1 – Energia Depositada	49
3.5.2 – Energia Refletida e Transmitida.....	51
3.5.3 – Distribuição Angular	53
3.6 – Conversão dos Resultdos Obtidos nas Simulações	53
3.6.1-Fração de Energia Depositada F(E).....	54
3.6.2 – Razão Sinal Ruído S/P.....	54
<i>CAPÍTULO 4</i>	<i>55</i>
RESULTADOS	55
4.1- Curvas de Dose Percentual X Profundidade	55
4.2 – Percentuais de Energias s Refletidas, Transmitidas e Depositadas	60

4.3 – Perfil de Espalhamento.....	65
4.4 – Percentual de Transmissão	66
4.5 – Razão S/P.....	68
<i>CAPITULO 5</i>	71
CONCLUSÕES E SUGESTÕES	71
5.1 Conclusões.....	71
5.2 Sugestões	73
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	74

ÍNDICE DE FIGURAS

	página
Figura 2.1 Formação do raio X por Bremsstrahlung	12
Figura 2.2 Formação de raios X característico. (a) ejeção de elétron orbital (ionização). (b) emissão de raios X característico. (IRD, 1999).....	13
Figura 2.3 Espectro de raios X. (IRD, 1999).....	13
Figura 2.4 Tubo de Raios X	14
Figura 2.4 Importância relativa dos três maiores processos de interação da radiação X ou gama com a matéria. As linhas mostram os valores de Z e de hv em que dois processos de interação têm igual probabilidade de ocorrer. (Knoll 1989).....	16
Figura 2.5 Representação do efeito fotoelétrico.....	17
Figura 2.6 Representação do efeito Compton	18
Figura 2.7 Representação do efeito de produção de pares. (IRD, 2001).....	20
Figura 2.8 Diagrama que ilustra a formação da imagem radiográfica convencional sem considerar o espalhamento: (a) paciente; (b) intensidade da radiação transmitida; (c) resposta à exposição do receptor de imagem, tela-filme; (d) imagem radiográfica (filme).....	22
Figura 2.9 Diagrama que ilustra a formação da imagem radiográfica convencional sem considerando a radiação transmitida primária e espalhada: (a) paciente; (b) intensidade da radiação transmitida – B1 só espalhamento; B2 total; (c) imagem radiográfica (filme).....	23
Figura 2.10 Mama: visão externa e posicionamento	28
Figura 2.11 (a) e (b) – Vista lateral da mama em corte... ..	29
Figura 2.12 Corte transversal representando os diferentes tipos de tecidos da mama.....	30
Figura 2.13 . <i>Diferença no contraste do tecidos fibroglandular e adiposo(Bontrager)</i>	32
Figura 2.14 Esquema de um mamógrafo.....	34
Figura 2.15 Tipos de incidências na mamografia. (a) Crânio –caudal CC. (b) Médio Lateral Oblíqua (MLO)	35

Figura 2.16 Diagrama em blocos representando um resuma da “ história” do fóton desde a emissão da fonte radioativa até o simulador.....	38
Figura 2.17 Estrutura do sistema do código EGSnrc. Os componentes dos códigos que podem ser escritos pelo usuário estão acima da linha pontilhada e aqueles abaixo da linha fazem parte do código do programa principal do EGS. ROGERS (2002).....	40
Figura 3.1 Esquema da geometria do sistema utilizada na simulação	44
Figura 3.2 Esquema da interações do fóton com a regiões.	49
Figura 3.2.1 Arquivo de saída da subrotina EDEP.....	50
Figura 3.3 Esquema da interação dos fótons com as regiões	52
Figura 3.4 Esquema da interação dos fótons com as regiões.	52
Figura 3.4.1 Arquivo de saída da subrotina espalhamento.....	53
Figura 4.1 Percentual de dose em função da profundidade utilizando feixes monoenergéticos e polienergéticos em fantoma de tecido adiposo	55
Figura 4.2 Dose e profundidade utilizando feixes monoenergéticos e polienergéticos em fantoma de tecido glandular.....	55
Figura 4.3 Dose e profundidade utilizando feixes monoenergéticos e polienergéticos em fantoma de tecido canceroso.....	57
Figura 4.4 Dose e profundidade utilizando feixes monoenergéticos e polienergéticos em fantoma de tecido médio.....	58
Figura 4.5 Dose e profundidade utilizando feixes monoenergéticos e polienergéticos em fantoma simulador BR12.....	54
Figura 4.6 Espectro do alvo de molibdênio filtrado com molibdênio antes e após placa de acrílico de 3mm de espessura	55
Figura 4.7 Energia % Refletida, Transmitida e Depositada em um fantoma de tecido adiposo	55
Figura 4.8 Energia % Depositada, refletida e transmitida em fantoma de tecido glandular.....	62
Figura 4.9 Energia % Depositada, refletida e transmitida em fantoma de tecido canceroso.....	62
Figura 4.10 Energia % Refletida, Transmitida e Depositada em um fantoma de médio.....	63

Figura 4.11 Energia % Refletida, Transmitida e Depositada em um fantoma simulador BR12	62
Figura 4.12 Energia % Refletida, Transmitida e Depositada em fantomas que simulam tecidos com variação de glandularidade.....	64
Figura 4.13 Fração de Energia depositada $F(E)$ em fantomas que simulam tecidos com % de glandularidade	65
Figura 4.14 Perfil de Espalhamento fantomas de tecidos da mama	66

ÍNDICE DE TABELAS

	página
Tabela 2.1 Variáveis que influenciam nos processo de interação dos fótons (BIRAL, 2002)..	20
Tabela 2.2 Importância da energia dos fótons no tecido humano (BIRAL, 2002)..	21
Tabela 3.1 Situações para estudos com o fantoma dividido em 20 regiões.	45
Tabela 3.2 Situações para estudos com o fantoma dividido em 3 regiões.	46
Tabela 3.3 Características dos tecidos simulados.....	47
Tabela 3.4 Composição e densidades dos tecidos com variação de glandularidade simulados	48
Tabela 3.5 Planilha obtida da subrotina EDEP.....	51
Tabela 4.1 Percentual de transmissão para todos os tecidos estudados	67
Tabela 4.2 - Percentual de transmissão em função da glandularidade	68
Tabela 4.3 – Razão S/P para todos os tecidos estudados.....	69
Tabela 4.4 - Razão S/P em função do percentual de glandularidade	70

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

A cada ano que passa, o câncer se configura e se consolida como um problema de saúde pública de dimensões nacionais. Estima-se que haverá cerca de 340.000 novos casos e aproximadamente 123.000 óbitos por câncer em todo o Brasil. O principal tipo de neoplasia maligna a acometer as mulheres é o câncer de mama, que também é a principal causa de morte por câncer entre as mulheres no Brasil (INCA, 2002).

Como a ciência ainda não descobriu uma forma eficaz de prevenção do câncer de mama ou a cura independente do estágio da doença, a detecção precoce é a principal arma aumentar as chances de cura. Esta detecção precoce pode ser obtida através de procedimentos ditos de rastreamento do carcinoma da mama (*screening*) – dentre eles exames clínicos e técnicas de imagens – preferencialmente anteriores ao resultado do auto-exame das mamas, quando o nódulo é já clinicamente palpável.

A principal técnica de *screening* das mamas é a mamografia, que consiste em se obter uma imagem usando as diferenças de coeficiente de atenuação linear dos diversos tipos de tecidos e materiais, detectando corpos de diferentes densidades e formas (Polletti, 2001). O diagnóstico mamográfico é uma tarefa que necessita da habilidade do radiologista no procedimento e da interpretação da imagem para a definição do diagnóstico. É um procedimento que necessita de técnica e posicionamento adequados para que não haja comprometimento da imagem mamográfica; requer ainda conhecimento e treinamento do radiologista e de equipamentos que produzam boas imagens. Se os fatores: técnica, treinamento e qualidade da imagem, não forem associados, imagens de baixa qualidade dificultarão o diagnóstico, gerando ansiedade e nova exposição do paciente.

A mamografia é uma técnica radiográfica que faz uso de um tubo de raios X, com características específicas e que está acoplado a um arco móvel, o qual possibilita um direcionamento angular do feixe adequado aos diversos tipos de incidência: médio-lateral-oblíqua, crânio-caudal, etc.. O sistema mamográfico possui ainda uma bandeja

de compressão cuja finalidade é homogeneizar a espessura da mama e mantendo-a imóvel ao mesmo tempo. O sistema de detecção faz uso do tradicional conjunto tela-filme. No entanto, o filme de mamografia deve ser especial e de alto contraste para que possa compensar o baixo contraste inerente ao tecido mamário. A técnica radiográfica empregada é de baixa quilovoltagem (kV) e alta miliamperagem (mA). Conseqüentemente, as doses de radiação são altas (Azevedo, 2001). Quanto maior a tensão aplicada ao tubo, maior será a energia dos raios X gerados e maior também o seu poder de penetração. Aumentando-se a corrente, aumenta-se a intensidade do feixe. Devido às densidades das estruturas anatômicas dos tecidos que compõe a mama serem muito próximas, na mamografia convencional utiliza-se baixas energias, da ordem de 20KeV, para que haja a possibilidade de se diferenciar um tecido do outro.

A tecnologia dos mamógrafos desenvolveu-se muito desde 1966, quando foi desenvolvida a primeira máquina dedicada à mamografia. Até então, as imagens mamográficas eram produzidas por máquinas convencionais de raios-X com anodo de tungstênio, os quais produziam imagens muito pobres e aplicavam altas doses de radiação no paciente. Em 1969, foi lançado o primeiro modelo comercial do “Senographe I”, da companhia CGR. Esse mamógrafo incluía características inovadoras como o anodo de molibidênio com filtro de molibidênio de 0,3 mm e tamanho do ponto focal de 0,6mm, com os quais se obtinham imagens de qualidade suficiente e com a finalidade de solucionar altas doses de exposição. Diversos Fabricantes, como a Siemens, a Philips, a Picker e a General Eletric passaram a produzir modelos similares ao da CGR e com isto, surgiu a primeira geração de mamógrafos (Peixoto, 1999).

Em 1975, a Du Pont introduziu uma combinação tela-filme fluorescente desenhada exclusivamente para a mamografia. Em 1977, surgiu o modelo com tubo de raios X possuindo dois pontos focais: um de tamanho nominal igual 0,45mm para a mamografia convencional de contato com o filme, e outro chamado de microfoco, de tamanho nominal igual a 0,09mm, próprio para a realização de projeções ampliadas de regiões da mama.

Em 1980, inicia o projeto da segunda geração de mamógrafos, reduzindo significativamente o tempo de exposição e a confiança do paciente durante o

procedimento. Em 1984, além do tubo de raios X para a mamografia de microfoco e alta corrente elétrica, aparecem os primeiros equipamentos motorizados para a compressão.

Em 1992, os equipamentos ganharam várias possibilidades de combinação alvo filtro, especificamente a introdução da tecnologia do ródio, que apresenta melhor penetração no tecido mamário, sendo especialmente útil para mulheres com mamas radiodensas. Em 1996, com o aumento da quantidade de mulheres aos serviços de mamografia, acontece o lançamento do sistema de máquinas de fácil operabilidade e menos propensas a erros. Sucessivas melhorias técnicas foram sendo implantadas nos equipamentos, tais como CAE (Controle Automático de Exposição), anodos giratórios, o sistema de aquisição de dados digital. Em 1988, surge no mercado a mamógrafo com cassete digital único, que permite a troca da imagem por ponto digital em uma máquina e, finalmente no ano 2000, surge o primeiro sistema de campo digital total, propiciando tecnologia digital.

Com o objetivo de melhoria da qualidade da imagem, são usados os simuladores de tecidos (ou fantasmas), os quais são recursos utilizados para se avaliar objetivamente os parâmetros que influenciam a qualidade da imagem em mamografia. Os simuladores possuem o propósito principal de simular a interação do feixe com o paciente objetivando avaliar o enegrecimento, a definição, o contraste da imagem e caracterizar determinados achados radiológicos.

Os simuladores de tecidos possuem características de espalhamento e absorção da radiação semelhante aos tecidos que compõem o corpo. Desde a introdução dos tecidos substitutos no começo do século passado, os simuladores geralmente são utilizados para avaliação experimental na dosimetria das radiações. Kienböck et al., em 1906, estabeleceram a água e cera como músculo ou tecido equivalente mole. Em 1920, estudos experimentais baseados em blocos de água e cera predominaram. Naquele tempo, foram muitos os relatórios gerados sobre curvas de isodose medidos em torno de fontes de rádio e do radônio utilizando fantasmas de água ou cera e depois comparados com feixes de raios-x medidos. Em 1924, Westman fabricou um fantoma da pélvis de cera-plástica para fazer avaliação de distribuição de profundidade de dose na radioterapia ginecológica. Garry *et al.*, em 1974, criou a primeira família de fantasmas baseados em órgãos matemáticos. A partir de 1970, os fantasmas começaram a ser

produzidos também para outras aplicações, do radiodiagnóstico até proteção radiológica. O fantoma especial para as imagens mamográficas foi introduzido por Stanton *et al* (1978). Adicionalmente, as imagens de fantasmas e objetos de testes foram usados para avaliação de imagens e performance de sistemas radiográficos e também dos sistemas de telas intensificadoras. Burger (1949) e Hay (1958) empregaram detalhes em fantasmas para análises da relação entre o limiar do contraste e objetos visualmente detectáveis pelo observador humano. Com a introdução de novos plásticos e resinas substitutos de tecidos (White *et al.*, 1977), poliuretanos (Griffith, 1980) e polietileno (Hermann *et al*, 1985) e juntamente com técnicas associadas de fabricação, criou-se uma larga escala de fantasmas de alta qualidade. É notável o uso de água substituta, WT1 (água sólida) a qual é muito utilizada como material padrão para dosimetria em radioterapia (Constantinou *et al*, 1982).

Quando se trata de simulação computacional, os fantasmas geométricos são utilizados para fazer representações de parte do corpo humano (Coelho, 1993, Zankl *et al* 1991). Atualmente com a evolução dos sistemas computacionais, alguns fantasmas matemáticos foram desenvolvidos. Existem na literatura dois tipos de fantasmas matemáticos: os fantasmas matemáticos geométricos e os fantasmas matemáticos de elementos de volume. Um dos fantasmas geométricos foi desenvolvido pelo Medical International Radiation Dose Committee (MIRD). O fantoma MIRD é uma representação tridimensional do corpo humano, como altura e peso que correspondem ao homem referência do ICRP (1975) (Eckerman *et al*, 1996, Hunt 1998). Os principais órgãos são representados através de equações quadráticas e têm composição e densidade heterogênea do corpo humano. O fantoma matemático tipo voxel, são representados por elementos de volume de forma de paralelepípedos, que dividem o corpo humano em um grande número de paralelepípedos de tamanho único (Veja, 2003).

Os simuladores computacionais foram introduzidos em 1960. Inicialmente eram simples equações matemáticas utilizadas para representar seções e órgãos do corpo humano adulto (Hayes & Brucer, 1960; Fisher & Snyder, 1968).

As técnicas computacionais de simulação do transporte das radiações vêm sendo amplamente utilizadas em pesquisas físicas, tanto pela viabilidade dos códigos computacionais, quanto pelo crescimento do poder dos computadores nas décadas mais recentes. Em ambiente virtual pode-se explorar diferentes possibilidades sem causar exposições radiológicas e avaliar diversos parâmetros do transporte da radiação com a matéria tais como: melhor faixa de energia da radiação a ser utilizado no diagnóstico, a melhor espessura do material para a atenuação do feixe e determinação do índice de exposição à radiação. Enfim, a simulação computacional pode ser uma prévia ou uma comparação do que pode ocorrer na prática, permitindo avaliar os fatores que influenciam o desempenho de um sistema operacional sem as restrições impostas pela montagem experimental.

O Técnica de Monte Carlo, segundo Naylor (1971), é uma técnica de simulação com base probabilística ou estocástica, e é aplicada a dois tipos gerais de problemas: os que envolvem alguma forma de processos estocásticos (o método foi desenvolvido para simular distribuições de probabilidade conhecidas ou empíricas) e os problemas matemáticos determinísticos. Neste caso, obtém-se soluções aproximadas simulando um processo estocástico cujos momentos, funções de densidade ou funções de distribuição cumulativas satisfaçam as relações funcionais ou requisitos de soluções de problemas determinísticos.

Ainda segundo esse autor, a origem do Método de Monte Carlo remonta ao trabalho de Von Neumann e Ulan, em 1940, no Laboratório de Los Alamos (Estados Unidos). Nesse trabalho os pesquisadores associaram a expressão “Análise de Monte Carlo” à técnica matemática que utilizaram para solucionar problemas de blindagem em reatores nucleares, os quais seriam muito caros em uma solução experimental ou muito complicados para tratamento analítico.

A técnica de Monte Carlo vem sendo usada para reproduzir teoricamente o processo estatístico e, como já dito, é particularmente útil para problemas complexos que não podem ser modelados pelos códigos de computador que usam métodos determinísticos. Os eventos probabilísticos individuais que compreendem os processos são simulados seqüencialmente. O controle de distribuição probabilística desses eventos

é amostrado estatisticamente para descrever o fenômeno como um todo. Em geral a simulação é realizada em computadores digitais, porque o número de trilhas necessárias para descrever os processos de interações adequadamente é normalmente muito grande. O processo de amostragem estatístico é baseado na seleção de números randômicos – analogamente ao lançamento de dados em um jogo de cassino - por isto o nome “Monte Carlo”. No transporte da partícula, a técnica de Monte Carlo é um experimento teórico. Isto consiste em realmente seguir cada uma das partículas da fonte, no início da sua vida, até a sua morte em semelhantes categorias (absorção, escape, etc). As distribuições de probabilidade são amostras randômicas usando dados transportados para determinar os resultados de cada etapa da vida da partícula (Briesmeister, 1997).

Saliby (1989) trata da evolução do Método de Monte Carlo. De acordo com ele, a aplicação original desse método voltava-se à avaliação de integrais múltiplas, mas logo se verificou sua aplicabilidade na solução de diversos problemas matemáticos complexos. Após o momento inicial, as deficiências foram bem reconhecidas, entre elas o grande esforço computacional envolvido e a baixa precisão dos resultados. Como no final da década de 40 os computadores começavam a se tornar realidade, as melhorias no método direcionaram-se para a obtenção de resultados mais precisos, sem o aumento proporcional dos tempos de processamento. Esse esforço resultou em técnicas de redução de variância.

Em 1985, Nelson *et al* disponibilizaram o sistema computacional EGS4 ((Electron-Gamma-Shower). Este código é baseado no Método de Monte Carlo. O sistema do código EGS ou “chuveiro de elétrons e raios gama”, é uma importante ferramenta utilizada no estudo do transporte de radiações. Este sistema foi usado primeiramente com uma ferramenta da física de altas energias desenvolvida pelo SLAC (Stanford Linear Accelerator Center). Este código é composto por um conjunto de sub-rotinas as quais abrangem, como um todo , a física das radiações, de modo a permitir ao usuário escrever sua própria geometria e contagem das histórias das simulações, sem mudar o corpo das rotinas principais do programa. (Vigas, 2003)

Diversos trabalhos foram realizados utilizando simulação computacional: em 1986, Wakabayashi, com o objetivo de realizar estimativas de dose equivalente efetiva a

partir de irradiações externas no simulador matemático MIRD, realizou uma adaptação de um programa de cálculo de dose interna, baseado no Método de Monte Carlo, Perles (2001), utilizou o código EGS4, para o estudo de cálculo da dose de radiação através de convoluções em meios heterogêneos para aplicações em radioterapia, Vagas(2004) utilizou a simulação de Monte Carlo para determinação do fator de ganho de dose em meio aquoso contendo matérias de alto Z, Dance (1990) utilizou o Monte Carlo para o cálculo de fatores de conversão para a estimativa de dose glandular da mama; Vega (2003) utilizou o MCNP para análise de distribuição de dose em exames tomográficos; da Silva (2003) utilizou o código para fazer a dosimetria reconstrutiva de acidente radiológico.

A dose para a mama representa um risco potencial oriundo do procedimento mamográfico e é determinada através de procedimentos estabelecidos. O kerma no ar, exposição e dose superficial são as quantidades dosimétricas usadas mais comumente em dosimetria clínica e podem ser convertidas para dose absorvida na mama utilizando coeficientes de conversão apropriado, que podem ser derivadas tanto experimentalmente como através de simulações matemáticas (Zoetelief & Jansen, 1995; Hart *et al*,1994) .

Outra quantidade apropriada para dosimetria é a energia absorvida pelo tecido mamário irradiado (Carlsson *et al*, 1999). A energia absorvida pode fornecer a informação da distribuição energética apesar das propriedades de espalhamento e penetração dos diferentes espectros mamográficos. A determinação da energia absorvida bem como, sua distribuição interna na mama, podem ser aproximadas com medidas em fantasmas físicos carregados com dosímetros termoluminescentes. Entretanto, este método consome muito tempo e limita-se por padrões comuns existentes de espectros mamográficos, de composições de fantasmas da mama e de geometrias. Diversos procedimentos computacionais tem sido usados e baseam-se principalmente na simulação de Monte Carlo e no tratamento dessas limitações utilizando o coeficiente de conversão da dose na entrada da superfície ou do kerma no ar para a energia absorvida (Wu *et al*, 1991; Zoetelief & Jansen,1995).

Modelos de simulação de Monte Carlo tem sido amplamente utilizados em estudos relacionados a radiação (Jarry *et al.*, 2003) e especialmente em mamografia (Dance 1990; Wu *et al.*, 1991; Zoetelief & Jansen, 1995). Eles incluem a simulação por raios X gerados através da distribuição espectral, bem como por interações da radiação com a matéria.

O objetivo deste trabalho é fazer a avaliação e caracterização do espalhamento dos raios X em tecidos e simuladores mamográficos usando a técnica de Monte Carlo usando o código EGS4. Para tanto, estudaremos:

- a dose percentual em função da profundidade utilizando feixes de energia do espectro do Mo filtrado por 0,03mm de Mo, feixe monoenergéticos de 17,44 keV e 19,6 keV;
- a fração de energia depositada, $f(E)$, utilizando feixes de energia do espectro do Mo filtrado por 0,03mm de Mo, feixe monoenergéticos de 15 keV, 17,44 keV e 19,6 keV;
- a influência do prato de acrílico nas características de espalhamento dos tecidos e na razão radiação espalhada e radiação primária;
- o perfil de espalhamento dos fótons em função do ângulo (número % de fótons transmitidos a 0° , espalhados no intervalo $0 < \text{ângulo} < 90^\circ$ e no intervalo $\text{ângulo} > 90$ para os diversas composições de tecido);
- o percentual de energia transmitida na saída, refletida na entrada e depositada utilizando em função do feixe de incidência no fantoma.

Na simulação computacional, os tecidos dos fantasmas foram simulados usando os valores da ICRU44 (International Commission Radiological Units).

No capítulo 2 serão apresentados os fundamentos teóricos. No capítulo 3, são apresentados os parâmetros utilizados nos códigos EGS4 para a realização das simulações e também os materiais e a metodologia utilizada para simulação do fantoma matemático, da fonte pontual e da composição dos tecidos mamários estudados. No capítulo 4, são apresentados os resultados, comparando-os com a literatura quando

possível e apresentando as diferenças encontradas nos resultados. No capítulo 5, são apresentadas as conclusões e sugestões.

CAPÍTULO II

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Nestes capítulos são apresentados os fundamentos teóricos da produção dos raios X, os principais mecanismos pelos quais as radiações eletromagnéticas interagem com a matéria, coeficientes de atenuação, a função do espalhamento no radiodiagnóstico, anatomia e fisiologia da mama, simuladores de tecidos, fundamentos sobre simulação de Monte Carlo e o código EGS4.

2.1 - Fundamentos da Produção do Raio X

2.1.1 - Introdução

Em 1885, Roentgen descobriu os raios X, que eram produzidos quando um feixe de raios catódicos atingia um alvo sólido e que o funcionamento de um tubo de raios catódicos produzia fluorescência num anteparo coberto com cianeto de bário e platina, colocado a alguma distância do tubo. O efeito foi atribuído à radiação vinda das paredes do tubo de raios catódicos. Estudando este novo tipo de radiação, Roentgen percebeu que se materiais opacos à luz eram colocados entre o tubo e o anteparo, a intensidade da fluorescência diminuía mas não desaparecia, mostrando que os raios X podiam atravessar substâncias que eram opacas à luz ordinária. Também descobriu que a radiação X podia escurecer qualquer placa fotográfica e produzir ionização em qualquer gás através do qual passasse. Esta última propriedade é usada para medir a intensidade de radiação. Observou que estes raios X se propagavam em linha reta a partir da fonte e não podiam ser desviados por campos elétricos e magnéticos, concluindo que eles não eram partículas carregadas. Trabalhos posteriores mostraram que os raios X podiam ser refletidos, refratados e difratados, existindo evidência convincente de que estes raios eram radiação eletromagnética como a luz, mas de um comprimento de onda muito menor. Os raios X se tornaram uma valiosa ferramenta na pesquisa atômica e uma grande soma de informações a respeito da estrutura atômica foi obtida dos estudos de espalhamento e absorção de raios X por átomos (Kaplan, 1978).

Os raios X, assim chamados por seu descobridor Roentgen porque sua natureza era então desconhecida, são radiações eletromagnéticas com comprimento de onda menor que aproximadamente $1,0 \text{ \AA}$. Eles apresentam propriedades típicas de ondas como polarização, interferência e difração, da mesma forma que a luz e todas as outras radiações eletromagnéticas (Eisberg *et al*, 1994).

2.1.2 - Interação elétron-alvo

As máquinas de raios X foram planejadas de modo que um grande número de elétrons seja produzido e acelerado para atingir um anteparo sólido (alvo) com grande energia cinética. No tubo de raios X os elétrons obtêm alta velocidade pela alta voltagem aplicada entre o anodo e o catodo. Num aparelho moderno de raios X operando a, por exemplo, 70 kVp, quase todos os elétrons atingem o alvo com uma energia cinética de 70 keV, correspondente a uma velocidade de aproximadamente metade da velocidade da luz no vácuo. Os elétrons que atingem o alvo interagem com o mesmo, transferindo suas energias cinéticas para os átomos do alvo. Estas interações ocorrem a pequenas profundidades de penetração dentro do alvo. Os elétrons interagem com qualquer elétron orbital ou núcleo dos átomos do alvo. As interações resultam na conversão de energia cinética em energia térmica e em energia eletromagnética (IRD, 1999).

2.1.3 Mecanismos de Produção de Raios X

Existem dois mecanismos de produção de raios X, dependendo do tipo de interação entre os elétrons e o alvo:

- raios X por frenamento, o qual envolve um elétron passando bem próximo a um núcleo do material do alvo,
- raios X característico, que envolve uma colisão entre o elétron incidente e um elétron orbital ligado ao átomo no material do alvo.

2.1.3.1 Radiação de Frenamento (Bremsstrahlung)

O processo envolve um elétron passando bem próximo a um núcleo do material do alvo (figura 2.1). A atração entre o elétron carregado negativamente e o núcleo

positivo faz com que o elétron seja desviado de sua trajetória perdendo parte de sua energia. Esta energia cinética perdida é emitida na forma de uma raio X, que é conhecido como “bremsstrahlung” ou radiação de frenamento. Dependendo da distância entre a trajetória do elétron incidente e o núcleo, o elétron pode perder parte da ou até toda sua energia. Isto faz com que os raios X de “bremsstrahlung” tenham diferentes energias, desde valores baixos até a energia máxima que é igual à energia cinética do elétron incidente (IRD, 1999).

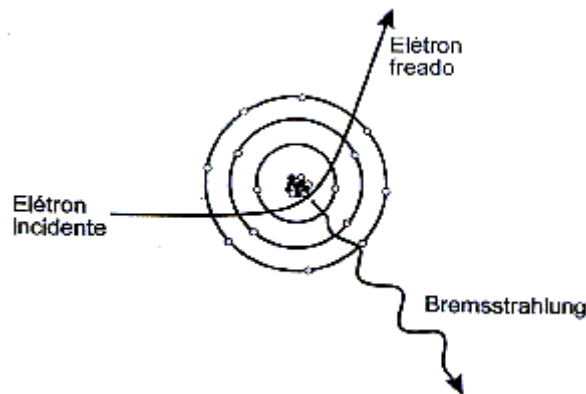


Figura 2.1 - Formação de raios X de Bremsstrahlung (IRD, 1999).

2.1.3.2 - Raios X Característicos

Esse processo envolve uma colisão entre o elétron incidente e um elétron orbital ligado ao átomo no material do alvo (figura 2.2). O elétron incidente transfere energia suficiente ao elétron orbital para que seja ejetado de sua órbita, deixando uma lacuna. Esta condição instável é imediatamente corrigida com a passagem de um elétron de uma órbita mais externa para este buraco. Esta passagem resulta numa diminuição da energia potencial do elétron, e o excesso de energia é emitido como raios X. Este processo de preenchimento pode ocorrer numa única onda eletromagnética emitida ou em transições múltiplas (emissão de vários raios X de menor energia). Como os níveis de energia dos elétrons são únicos para cada elemento, os raios X decorrentes deste processo também são únicos e, portanto, característicos de cada elemento (material). Daí o nome de raios X característico (IRD, 1999).

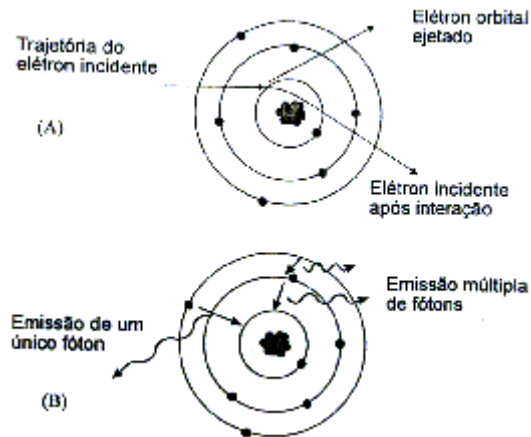


Figura 2.2 - Formação de raios X característicos: (a) ejeção de elétron orbital (ionização) e (b) emissão de raios X característico (IRD, 1999).

2.1.4 - Espectro de Emissão do Raio X

O espectro de emissão é fundamental para descrever os processos de produção da imagem em um aparelho de raios X. É obtido através de um gráfico da quantidade de fótons de determinada energia versus as diferentes energias (figura 2.3). A energia máxima expressa em keV é igual em magnitude à voltagem de aceleração (kVp), mas existem poucos fótons desta energia. A forma geral do espectro contínuo é a mesma para qualquer aparelho de raios X. Por causa da auto-absorção, o número de fótons de raios X emitidos é muito pequeno para energias muito baixas, atingindo zero, para energias abaixo de 5 keV. Os traços correspondem às radiações características que, para anodo de tungstênio, só aparecem nos espectros gerados com tensão acima dos 70 kVp (IRD, 1999).

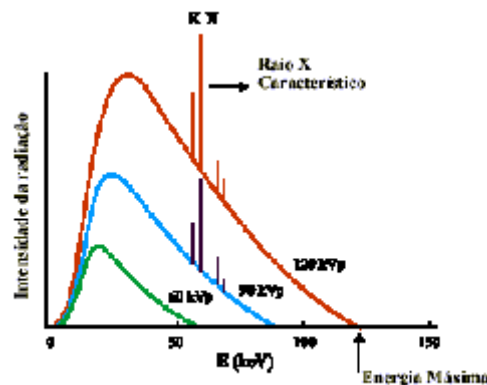


Figura 2.3 - Espectro de raios X (IRD, 1999).

2.1.5 - A produção de raios-X no tubo

Num tubo de raios X o feixe de elétrons é gerado por emissão termoiônica num filamento aquecido. O campo elétrico é obtido aplicando-se uma alta voltagem entre os terminais do tubo de raios X onde o alvo metálico, anodo, é polarizado positivamente e o filamento, catodo, negativamente. A emissão de raios X só ocorre, obviamente, quando estiver ligada a alta tensão. Quanto maior a tensão aplicada ao tubo, maior será a energia dos raios X gerados e maior também o seu poder de penetração. Aumentando-se a corrente, aumenta-se a intensidade do feixe. A figura 4 mostra o básico de uma máquina de raios X. As máquinas utilizadas para mamografia apresentam a kilovoltagem na faixa 25 a 50 kV, radiologia oral de 50 a 90 kV; para radiodiagnóstico, de 100 kV a 150 kV e as utilizadas em radiografia industrial, de 150 a 500 kV (IRD, 2001).

Quanto mais se aumenta a diferença de potencial, mais a radiação característica se destaca em relação à radiação contínua possibilitando a utilização de um comprimento de onda pré-determinado.

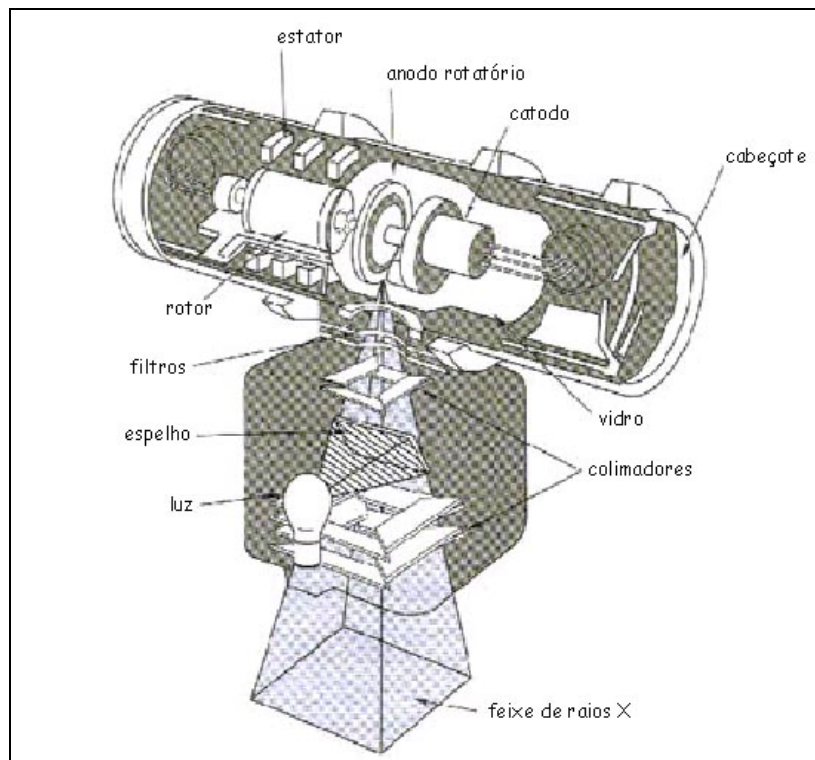


Figura 2.4-Tubo de raios X (fonte: FIOCRUZ).

2.1.6 - Interação da radiação eletromagnética com a matéria

Há vários processos que caracterizam a interação da radiação X ou gama com a matéria e dependem essencialmente da energia da radiação e do meio material que ela atravessa. Os principais mecanismos pelos quais as radiações eletromagnéticas interagem com a matéria são: efeito fotoelétrico, efeito Compton, produção de pares, fotodesintegração.

A figura 2.4 apresenta a importância relativa dos três maiores tipos de interação da radiação X ou gama com a matéria para a variação de número atômico (Z) e da energia dos fótons. As interações fotoelétricas predominam para todos os materiais em energias de fótons suficientemente baixas, mas à medida que a energia cresce, o efeito fotoelétrico diminui mais rapidamente que o efeito Compton e este acaba se tornando o efeito predominante. Continuando a aumentar a energia do fóton, ainda que o efeito Compton decresça em termos absolutos, continua aumentando em relação ao efeito fotoelétrico. Acima da energia de alguns MeV para o fóton, a produção de pares passa a principal contribuição para as interações de fótons. (Tahuata, 2003)

Na faixa de energia dos processos radiográficos (20 – 125 kVp) apenas dois processos são importantes: a absorção fotoelétrica e o espalhamento Compton. Dependendo da energia de um fóton de raios X e do número atômico do objeto, o fóton pode interagir com o objeto tanto por efeito fotoelétrico como por efeito Compton ou simplesmente atravessar o objeto sem interagir. (IRD, 1999). A seguir serão descritas as principais probabilidades de interação.

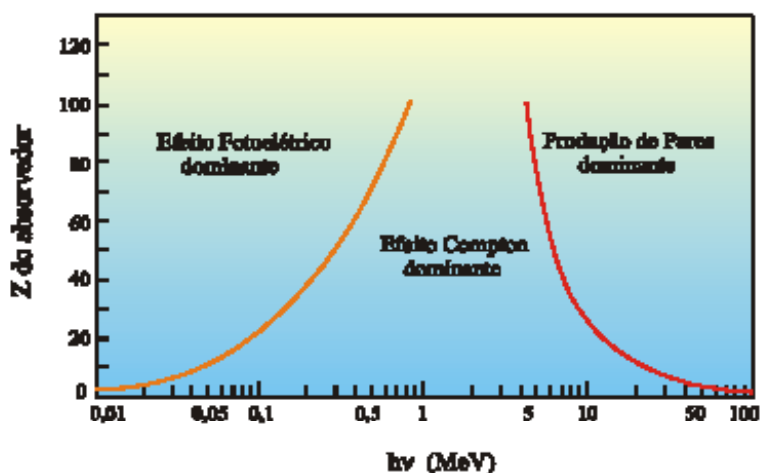


Figura 2.5 - Importância relativa dos três maiores processos de interação da radiação X ou gama com a matéria. As linhas mostram os valores de Z e de hv em que dois processos de interação têm igual probabilidade de ocorrer (Knoll 1989).

2.1.6.1 - Absorção fotoelétrica

É um processo de colisão inelástica, isto é, em que a energia toda a energia do fóton se transmite para um só elétron. O fóton desaparece e o elétron é ejetado, em geral com energia cinética muito elevada. Este, através de choques sucessivos, retira elétrons de outros átomos, constituindo a ionização secundária. O processo consiste em gerar elétrons das camadas mais internas (camada k) e para a radiação de baixa energia, é a mais importante. Se a radiação eletromagnética incidente possui energia superior a 1MeV, como pode se observar na figura 2.4, o efeito fotoelétrico é pouco importante, a não ser para elementos mais pesados, já que é proporcional a Z^5 , onde Z é o número atômico do elemento.

O efeito fotoelétrico, representado na figura 2.5, é caracterizado pela transferência total da energia da radiação X ou gama (que desaparece) a um único elétron orbital, que é expelido com uma energia cinética bem definida (IRD, 2001),

$$E_c = hv - B_e \quad 2.1$$

onde:

- h é a constante de Planck;
- v é a frequência da radiação;
- B_e é a energia de ligação do elétron orbital.

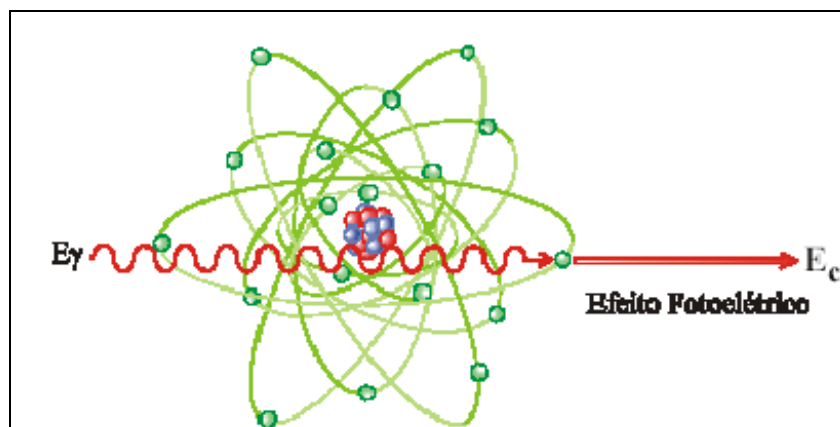


Figura 2.6 – Representação do efeito fotoelétrico.

2.1.6.2 - Espalhamento por Elétron Livre - Efeito Compton e Thomson

O Efeito Compton envolve uma colisão da radiação incidente com o elétron orbital. Existe apenas uma transmissão parcial da energia por parte da radiação eletromagnética, que, em consequência muda de direção (figura 2.6). O elétron é ejetado com certa velocidade e produz ionização secundária, enquanto que a radiação é alterada em sua trajetória, podendo produzir novos efeitos Compton. O fóton espalhado se move então numa direção diferente da inicial, e portanto não contribui em nada para a formação da imagem (na realidade, ele tem uma contribuição negativa para a imagem). O efeito Compton pode ser tratado como uma colisão elástica entre um fóton e um elétron livre (um elétron livre nesse caso, é aquele cuja energia de ligação do átomo é muito menor que a energia do fóton incidente; ou fracamente ligado ao átomo, tais como os elétrons dos níveis mais externos).

O espalhamento Thomson é descrito com base na teoria clássica de espalhamento da radiação eletromagnética. Considera-se um feixe de radiação eletromagnética como ondas cujo campo elétrico oscilante interage com as cargas dos elétrons presentes no meio material, assumidos como livres. Esta interação faz com que os elétrons oscilem. Como resultado de suas acelerações, os elétrons irradiarão ondas eletromagnéticas com a mesma frequência e a mesma fase de ondas incidentes. Desta maneira, os elétrons absorvem energia do feixe da radiação eletromagnética e a espalham em todas as direções, sem no entanto alterá-la.

A probabilidade de ocorrência do espalhamento Thomson aumenta com Z^2 , pois independe da frequência e, portanto da energia da radiação incidente, sendo um fenômeno comum a todo o espectro eletromagnético.

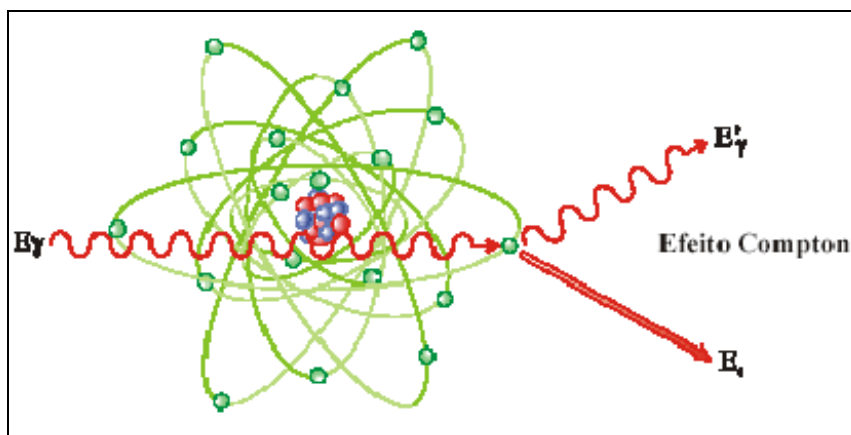


Figura 2.7- Representação do efeito Compton

2.1.6.3 – Espalhamento por Átomo livre - Compton coerente ou efeito Rayleigh

Chama-se espalhamento Rayleigh ao processo no qual um fóton é espalhado por elétrons ligados ao átomo com troca de momento, mas conservando a sua energia, ou seja os átomos são deixados no mesmo estado após o espalhamento. Tal processo, inicialmente referente à luz visível, recebeu o seu nome em honra a Lord Rayleigh (1881). O espalhamento Rayleigh é elástico e coerente.

Em interações de fótons de baixa energia com elétrons muito ligados, pode ocorrer uma interação onde o átomo todo absorve o recuo e o fóton praticamente não perde a energia, mudando simplesmente sua direção. Esse tipo de interação é denominada espalhamento Compton coerente ou efeito Rayleigh, e a direção de espalhamento predominante é para frente. O Efeito Rayleigh tem maior probabilidade de ocorrência para baixas energias dos fótons e para valores altos de Z . Para o carbono, o efeito ocorre na região dos 20 keV de energia dos fótons e contribui com um máximo de 15% de participação na atenuação total. O efeito Rayleigh pode ser considerado como um caso particular do espalhamento Compton (IRD, 2001).

Neste tipo de espalhamento, também conhecido como espalhamento coerente, usando um raio gama ou X, geralmente com energia menor que 1MeV, é espalhado por

um elétron ligado que não é removido do átomo. A interação então ocorre com o átomo como um todo, que recua com o elétron ligado. A radiação espalhada por todos os elétrons ligados a um mesmo átomo interfere coerentemente, de maneira que o espalhamento Rayleigh se concentra fortemente em torno de $\theta = 0^\circ$. O espalhamento Rayleigh por átomos arranjados em uma estrutura cristalina regular é responsável por fenômenos de difração de raios X.

Sendo Z o número atômico do átomo, a probabilidade de ocorrência do espalhamento Rayleigh aumenta com Z^2 , pois a energia de ligação dos elétrons às camadas mais internas do átomo é proporcional a Z^2 .

Neste tipo de espalhamento, o fóton primeiramente transfere toda sua energia para o átomo e este, em seguida, irradia essa energia de volta para o elétron que segue seu caminho com apenas um pequeno desvio na sua trajetória. Este tipo de espalhamento ocorre principalmente no material de alto Z e com fóton de baixa energia. Em contra partida, este espalhamento é desprezível para fótons altamente energéticos interagindo com tecidos de baixo Z , no caso do tecido do corpo humano.

2.1.6.4 - Produção de pares

Uma das formas predominante de absorção da radiação eletromagnética de alta energia é a produção de par elétron-pósitron ($e^- + e^+$). Este efeito ocorre quando fótons de energia superior a 1,022 MeV passam perto de núcleos de número atômico elevado, interagindo com o forte campo elétrico nuclear. Nesta interação, ilustrada na figura 8, a radiação desaparece e dá origem a um par elétron-pósitron ($2mc^2 = 1,022$ MeV), por meio da reação: $\gamma = e^- + e^+ + E_c$. As duas partículas transferem a sua energia cinética E_c para o meio material, sendo que o pósitron e^+ volta a se combinar com um elétron e^- do meio e dá origem a 2 fótons, cada um com energia de 0,511 keV (IRD, 2001).

Em vista do que foi exposto sobre os processos de interação de fótons no meio biológico, a tabela 2.1 mostra as variáveis que influenciam nos processos de interação enquanto que a tabela 2.2 ressalta a importância das faixas de energia dos fótons e os

mecanismos prováveis de interação. As faixas de energias , nesta última tabela, seriam diferentes caso fossem considerados meios absorvedores com Z efetivo maiores. (Vigas, 2004).

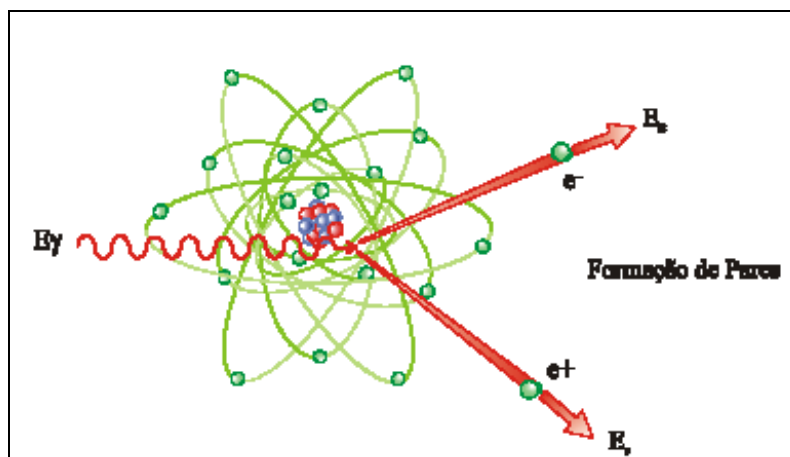


Figura 2.8 – Representação do efeito de produção de pares. (IRD, 2001)

Tabela 2.1 Variáveis que influenciam nos processo de interação dos fótons (Biral, 2002).

Modos de Interação	Dependência do Coeficiente de Atenuação Linear			
	Energia	Z	Densidade Eletrônica	Densidade Física
Fotoelétrico	$1/(h\nu)^3$	Z^3	-	ρ
Comptom	$1/(h\nu)$	-	ρ_e	ρ
Produção de Pares	$h\nu$	Z	-	ρ

Tabela 2.2 Importância da energia dos fótons no tecido humano (Biral, 2002).

Faixa de Energia	Processos de atenuação dominantes
Até 50 keV	Fotoelétrico
60 – 90 keV	Fotoelétrico + Comptom
200 keV – 2 MeV	Comptom
5 MeV – 10 MeV	Comptom + Produção de Pares
Acima de 50 MeV	Produção de Pares

2.1.6.5 - A absorção fotoelétrica e o efeito Compton na formação da imagem

Na prática os processos Compton e fotoelétrico contribuem, ambos, para a produção da radiografia. A percentagem relativa do total de interações que ocorrem por um processo ou outro depende da energia do fóton. Portanto, o contraste objeto depende da composição da massa efetiva e do número atômico do objeto, respectivamente, considerando que o objeto seja composto de vários materiais de diferentes números atômicos. Para um dado objeto, o contraste será maior para feixes de baixa energia (predominância do efeito fotoelétrico) e menor para energias mais altas (predominância do efeito Compton) (IRD, 1999).

2.1.6.6 - O função do Espalhamento no Radiodiagnóstico

A seguir será descrito de maneira simples qual é o papel do espalhamento na radiologia. É importante mencionar que nesta área os objetos são de dimensões grandes, usualmente vários caminhos livres médios dos fótons, aumentando com isto a ocorrência de espalhamento múltiplo e compreendendo o intervalo amplo do ângulo de espalhamento (Polleti, 2001).

2.1.6.7 - Desvantagem da Radiação Espalhada: Diminuição do Contraste

A formação da imagem radiográfica convencional baseia-se no princípio de obter-se uma imagem usando a diferença de coeficientes de atenuação entre os diversos tipos de tecido como ilustra a figura 2.8, onde é considerada a radiação primária. As variações na composição e espessura do tecido (figura 2.8 a) originam uma diferença na atenuação do feixe que faz surgir uma variação espacial na intensidade dos raios X após atravessar o paciente (figura 2.8b). A radiação transmitida irá impressionar um detector, geralmente um filme semelhante ao fotográfico, produzindo neste sistema regiões que recebem o nome de centro de imagem latente (CIL), que dão origem a imagem latente, nos quais atuarão os processos de revelação que resultarão na imagem visível (Curry *et al*, 1990). As variações espaciais nas intensidades dos raios X são assim convertidas em variações de intensidades ópticas advindas da resposta do receptor (tela - filme) à exposição (figura 2.8 c), formando a imagem radiográfica (figura 2.8 d).

Na realidade, a radiação transmitida é composta pelas radiações primária e espalhada, sendo esta última formada fótons que se desviaram de seu caminho original. Este espalhamento atua na formação da imagem conforme é mostrado na figura 2.9, adicionando à intensidade um fundo quase constante ao longo da distribuição espacial. Com isto tem-se uma maior exposição do sistema tela-filme degradando, desta forma, o contraste da imagem (Barnes, 1991).

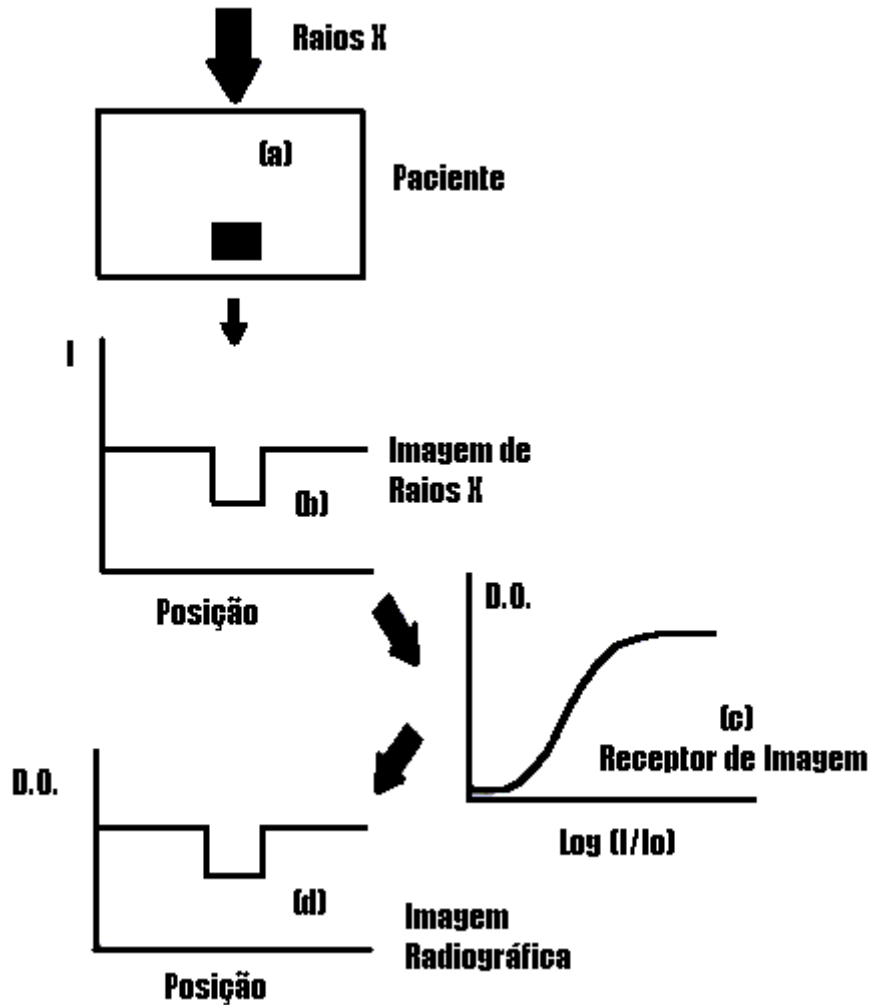


Figura 2.9. Diagrama que ilustra a formação da imagem radiográfica convencional sem considerar o espalhamento: (a) paciente; (b) intensidade da radiação transmitida; (c) resposta à exposição do receptor de imagem, tela-filme; (d) imagem radiográfica (filme).

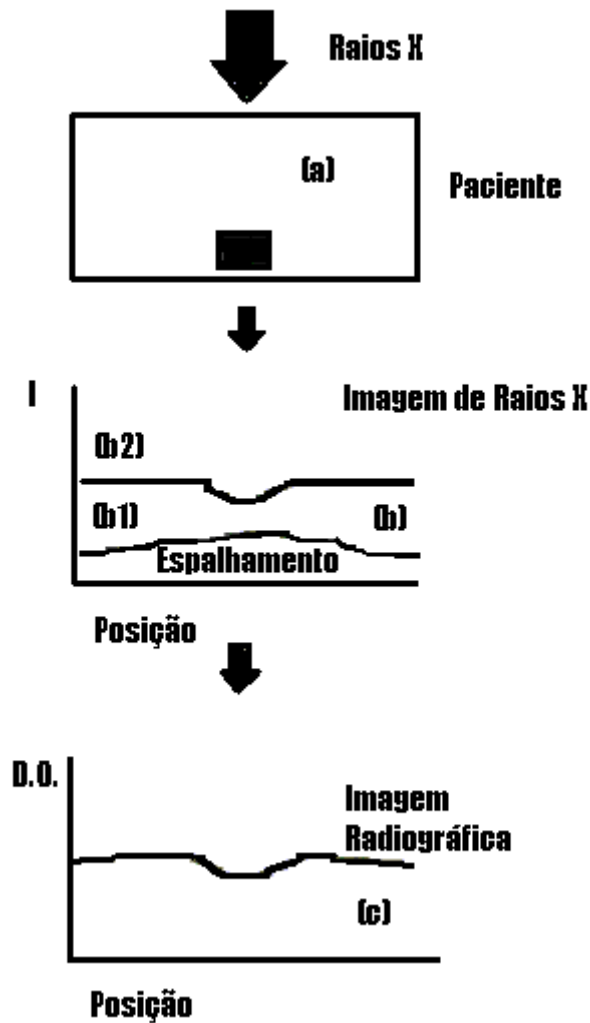


Figura 2.10. Diagrama que ilustra a formação da imagem radiográfica convencional sem considerando a radiação transmitida primária e espalhada: (a) paciente; (b) intensidade da radiação transmitida – B1 só espalhamento; B2 total; (c) imagem radiográfica (filme).

Como visto na figura 2.9 o espalhamento elástico e o inelástico contribuem com ruído na formação da imagem, pois os fótons espalhados por estes processos chegam ao receptor da imagem como um fundo no filme. Este fundo é decorrente da interpretação que o receptor faz, não diferenciando fótons espalhados daqueles transmitidos sem nenhuma interação. Desta forma, fótons espalhados contribuem para a redução o contraste na imagem radiológica e caso não sejam minimizados, pode reduzir o contraste em até 60% (Jonhs & Yaffe, 1982, Wagner, 1991, Poletti *et al*, 1997).

Na tentativa de diminuir a radiação espalhada que chega ao receptor, várias técnicas de controle do espalhamento foram introduzidas (Barnes,1991) . Destes métodos, os mais eficientes, comparativamente, são o aumento do espaço de ar e a utilização da grade.

O aumento do espaço de ar (“Air gap”) é um método para se evitar a radiação espalhada e consiste em aumentar a distância entre paciente e o receptor, de forma que a maioria dos fótons espalhados chamados fótons de “escape”, não atinjam o filme. A eficiência desta técnica é grande quando se tem grandes espaços de ar e tamanho de campo pequeno. Em geral, seu uso está limitado pela penumbra (tamanho do ponto focal) e sobrecarga do tubo de raios X (Barnes, 1991)

A grade é um colimador com faixas radiopacas de material com alto Z, em geral chumbo, interpostas com material interespacial radioluzente de baixo Z. Uma vez posicionado entre o paciente e o receptor de imagem, evita que a radiação espalhada no paciente alcance o sensor e degrade a imagem. De qualquer modo, uma significativa porção (tipicamente, 25% - 40%) da radiação primária é atenuada pelas faixas de chumbo e pelo material interespacial. Tipicamente de 75% a 85% da radiação espalhada é absorvida (Poletti *et al*, 1997).

O conhecimento dos mecanismos e a quantificação do espalhamento são fundamentais para o desenvolvimento de novos métodos que objetivem a redução desses efeitos indesejáveis.

2.1.6.8 - Vantagem da Radiação Espalhada - Possível Ferramenta para Caracterizar Tecidos

O conceito de considerar o espalhamento como uma desvantagem vem mudando ultimamente, devido a dois fatores importantes (Harding *et al*, 1987, Speller & Horrocks, 1991). Em primeiro lugar, os fótons espalhados carregam informação sobre a estrutura atômica do paciente (informação que não é considerada na radiografia convencional) e em segundo, na maioria das energias usadas nas aplicações médicas, a interação mais provável é o espalhamento (elástico + inelástico). Estes fatos levaram a

se pesquisar novas técnicas de imagem que utilizem as propriedades de espalhamento dos diferentes tecidos, técnicas estas designadas na literatura como *radiografia seletiva* ou *imagem seletiva espectral em momento transferido* (Speller, 1999).

2.1.6.9 - Coeficiente de atenuação Linear Total

Quando um feixe de radiação gama ou X incide sobre um material de espessura x , parte do feixe é espalhada, parte é absorvida pelos processos já descritos. Uma fração da radiação atravessa o material sem interagir. A intensidade I do feixe emergente está associada á intensidade I_0 do feixe incidente, pela relação:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad 2.2$$

onde

μ é a probabilidade do feixe sofrer atenuação devido a eventos de espalhamento Compton, absorção fotoelétrica ou formação de pares, sendo denominado coeficiente de atenuação total ou linear. Assim, o coeficiente de atenuação linear pode ser escrito como:

$$\mu = \sigma + \tau + \kappa \quad 2.3$$

onde

σ é o coeficiente de atenuação linear Compton total (espalhamento e absorção), que é a probabilidade do fóton ser espalhado para fora da direção inicial do feixe pelo material absorvedor;

τ é o coeficiente de atenuação devido ao efeito fotoelétrico;

κ é o coeficiente de atenuação devido à formação de par.

2.1.6.10- Coeficiente de atenuação linear de massa

O coeficiente de atenuação de um material para um determinado tipo de interação varia com a energia da radiação, mas depende, para um mesmo material, de seu estado físico ou fase. Assim, a água pode assumir valores diferentes de seus coeficientes de atenuação conforme esteja no estado de vapor, líquido ou sólido. Da mesma forma, o carbono depende de sua forma alotrópica de apresentação: grafite, diamante, pó sintetizado (Tahuata, 2003).

2.1.6.11 - Coeficiente de atenuação e seção de choque microscópica

Os efeitos fotoelétricos, Compton e formação de par, muitas vezes são tabelados segundo sua seção de choque microscópica de interação, assim o vínculo entre diversos valores é dado pelas relações:

$$\text{Efeito fotoelétrico: } \frac{\tau}{\rho} (\text{cm}^2 / \text{g}) = \tau_f \left(\frac{N_a}{A} \right) \quad 2.4$$

$$\text{Efeito Compton: } \frac{\sigma}{\rho} (\text{cm}^2 / \text{g}) = \sigma_c \left(\frac{N_a}{A} \right) \quad 2.5$$

$$\text{Formação de Par: } \frac{\kappa}{\rho} (\text{cm}^2 / \text{g}) = \kappa_p \left(\frac{N_a}{A} \right) \quad 2.6$$

onde:

A é o número de massa (g/mol)

N_a é o número de Avogadro = $6,02 \times 10^{23}$ (átomos/mol)

Z é o número atômico

τ_f , σ_e e κ_p são respectivamente, as seções de choque microscópicas para o efeito fotoelétrico (cm²/g), Compton (cm² / elétron) e formação de pares (cm²/ átomo)

2.1.6.12 - Coeficiente de atenuação de uma mistura ou composto

O coeficiente de atenuação linear de massa μ / ρ para uma mistura ou substância química composta é obtido pela relação:

$$\frac{\mu}{\rho} = \sum_i \left(\frac{\mu_i}{\rho_i} \right) w_i \quad 2.7$$

w_i é a fração em peso do elemento i na mistura ou composto

μ_i é o coeficiente de atenuação do elemento i ;

ρ_i é a densidade do elemento i .

2.1.6.13 - Coeficiente de transferência de energia

O coeficiente total de transferência de energia (μ_{tr}) para interações com fótons, desprezando qualquer interação fotonuclear, é dado por:

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{\tau_{tr}}{\rho} + \frac{\sigma_{tr}}{\rho} + \frac{\kappa_{tr}}{\rho} \quad 2.8$$

$\frac{\mu_{tr}}{\rho}$ está relacionado como o coeficiente de massa de transferência de energia por meio

de seus componentes:

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} \left[1 - \left(\frac{\delta}{h\nu} \right) \right] + \frac{\sigma_a}{\rho} + \frac{\kappa}{\rho} \left[1 - \left(\frac{2mc^2}{h\nu} \right) \right] \quad 2.9$$

onde:

$\left(\frac{\delta}{h\nu} \right)$ é a fração emitida pela radiação característica no processo de efeito fotoelétrico,

δ é a energia média emitida como radiação de fluorescência por fóton absorvido

$h\nu$ é a energia do fóton incidente;

$\frac{\sigma_a}{\rho}$ é a fração de energia do efeito que é efetivamente transferida;

$\left[1 - \left(\frac{2mc^2}{h\nu} \right) \right]$ é a fração que resta no efeito de formação de pares, subtraindo-se a energia dos dois fótons de aniquilação.

2.1.6.14 - Valor efetivo de (Z/A) de um material

Para se obter o valor efetivo de Z/A de um material composto é por média ponderada, expressa por:

$$\left(\frac{Z}{A} \right)_{ef} = \frac{\left[\sum_i a_i \left(\frac{Z_i}{A_i} \right) \right]}{\left(\sum_i a_i \right)} \quad 2.10$$

onde: a_i é a fração em peso de átomos com número atômico Z_i , e massa atômica A_i

2.2 – Anatomia e Fisiologia da Mama

2.2.1 – Introdução

Em homens e mulheres, as mamas são idênticas até a puberdade, quando o estrogênio e outros hormônios iniciam o desenvolvimento da mama nas mulheres. Esse desenvolvimento geralmente ocorre em torno de 10 anos de idade e continua até cerca dos 16 anos, embora a faixa seja ampla e possa variar de 9 a 18 anos. Os estágios de desenvolvimento da mama são descritos como estágios de Tanner de 1 a 5. O estágio 1 descreve uma mama pré - púbere. O estágio 2 é o brotamento mamário, o primeiro sinal de puberdade na mulher. O estágio 3 envolve o aumento adicional do tecido mamário e da auréola, e o estágio 4 ocorre quando o mamilo e a aréola formam um montículo secundário no ápice do tecido mamário. O estágio 5 é o desenvolvimento continuado de uma mama maior com contorno próprio.(Harrison, 2001)

A largura da mama, denominada de diâmetro médio-lateral, na maioria das pacientes é maior que a medida vertical, do topo à base (figura 9). A medida vertical pode ser descrita como diâmetro crânio-caudal.

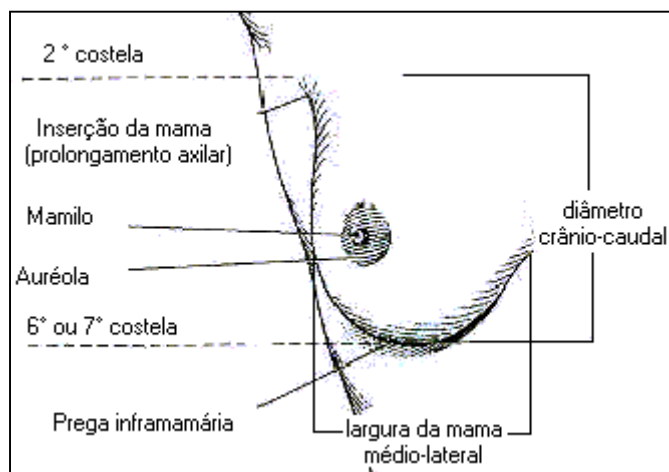


Figura 2.11 – Mama: visão externa e posicionamento

Na figura 2.12(a), é mostrado na composição da mama o tecido glandular, juntamente com tecido fibroso (que une os lobos) e o tecido adiposo (dentro dos lobos e entre estes). Na figura 2.12(b), essas glândulas mamárias pareadas estão localizadas

entre a segunda e a sexta costela, sobre o músculo peitoral maior, desde o esterno até a linha mesoaxilar.

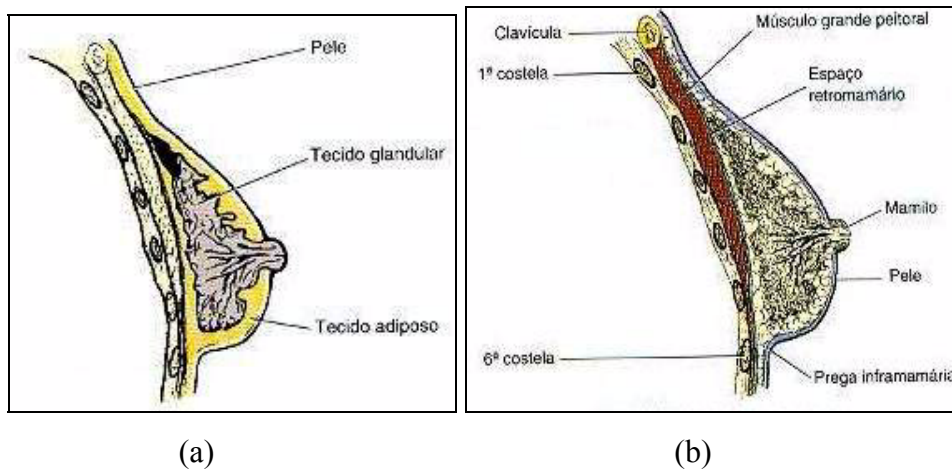


Figura 2.12. (a) e (b) – Vista lateral da mama em corte.

As mamas consistem na composição de 12 a 20 lobos (conjunto de lóbulos) em forma de cone, os quais são constituídos de lóbulos contendo grumos de ácinos (pequenas estruturas que terminam em um ducto e responsável pela produção de leite). Esses lóbulos da mama constituem a parte de tecido glandular. Quantidades variáveis de tecido adiposo ou gorduroso (gordura mamária) envolvem a glândula mamária. Uma camada de tecido adiposo logo abaixo da pele circunda e recobre o tecido glandular. A pele que reveste a mama é de espessura uniforme, exceto na área da aréola e do mamilo.

Cada mama é abundantemente suprida por vasos sanguíneos, nervos e vasos linfáticos denominados parênquima mamário.

Resumindo, e representando na figura 2.13, o tecido mamário pode ser dividido em três grupos principais:

- (1)-o tecido glandular que consiste nos conjunto de dutos e lóbulos;
- (2)-o tecido conjuntivo ou fibroso serve para dar a sustentação para o tecido glandular é a parte que une os lóbulos e o tecido adiposo;
- (3)-o tecido adiposo que preenche o espaço interlobular e a gordura subcutânea

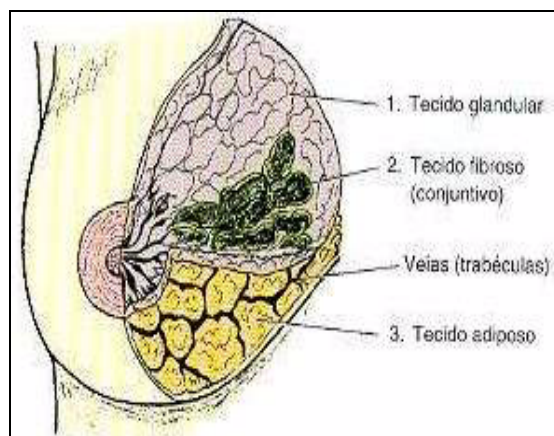


Figura 2.13 –Corte transversal representando os diferentes tipos de tecidos da mama.

2.2.2 - Classificação da Mama

A densidade relativa da mama é principalmente afetada pelas características mamárias inerentes a cada paciente, estado hormonal, idade e gestações. As glândulas mamárias sofrem alterações cíclicas associadas à elevação e quedas das secreções hormonais durante o ciclo menstrual, alterações durante a gravidez e lactação e alterações graduais que ocorrem durante a vida do paciente. No entanto, em termos gerais, as mamas podem ser classificadas em três categorias amplas, dependendo das quantidades relativas de tecido glandular versus tecido adiposo. Essas três categorias podem ser descritas da seguinte maneira:

a) **Mama fibroglandular:** é a mama mais jovem. É bastante densa, por conter uma quantidade relativamente pequena de tecido adiposo. A faixa etária comum para a categoria fibroglandular se situa entre a pós-puberdade até cerca de 30 anos de idade. No entanto, mulheres de 30 anos que são nulíparas (nunca tiveram filho), gestantes e mulheres na fase da lactação de qualquer idade também pertencem a este grupo, porque possuem um tipo de mama muito denso.

b) **Mama fibroadiposa.** A medida que a mulher envelhece e sofre maiores alterações nos tecidos mamários, a pequena quantidade de tecido adiposo desvia para uma distribuição mais equânime de gordura e tecido fibroglandular. Por conseguinte, no grupo etário de 30 a 50 anos de idade, a mama já não é mais tão densa quanto a do grupo mais jovem. Radiograficamente, esta mama é de densidade média e exigem

menos exposição que a mama tipo fibroglandular. Várias gestações em fase precoce da vida reprodutiva aceleram o desenvolvimento de suas mamas para o tipo fibroadiposo.

c) Mama adiposa. É o tipo de mama que ocorre após a menopausa, comumente à partir dos 50 anos de idade. Após a vida reprodutiva da mulher, a maioria do tecido glandular mamário se atrofia e é substituído por tecido adiposo, em um processo chamado involução. Uma exposição ainda menor é necessária a este tipo de mama em relação aos tipos anteriormente descritos. As mamas das crianças e da maioria dos homens, contém, principalmente gordura em pequenas proporções, por isso também se enquadram nessa categoria. Apesar da maioria das mamografias serem realizadas em mulheres, é importante a conscientização de que entre 1 a 2% de todos os cânceres de mama são encontrados em homens.(Bontrager)

2.2.3.Radiologia do tecido mamário

O termo densidade radiológica diz respeito a variação da capacidade de penetração dos raios-X em função das diferenças entre os tecidos do corpo humano. Assim, as partes de um órgão que têm a capacidade de absorver mais raios-X tem aparência mais clara que as partes que absorvem menos os raios-X.

Um dos maiores problemas ao se analisar as radiografias de mama é a presença de vários tecidos cujo contraste inerente é muito baixo. Na radiografia convencional, o contraste é grande devido às grandes diferenças na densidade de massa (ρ) e o número atômico efetivo (Z) entre osso, músculo, gordura e tecido pulmonar. Na mamografia, são obtidas imagens de estruturas de densidade e número atômico semelhantes, o que resulta em baixo contraste intrínseco aos tecidos que a compõem.(Gomes, 2001)

Os tecidos fibrosos e glandulares são de densidade similar, isto é, a radiação é absorvida igualmente por esses dois tecidos. A principal diferença nos tecidos mamários é o fato de o tecido adiposo ser menos denso que os outros dois. Essa diferença na densidade entre o tecido adiposo e os tecidos fibroso e glandular fornece as diferenças de densidade fotográfica evidenciadas na radiografia.

Na mamografia, devido a maior quantidade de gordura, que absorve menor quantidade de raios x, aparece mais escura no mamograma. Na figura 2.14, podemos diferenciar os contrastes apresentados pelo tecido fibroglandular e o tecido adiposo.

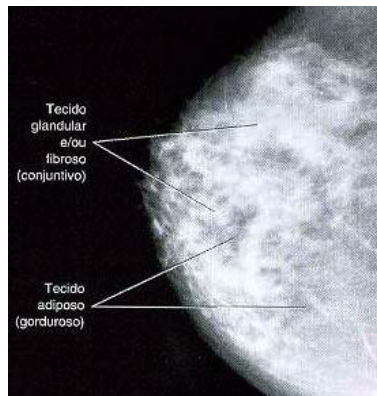


Figura 2.14. Diferença no contraste do tecidos fibroglandular e adiposo (**fonte: Bontrager**)

2.3 - Formação do Câncer

As células se reproduzem naturalmente em função de diversas necessidades, tais como: para substituição de células mortas, para regenerar um ferimento ou devido ao próprio crescimento do corpo. Nesse processo mecanismos celulares controladores são responsáveis por regular tanto a proliferação (quantidade de células novas produzidas) quanto a diferenciação celular (semelhança entre a célula nova e uma sadia). Esse mecanismo regulador que mantém o equilíbrio entre o crescimento celular e o bem estar do organismo nem sempre se mantém, pois eventualmente há uma perda de controle gerando tumores, os quais podem ser:

- Malignos: nesse caso as células recém criadas não guardam semelhança ou são pouco semelhantes às que lhe deram origem. Há um alto risco de vida envolvido, principalmente devido à possibilidade de metástase do câncer, ou seja, a sua dispersão pelo corpo em função do desprendimento de células cancerígenas de massas malignas, que ao alcançarem a corrente sanguínea ou linfática provocam a disseminação da doença, o que pode levar à irreversibilidade da mesma;

- Benignos: apesar de terem a mesma origem dos malignos não desenvolvem metástase e raramente levam ao risco de vida.

2.4 - O Câncer de Mama

O câncer de mama se origina nas mamas, sendo muito raro em homens especialmente devido a atrofia destes órgãos, já que estes não funcionam no ciclo reprodutivo como nutrízes. Esse tipo de câncer corresponde a aproximadamente 1% do total de todas as ocorrências (INCA).

Os cânceres de mama ocorrem em qualquer local da mama, porém a maior parte é encontrada no quadrante superior externo, onde se localiza a maior parte do tecido mamário. Geralmente as lesões são indolores, fixas e com bordas endurecidas e irregulares.(Harrison, T.R.)

Normalmente o câncer de mama se apresenta como um nódulo na mama. O câncer mamário mínimo é definido como uma um câncer com menos de 0,5 cm de diâmetro, e pode-se referir ao carcinoma lobular in situ, câncer intraductal e cânceres invasivos. A maioria dos cânceres que são clinicamente palpáveis medem 1 cm ou mais de tamanho

2.5 - O mamógrafo

O mamógrafo é um aparelho de raios x dedicado especialmente à mamografia, que proporciona flexibilidade no posicionamento do paciente, apresenta dispositivo de compressão, baixa relação de grade, tubos de raios x com pequeno tamanho de ponto focal para radiografia ampliada, receptor de imagem (cassete com tela-filme) .A maioria dos equipamentos apresenta também, o controle automático de exposição.(Gomes, 2001)

O compartimento de compressão do mamógrafo é um acessório que tem como função comprimir a mama com uma placa de material radiotransparente até que se consiga uma menor espessura possível. Ele é responsável por melhorar a resolução levando as estruturas da mama mais próximas ao filme e por evitar a movimentação da mama, conseguindo assim uma menor dose de radiação. Isso diminui a espessura da mama, separando as estruturas superpostas e ajudando na diferenciação entre massas sólidas e císticas.(Toledo,2001)

Geralmente a tensão utilizada em mamografia varia de 25 a 50kVp (entre 28 e 32 kVp para a maioria dos exames). Esse valor depende da espessura da mama.(Toledo, 2001). A figura 2.15 abaixo mostra o esquema do sistema mamográfico.

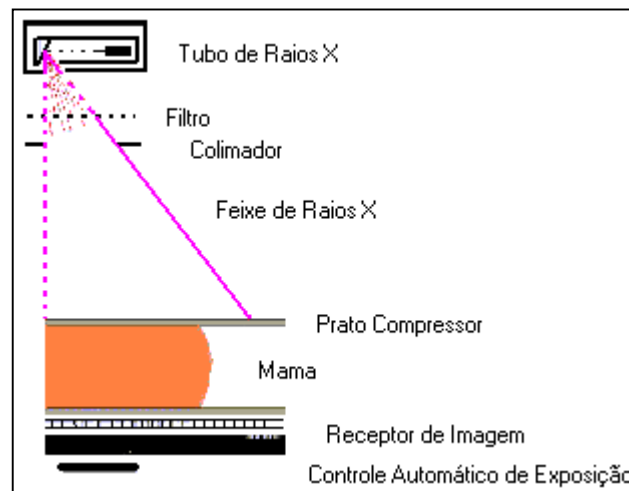
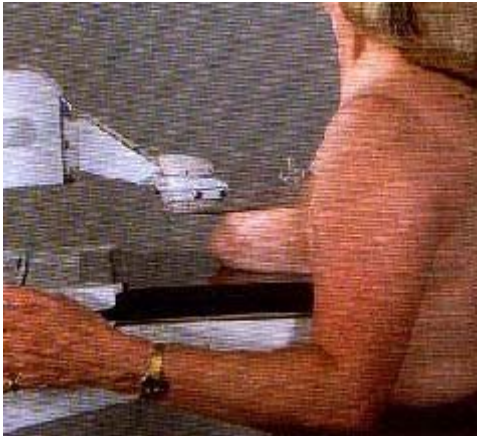


Figura 2.15. Esquema de um mamógrafo

As incidências Crânio-caudal (CC), figura 2.14(a), e médio-lateral- Oblíqua (MLO),figura 2.14(b), são as incidências básicas ou padrões, também algumas vezes denominados incidências de rotina ou rotinas do serviço; são as incidências ou posições comumente realizadas na maioria dos serviços de mamografia. A incidência crânio caudal abrange praticamente todo o parênquima mamário,mas não inclui os tecidos da parte axilar. A incidência médio-lateral oblíqua (MLO) permite a detecção profunda da face lateral do tecido mamário.Ambas as mamas são estudadas separadamente para comparação.(Bontrager).



(a)



(b)

Figura 2.16. Tipos de incidências na mamografia. (a) Crânio-caudal CC. (b) Médio Lateral Oblíqua (MLO)

O controle automático de exposição, também chamado de fototemporizador, corta a exposição quando o detector de radiação, detecta a dose necessária para produzir um enegrecimento determinado do filme. Compensa adequadamente kVp e espessura da mama. O controle automático de exposição (CAE) deve propiciar imagens reproduzidas de alta qualidade para evitar repetição do procedimento e conseqüentemente o aumento da dose.

2.6 - Os Simuladores de Tecidos

O uso de simuladores de tecidos ou fantasmas é uma maneira de se avaliar objetivamente a qualidade da imagem em mamografia. Possuem propósito principal de simular a interação do feixe com o paciente objetivando avaliar o enegrecimento, a definição, o contraste da imagem e caracterizar determinados achados radiológicos.

De modo geral, um simulador de mama ideal deve corresponder as características de coeficiente de atenuação linear, de massa, de absorção de massa distribuição angular e energética da radiação espalhada; tamanho e forma observadas em uma mama real. (Domingos, 2001)

Os simuladores são muito convenientes por atenderem importantes requisitos: não submeter pessoas à radiação, serem construídos de acordo com a necessidade do trabalho a ser realizado e suportar longas rotinas de testes sem alterar as suas características.

Resumindo, os simuladores servem para simular a interação do feixe com o paciente, objetivando avaliar a atenuação do feixe de irradiação (enegrecimento), avaliação qualitativa do desempenho da imagem (a definição e o contraste da imagem radiográfica) e avaliação quantitativa do desempenho da imagem (caracterizar achados radiológicos) (Domingos,2001)

Quando se trata de simulação computacional, os fantomas geométricos são utilizados para fazer representações de parte do corpo humano (Coelho, 1993, Zankl et al. 1991). Atualmente com a evolução dos sistemas computacionais, alguns fantomas matemáticos foram desenvolvidos. Existem na literatura dois tipos de fantomas matemáticos: os fantomas matemáticos geométricos e os fantomas matemáticos de elementos de volume. Um dos fantomas geométricos foi desenvolvido pelo Medical International Radiation Dose Committee (MIRD). O fantoma MIRD é uma representação tridimensional do corpo humano, como altura e peso que correspondem ao homem referência do ICRP (1975) (Eckerman et al., 1996, Hunt 1998). Os principais órgãos são representados através de equações quadráticas e têm composição e densidade heterogênea do corpo humano. (Vega,2003).

2.7 – A Simulação Computacional

Em essência, simulação é uma técnica que consiste em realizar um modelo da situação real, e nele levar a cabo experiências. Essa definição, dada por Naylor et al. 1971, é muito ampla, e pode incluir coisas aparentemente não relacionadas, como jogos militares, jogos de negócios, modelos reduzidos, etc. Numa definição mais restrita, dada pelo Enrilic (1985), a simulação é um método empregado para estudar o desempenho de um sistema por meio da formulação de um método matemático, o qual deve reproduzir, as características, do sistema original. Manipulando o modelo e analisando resultados, pode-se concluir como diversos fatores afetarão o desempenho do sistema.

Através da simulação não é possível obter, de imediato, resultados, que levem à otimização de um objetivo desejado. Entretanto, é possível simular, por meio do modelo, uma série de experimentos e, posteriormente, escolher a condição cujos resultados sejam mais aceitáveis (Enrlich, 1985)

Dessa definição conclui-se que o principal objetivo da simulação é conhecer o comportamento de um sistema e avaliar estratégias para sua operação.

2.7.1 - O Método de Monte Carlo

A técnica de Monte Carlo vem sendo usada para reproduzir teoricamente o processo estatístico. Os eventos probabilísticos individuais que compreendem os processos são simulados seqüencialmente. O controle de distribuição probabilística desses eventos são amostrados estatisticamente para descrever o fenômeno como um todo. O processo de amostragem estatístico é baseado na seleção de números randômicos – analogamente ao lançamento de dados em um jogo de cassino - por isto o nome “Monte Carlo”. No transporte da partícula, a técnica de Monte Carlo é pre-eminentemente realística (um experimento teórico). Isto consiste em realmente seguir cada uma das partículas da fonte , do início da sua vida, até a sua morte em semelhantes categorias (absorção, escape, etc). As distribuições de probabilidade são amostras randômicas usando dados transportados para determinar os resultados de cada etapa da vida da partícula (Briesmeister,1997)

O método de Monte Carlo pode a princípio, resolver qualquer problema de transporte de partículas, em qualquer geometria. O método simula leis físicas que agem sobre as partículas. A exatidão do resultado depende somente da aproximação das teorias físicas com a “ realidade” das interações, e do número de histórias a serem executadas. (Hunt, 1998)

A figura 2.17 apresenta um diagrama ilustrando a simulação da trajetória completa de um fóton emitido por uma fonte radioativa na direção do simulador:

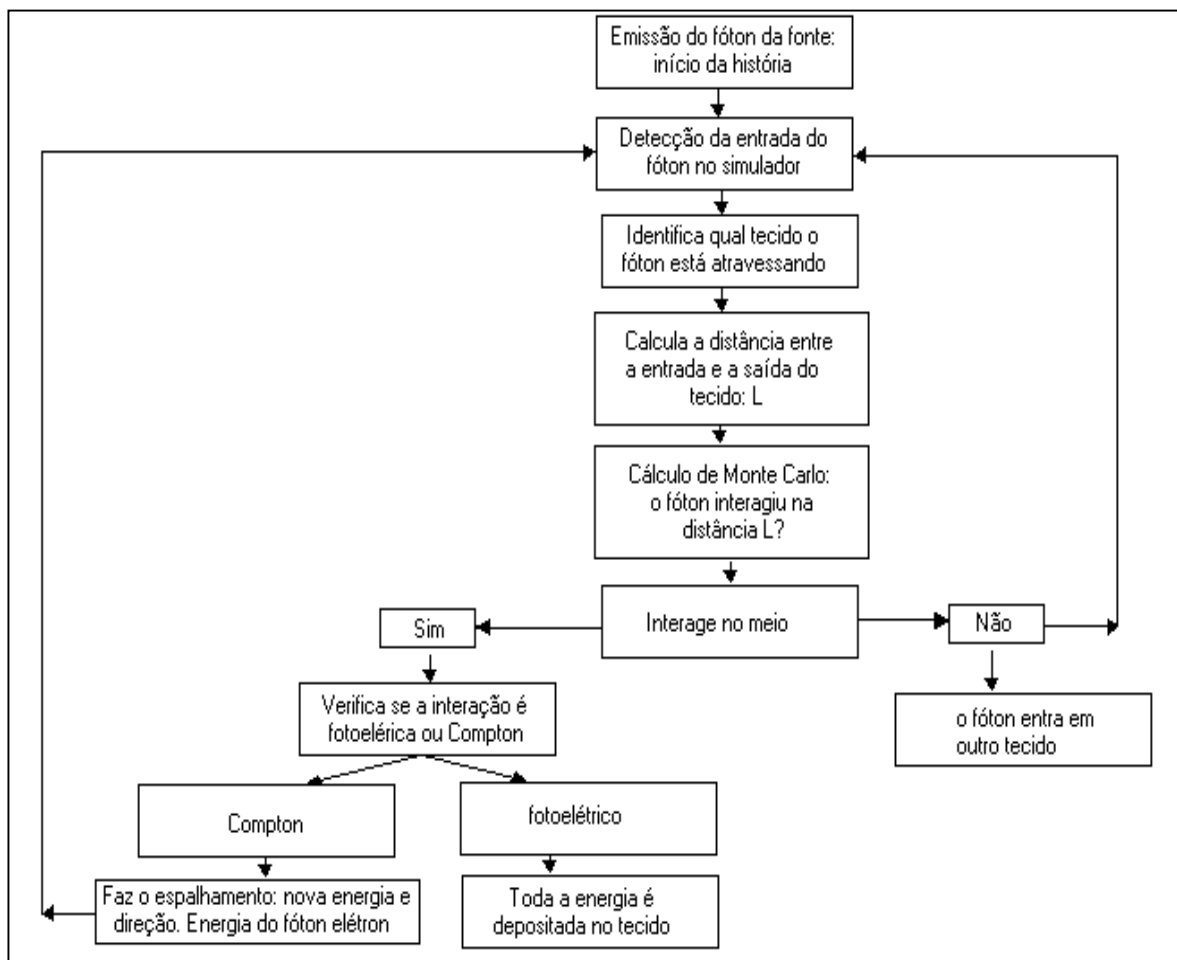


Figura 2.17. Diagrama em blocos representando um resumo da “ história” do fóton desde a emissão da fonte radioativa até o simulador.

2.7.2 - O Programa de Simulação EGS4

O sistema EGS é um pacote de rotinas de simulação de interações eletromagnéticas desenvolvido pelos pesquisadores do SLAC (Stanford Linear Accelerator Center) em 1978 com o objetivo de estudar as interações eletromagnéticas em aceleradores. As primeiras distribuições tinham como limite inferior de energia para o transporte de fótons a energia de 100 keV e 1MeV para elétrons. Porém a

popularidade deste programa cresceu principalmente quando estes limites inferiores caíram para 1 keV (fótons) e 10 keV (elétrons), mostrando que o programa foi muito bem recebido pelos pesquisadores que trabalhavam a baixas energias. A versão EGS4 foi lançada em 1985, consolidando estes desenvolvimentos. As rotinas são escritas em Mortran3, uma linguagem de programação que permite ao usuário tanto chamar as rotinas do EGS4, como processar os dados que estão sendo simulados.(Perles,2001)

A estrutura do EGS, é composta de um conjunto de sub-rotinas as quais abrangem, como um todo, a física das simulações, de modo a permitir ao usuário escrever sua própria geometria e contagem das histórias das simulações, sem mudar o corpo das rotinas principais do programa. Por exemplo, ao se fazer incidir 100 fótons de 10MeV sobre uma camada de 1cm de chumbo, pode-se desejar saber parâmetros, tais como, quantas e quais partículas emergem da camada, seus ângulos de espalhamentos e respectivas energias. Tudo isto, usando apenas uma entrada de dados nas sub-rotinas do programa. A figura 16, ilustra o código do sistema EGSnrc no qual o EGS4 foi formulado. (Vigas, 2004).

O usuário fica responsável em escrever as rotinas que definem a geometria, usando interfaces simples HOWNEAR e HOWFAR, e a rotina da contagem (AUSGAB) que é chamada sob condições especiais bem definidas. Esta rotina permitem ao usuário obter contagens de algum parâmetro de interesse. Assim, o usuário tem a permissão de saber onde tal interação ocorreu, com qual frequência e o que aconteceu com a partícula depois dessa interação. A Figura 2.8 também fornece um sumário dos processos físicos modelados pelo código EGS, como seguem:

- Aniquilamento de pósitrons - ANNIH
- espalhamento inelástico Moller e Bhabha de elétron e pósitrons – MOLLER/BHABHA;
- produção de bremsstrahlung por pósitrons e elétrons – BREMS;
- espalhamentos elástico simples e múltiplo de elétrons e pósitrons – SSCAT/MSCAT;
- produção de par por fótons – PAIR;
- espalhamento Compton de fótons por elétrons ligados – COMPT;

- interação fotoelétrica de fótons com átomos atômicos – PHOTO;
- espalhamento coerente Rayleigh de fótons por átomos – RAYLE;
- produção de raios-X de fluorescência pelo átomo e por elétrons AUGER - RELAX-

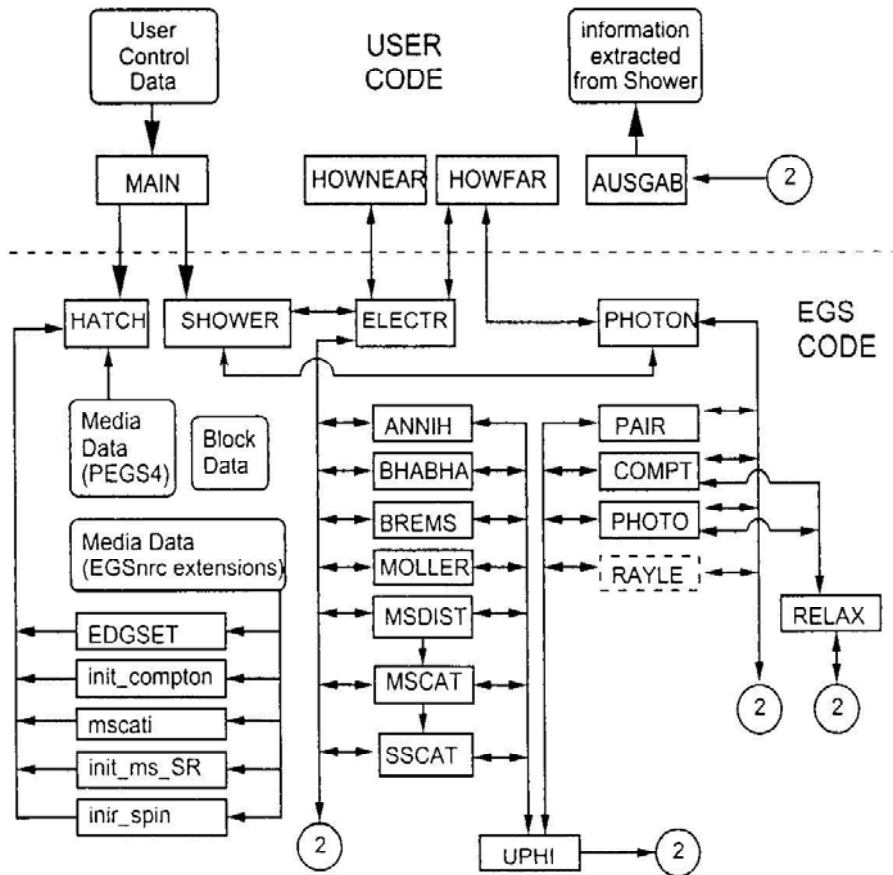


Figura 2.18. Estrutura do sistema do código EGSnrc. Os componentes dos códigos que podem ser escritos pelo usuário estão acima da linha pontilhada e aqueles abaixo da linha fazem parte do código do programa principal do EGSnrc. ROGERS (2002)

Em linhas gerais, o tratamento do código EGS4 para fótons pode ser descrito como: assume-se que os parâmetros iniciais de um fóton estejam no topo do empilhamento (a pilha de partículas é feita através de uma matriz que retém as características das partículas a serem processadas). Se a energia for menor que a energia mínima a ser considerada, a energia de descarte, o fóton é descartado, a história é terminada e novo evento tem início. Se a energia do fóton for maior que a energia de

descarte, escolhe-se, baseado na seção de choque macrocópica do meio e na distância, a nova interação, e o fóton é transportado. Se a geometria de irradiação consistir de várias regiões, estas deverão ser consideradas neste ponto. Se o fóton ultrapassar as regiões de interesse, é então descartado, caso contrário, é escolhido, baseado nas probabilidades de ocorrência dos vários efeitos de interação, o tipo de interação ao qual o fóton será submetido. São considerados os efeitos fotoelétricos, Compton e produção de pares e espalhamento Rayleigh. As partículas sobreviventes (novas partículas são criadas e outras desaparecem e as características iniciais das partículas se modificam) terão suas características iniciais escolhidas de acordo com as distribuições apropriadas e armazenadas para serem submetidas ao transporte, após o término da história de cada partícula. Este procedimento é repetido até que o número total de histórias seja realizado (Conti, 1999)

Ainda na figura 2.18, é ressaltado um componente importante em qualquer simulação: o pacote PEGS4 que é responsável pela geração de dados de seções de choque para todos os processos físicos envolvidos nos processos físicos. Este pacote é preparado previamente pelo usuário através da utilização de programas internos no EGS4. Assim, no decorrer das simulações, o programa principal chama os dados das seções de choque contidos no PEGS4 mediante a ação da rotina HATCH com a finalidade de verificar e classificar os possíveis eventos das partículas em cada seção do meio.

2.7.3 - Incertezas em códigos computacionais de Monte Carlo (Silva, 2003)

O resultado de um cálculo, utilizando o método de monte Carlo, representa a média de várias histórias executadas durante a simulação. As histórias são geradas por amostragem aleatória, e é atribuído um valor da grandeza estudada a cada “história”.

Seja $p(x)$ a função probabilidade da escolha de uma “história” de valor x . A resposta verdadeira (média real) $E(x)$ é o valor representado de x , onde:

$$E(X) = \int_0^x xp(x)dx \quad 2.11$$

Os valores de $p(x)$ e, portanto, de $E(x)$, não são conhecidas exatamente, mas a média verdadeira, M , pode ser estimada através do método de Monte Carlo:

$$M = \frac{1}{N} \sum_I^N Xi \quad 2.12$$

Onde x_i , é o valor de x correspondente à história i , e N é o número total de histórias.

A variância, S^2 , pode ser estimada através de Monte Carlo, utilizando:

$$S^2 = \sum_I^N \frac{(Xi - X)^2}{N - 1} \quad 2.13$$

Onde S é o desvio padrão da população x_i que foram gerados por amostragem aleatória.

A variância da distribuição de médias M é calculada pela equação:

$$S_M^2 = \frac{S^2}{N - 1} \quad 2.14$$

Para se reduzir S_M à metade é necessário executar quatro vezes o número de “histórias”, o que é um problema inerente ao método de Monte Carlo. A quantidade S_M pode ser reduzida mantendo N constante, através de técnica de redução de variância. Utilizando o Teorema de Limite Central, quando $N \gg 1$:

$$M - 1,96 S_M < E(x) < M + 1,96 S_M \quad (p < 0,05) \quad 2.15$$

MATERIAIS E MÉTODOS

A seguir, são apresentados os parâmetros utilizados nos códigos EGS4 para a realização das simulações. Apresentamos também os materiais e a metodologia utilizada para a obtenção dos dados, para simulação do fantoma matemático, da fonte pontual e da composição dos tecidos mamários estudados.

3.1 – Geometria do Sistema

Neste trabalho, foi simulada uma fonte pontual com incidência perpendicular ao fantoma. Foram utilizados dois feixes monoenergéticos de 17,44 keV e 19,6 keV e o espectro de raios X polienergético com alvo de Mo filtrado com Mo. Para os feixes monoenergéticos, utilizou-se a intensidade incidente de 10^6 fótons. Foi realizado o estudo das características de atenuação e espalhamento dos tecidos constituintes da mama com o objetivo de avaliar a influência destas características na formação da imagem. Este estudo foi dividido em 5 etapas:

- Estudo do percentual de dose em função da profundidade utilizando o espectro do Mo filtrado por 0,03mm de Mo e também feixes monoenergéticos de 17,44 keV e 19,6 keV;
- Estudo do parâmetro Fração de energia depositada, $f(E)$, para o espectro do Mo filtrado por 0,03mm de Mo e feixes monoenergéticos de 15 keV, 17,44 keV e 19,6 keV;
- Levantamento do perfil de espalhamento - intensidade em função do ângulo de espalhamento - para as diversas composições de tecido mamário;
- Percentual de energia transmitida, refletida e depositada na mama para os diferentes feixes simulados.
- Estudo da influência do prato compressor de acrílico na razão S/P (radiação secundária em relação à radiação primária) dos tipos de tecidos simulados.

Para a realização desse trabalho foram feitas alterações em algumas sub-rotinas, nos programas do código EGS4, de modo a simular: a geometria do sistema, as limitações das regiões de interesse, os materiais constituintes da mama, as diferentes regiões de interesse, os diferentes feixes.

A figura 3.1 mostra o esquema representativo da geometria utilizada nas simulações usando o código de Monte Carlo EGS4. O fantoma foi simulado com a dimensão de 16 x 8 x 4,5 cm. Com o objetivo de se obter informações da dose em diferentes profundidades no fantoma, a região 4 do fantoma foi dividida em 20 regiões: 2 simulando camadas superficiais de pele e 18 simulando o tecido mamário. Para o estudo da distribuição de fótons espalhados, o fantoma foi dividido somente em 3 regiões (2 de pele mais 1 de tecido de mama). Para ambas as geometrias estudadas uma placa de acrílico simulando o prato compressor foi colocada na região anterior ao fantoma.

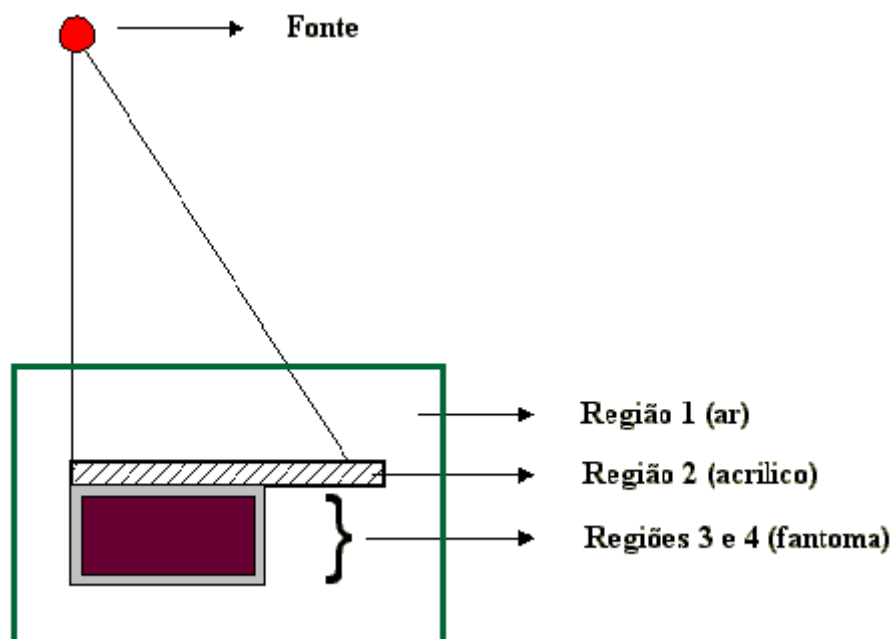


Figura 3.1 - Esquema da geometria do sistema utilizada na simulação.

A região 1 é constituída de ar e envolve todo o sistema, esta é a região onde obteremos os resultados referentes às frações de energia transmitida e espalhada pelo fantoma. A região 2 é constituída por uma placa de acrílico de 3 mm de espessura, simulando o prato compressor do mamógrafo (Dance, 1990). As regiões 3 e 4 do sistema representam o fantoma e possui dimensões análogas às dimensões de um

fantoma de mama comprimida (ICRU 48). A região 3 representa as camadas superficiais de pele (parte anterior e posterior do fantoma) com uma espessura fixa de 0,5cm e sempre simulada como tecido adiposo, conforme protocolo europeu de controle de qualidade (Protocolo Europeu, 1996). A 4ª região representa a mama simulada com uma espessura de 3,5cm (representada como regiões 2 a 19 na tabela 3.1) e diferentes composições de tecidos (glandular, adiposo, canceroso e com variação do percentual glandular).

Considerando isoladamente o fantoma da mama (região 3 e 4 da figura 3.1) passam a ter uma nova configuração. Região 1 representa a pele, as regiões 2 a 19 a parte interna da mama e a região 20 representa a camada de pele na base da mama. A tabela 3.1 mostra todas as situações estudadas.

Tabela 3.1 - Situações para estudos com o fantoma dividido em 20 regiões.

Situações	Fantoma		
	Pele	Mama (regiões 2 a 19)	Pele
1	Adiposo	Adiposo	Adiposo
2	Adiposo	Glandular	Adiposo
3	Adiposo	Canceroso	Adiposo
4	Adiposo	Misto	Adiposo
5	Simulador BR12	Simulador BR12	Simulador BR12
6	Adiposo	Variação do % glandular	Adiposo

A tabela 3.2 apresenta as situações para o estudo do perfil de espalhamento em diferentes ângulos. Nessa etapa o fantoma foi simulado com 3 regiões: as regiões 1 e 3 representam a camada de pele de espessura de 0,5 cm, e a região 2 representa a mama com espessura de 3,5 cm. Lembrando sempre que em ambos os casos existe um placa de acrílico de 3mm de espessura colocada antes do fantoma.

Tabela 3.2 - Situações para estudos com o fantoma dividido em 3 regiões.

Situações	Fantoma		
	Pele	Mama (região 2)	Pele
1	Adiposo	Adiposo	Adiposo
2	Adiposo	Glandular	Adiposo
3	Adiposo	Canceroso	Adiposo
4	Adiposo	Misto	Adiposo
5	Simulador BR12	Simulador BR12	Simulador BR12

3.2 - Fonte

Foram escolhidas energias geralmente utilizadas em exames mamográficos (IRD,2003). Utilizamos uma fonte pontual gerando feixes monoenergéticos representativos das camadas K_{α} e K_{β} do alvo de Molibdênio 17,44 keV e 19,6 keV, respectivamente, com uma intensidade 10^6 fótons para cada pico. Também foi utilizado um espectro de raios X para um alvo de molibdênio e filtro de molibdênio com espessura de 0,03mm, com a finalidade de se obter resultados que representassem a situação mais próxima do real.

3.3 – Biblioteca dos Materiais - Composição dos Tecidos Mamários

Foram simulados os tecidos representativos que compõem uma mama sadia (glandular e adiposo) e o simulador de mama BR12. As composições e densidades dos tecidos glandular e adiposo e do simulador BR12 foram obtidas da ICRU44. Além do tecido de mama sadio e do simulador, também foi simulado um tipo de tecido doente correspondente à composição do tecido canceroso, obtido por Polleti (2001). A tabela 3.3 apresenta as características dos tecidos simulados.

Tabela 3.3 – Características dos tecidos simulados.

Tecido	Densidade (Kg m ⁻³)	Composições Químicas (frações de massa)							
		H	C	N	O	Na	P	S	Cl
Adiposo	950	11,4	59,8	0,7	27,8	0,1	-	0,1	0,1
Glandular	1020	10,6	33,2	3	52,7	0,1	0,1	0,2	0,1
BR12	970	8,7	69,9	2,4	17,9	-	-	-	0,1
Canceroso	1030	9,8	27,7	5,9	58,6	-	-	-	-
Acrílico	1170	8	60	-	32	-	-	-	-

Para avaliar a influência do percentual de glandularidade, torna-se necessária a obtenção da composição e das densidades para valores de zero a 100%. À partir da composição e da densidade do tecido adiposo e glandular (tabela 3.3) foram obtidas as novas composições e densidades para as variações do percentual de glandularidade (tabela 3.4), usando as equações 3.1 e 3.2.

$$\rho_{\%} = \rho_g f_g + \rho_a (1 - f_g) \quad 3.1$$

onde:

$\rho_{\%g}$ é a densidade do tecido com variação de glandularidade;

ρ_g é a densidade do tecido glandular;

f_g é a fração de tecido glandular que compõem o tecido;

ρ_a é a densidade do tecido adiposo.

$$C_{e\%} = C_{eg} f_e + C_{ea} (1 - f_e) \quad 3.2$$

onde:

$C_{e\%}$ é a composição do elemento x do tecido com variação de glandularidade;

C_{eg} é a composição do elemento x do tecido glandular;

f_e é a fração do tecido glandular que compõe o tecido;

C_{ea} é a composição do elemento x do tecido adiposo.

Tabela 3.4 – Composição e densidades dos tecidos com variação de glandularidade.

% glandular	Densidade (kg m ⁻³)	Composições Químicas (frações de massa)							
		H	C	N	O	Na	P	S	Cl
100	1020	10,6	33,2	3,0	52,7	0,1	0,1	0,2	0,1
90	1013	10,68	35,86	2,77	50,21	0,18	0,09	0,19	0,1
80	1006	10,76	38,52	2,54	47,72	0,16	0,08	0,18	0,1
70	999	10,84	41,18	2,31	45,23	0,14	0,07	0,17	0,1
60	992	10,92	43,84	2,08	42,74	0,12	0,06	0,16	0,1
50	985	11	46,5	1,85	40,25	0,1	0,05	0,15	0,1
40	978	11,08	49,16	1,62	37,76	0,08	0,04	0,14	0,1
30	971	11,16	51,82	1,39	35,27	0,06	0,03	0,13	0,1
20	964	11,24	54,48	1,16	32,78	0,04	0,02	0,12	0,1
10	957	11,32	57,14	0,93	30,29	0,02	0,01	0,11	0,1
0	950	11,4	59,8	0,7	27,8	0,1	-	0,1	0,1

3.4 - Execução do Programa de Simulação

Para as simulações efetuadas pelo programa, foram executadas as seguintes operações:

1 - Dados de entrada do programa principal:

- energia inicial do feixe dos raios X;
- tipo de partícula incidente (fótons);
- energia de corte das partículas secundárias;
- cossenos diretores do feixe da fonte;
- materiais das regiões dos fantasmas;
- material do meio externo ao fantoma (ar);
- número inicial de partículas incidentes;
- espessura de cada região do fantoma;

2 - Implementação na subrotina da geometria –HOWFAR– como o fornecimento do número de planos, limites das regiões e meios de todo o sistema de simulação;

3 - Modificação na subrotina AUSGAB, através da qual será construído o banco de dados dos valores das energias armazenadas pelas diferentes regiões do sistema e também as energias refletidas e transmitidas;

4 - Construção das bibliotecas das seções de choque das regiões de interesse. Esta biblioteca faz parte da do pacote PEGS4 e é chamada pela subrotina HATCH do programa principal, que contém dados da composição das regiões do sistema simulado.

3.5 - Parâmetros Obtidos nas Simulações

3.5.1 - Energia Depositada

Considerando apenas um fóton emitido pela fonte, o mesmo é acompanhado até a energia de corte definida pelo programa (1 keV). Na interação com o meio poderá ocorrer a absorção ou transferência parcial da energia do fóton. Esta energia transferida, por sua vez poderá produzir radiações secundárias. As energias depositadas produzidas pelas radiações primárias e secundárias são contabilizadas nas regiões, seguindo o esquema apresentado na figura 3.2.

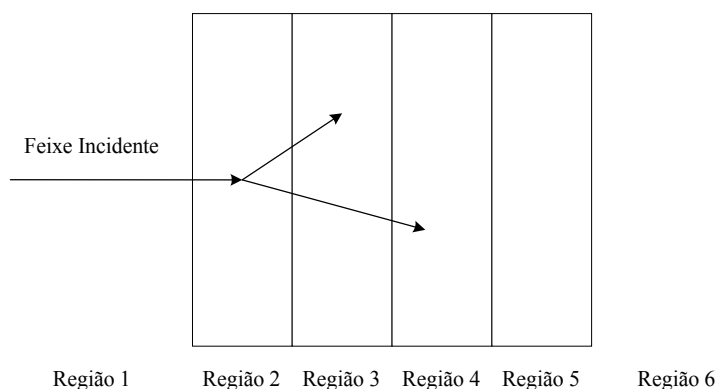


Figura 3.2 - Esquema da interação dos fótons com as regiões.

Na figura 3.2.1 é apresentado um exemplo da saída da subrotina EDEP, que simula a energia depositada:

```

Éiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiii»
°      32-bit Power for Lahey Computer Systems      °
°      Phar Lap's 386|DOS-Extender(tm) Version 5.1   °
°      Copyright (C) 1986-93 Phar Lap Software, Inc. °
°      Available Memory = 54636 Kb                  °
Éiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiiii»

START TUTOR2

CALL HATCH TO GET CROSS-SECTION DATA

RAYLEIGH DATA AVAILABLE FOR MEDIUM 1 BUT OPTION NOT REQUESTED.

RAYLEIGH DATA AVAILABLE FOR MEDIUM 3 BUT OPTION NOT REQUESTED.

RAYLEIGH DATA AVAILABLE FOR MEDIUM 2 BUT OPTION NOT REQUESTED.

EGS SUCCESSFULLY 'HATCHED' FOR      3 MEDIA.

KNOCK-ON ELECTRONS CAN BE CREATED AND ANY ELECTRON FOLLOWED DOWN TO
                                0.001 MeV KINETIC ENERGY
BREM PHOTONS CAN BE CREATED, AND ANY PHOTON FOLLOWED DOWN TO
                                0.001 MeV

FRACTION OF ENERGY REFLECTED FROM PLATE1=          153.883 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN PLATE1=          1398.199 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN PLATE2=           878.880 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN PLATE3=           304.788 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN PLATE4=           241.103 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN PLATE5=           188.493 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN PLATE6=           153.518 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN PLATE7=           126.332 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN PLATE8=           105.204 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN PLATE9=            89.891 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN PLATE10=            74.254 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN PLATE11=            63.236 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN PLATE12=            54.627 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN PLATE13=            47.149 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN PLATE14=            40.570 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN PLATE15=            34.715 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN PLATE16=            30.564 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN PLATE17=            25.188 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN PLATE18=            22.647 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN PLATE19=            20.114 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN PLATE20=            16.813 MeV
FRACTION OF ENERGY DEPOSITED IN PLATE21=            22.809 MeV
FRACTION OF ENERGY TRANSMITTED FOR PLAno22=          115.253 MeV
FRACTION OF ENERGY TRANSMITTED FOR PLAno23=            4.433 MeV
FRACTION OF ENERGY TRANSMITTED FOR PLAno24=            4.093 MeV
FRACTION OF ENERGY TRANSMITTED FOR PLAno25=            0.273 MeV
FRACTION OF ENERGY TRANSMITTED FOR PLAno26=            0.236 MeV
-----
TOTAL FRACTION OF ENERGY ACCOUNTED FOR=          4217.267 MeV

```

Figura 3.2.1 – Arquivo de saída da subrotina EDEP.

Após a obtenção dos arquivos de saída, os dados foram transferidos para uma planilha, conforme mostrada na tabela 3.5.

Tabela 3.5 – Planilha obtida do programa de EDEP

Material	Região	Energia Depositada	Energia (MeV)	Dose %
Ar	1	Refletida pelo fantoma	153,88	3,65
Acrílico	2	no Acrílico	1398,20	33,15
Fantoma - Tecido	3	no Tecido	878,88	20,84
	Região 4	no Tecido	304,79	7,23
		no Tecido	241,10	5,72
		no Tecido	188,49	4,47
		no Tecido	153,52	3,64
		no Tecido	126,33	3,00
		no Tecido	105,20	2,49
		no Tecido	89,89	2,13
		no Tecido	74,25	1,76
		no Tecido	63,24	1,50
		no Tecido	54,63	1,30
		no Tecido	47,15	1,12
		no Tecido	40,57	0,96
		no Tecido	34,72	0,82
		no Tecido	30,56	0,72
		no Tecido	25,19	0,60
		no Tecido	22,65	0,54
		no Tecido	20,11	0,48
	no Tecido	16,81	0,40	
		3	no Tecido	22,81
Ar		Transmitida pelo fantoma	115,25	2,73
		Transmitida pela lateral 1 do fantoma	4,43	0,11
		Transmitida pela lateral 2 do fantoma	4,09	0,10
		Transmitida pela lateral 3 do fantoma	0,27	0,01
		Transmitida pela lateral 4 do fantoma	0,24	0,01
		Total depositada no sistema	4217,27	100,00
		Total depositada somente no fantoma	2540,90	60,25

De posse da tabela 3.5, obtemos os dados de dose % em função da profundidade, energias transmitida, refletida e depositada e a fração de energia depositada $f(E)$.

3.5.2 - Energia Refletida e Energia Transmitida

Continuando o raciocínio descrito sobre energia depositada, o fóton incidente pode ser absorvido, transmitido ou espalhado. Para a energia refletida, será considerada toda a energia depositada região 1 e para a energia transmitida toda a energia depositada na região 4.

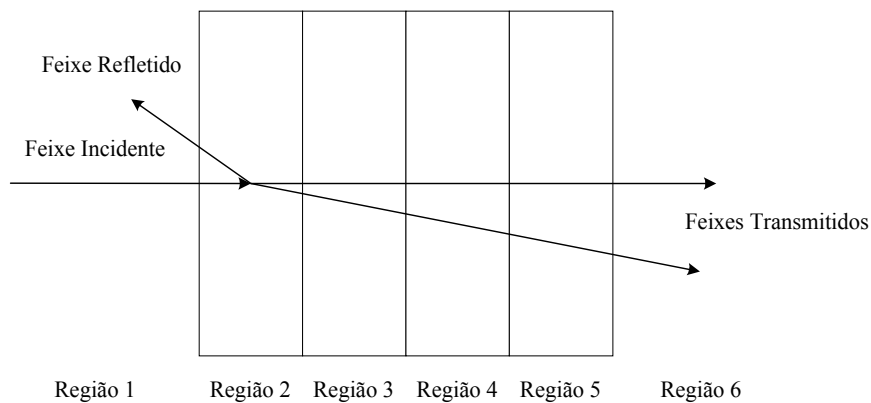


Figura 3.3 - Esquema da interação dos fótons com as regiões.

3.5.3 - Distribuição Angular

O feixe transmitido é obtido pela contagem dos fótons que chegam à região 6 a 0° a 90° . O feixe de fótons espalhados em ângulos superiores a 90° é chamado de feixe refletido.

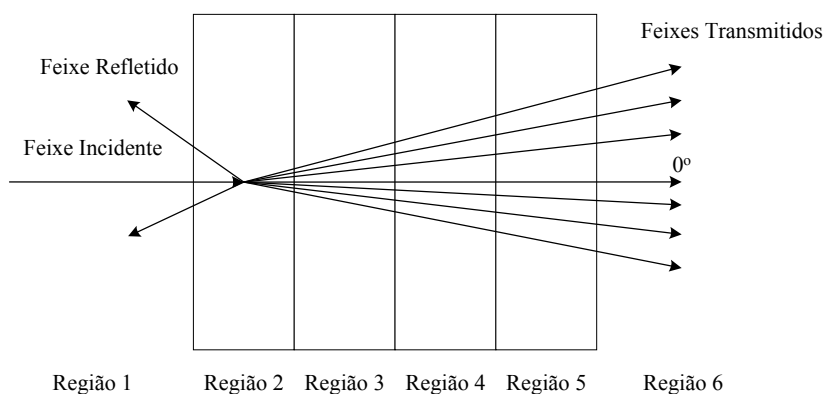


Figura 3.4 - Esquema da interação dos fótons com as regiões.

Na figura 3.4.1, mostra um exemplo da saída do subrotina de espalhamento. Após a obtenção do arquivo de saída os mesmos foram transferidos para uma planilha e trabalhados a fim de se obter os parâmetros: Perfil de espalhamento, razão S/P, Transmissão a 0° .

1. Para feixes monoenergéticos:

$$f(E) = \frac{(E_{af} / N_F)}{E_F} \quad 3.3$$

onde :

$f(E)$ é a fração de energia absorvida pelo fantoma;

E_{af} é a energia absorvida pelo fantoma;

N_F é o número de fótons incidentes;

E_F é a energia do fóton incidente.

2. Para o feixe polienergético:

$$F(E_{média}) = (E_{af} / \sum N_i) / E_{média} \quad 3.4$$

e

$$E_{média} = \sum E_i N_i / \sum N_i \quad 3.5$$

onde :

$F(E_{média})$ é a fração de energia absorvida pelo fantoma;

E_{af} é a energia absorvida pelo fantoma;

$\sum N_i$ é o somatório dos fótons do espectro de radiação;

$\sum E_i N_i$ é o somatório do produto da energia E_i pela número de fótons N_i

3.6.2 - Razão Sinal Ruído S/P

A razão S/P tem por objetivo avaliar a relação entre a intensidade da radiação primária e secundária. Esse parâmetro indica a característica de espalhamento dos tecidos possibilitando a posterior avaliação do uso de recursos que melhorem a qualidade da imagem (Jing *et al*, 1998, Penco, 2000).

RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos no desenvolvimento deste trabalho, que envolve:

- ✓ estudo da fração de energia depositada na mama,
- ✓ estudo da fração de energia refletida e transmitida
- ✓ estudo do perfil de espalhamento em função de diferentes energias do feixe incidente,
- ✓ avaliação do Percentual de Dose absorvida em função da profundidade,
- ✓ avaliação do parâmetro Fração de Energia Depositada $f(E)$,
- ✓ avaliação da razão S/P em função da energia incidente do feixe e da composição da mama,
- ✓ estudo da influência do prato compressor de acrílico na transmissão e espalhamento dos fótons nos diversos tipos de tecidos estudados.

4.1 – Curvas de Percentual de Dose x Profundidade

As curvas de Percentual de Dose em função da profundidade foram obtidas usando-se a geometria mostrada na figura 3.1. As figuras 4.1 a 4.5 mostram estas curvas para as situações de 1 a 5 apresentadas na tabela 3.1 (tecidos adiposo, glandular, canceroso, médio e o simulador BR12), respectivamente, utilizando os feixes incidentes monoenergéticos (17,44 keV e 19,6 keV) e polienergético (espectro do Mo/Mo). É importante lembrar que nas figuras 4.1 a 4.5:

-o primeiro ponto do gráfico corresponde à dose % em 3mm de placa de acrílico;

-o segundo e o último ponto correspondem a dose % em 5mm de pele (tecido adiposo);

-do terceiro ponto ao penúltimo ponto do gráfico correspondem a dose % em 3,5cm de tecido;

-o fantoma da mama possui 4,5 cm de espessura.

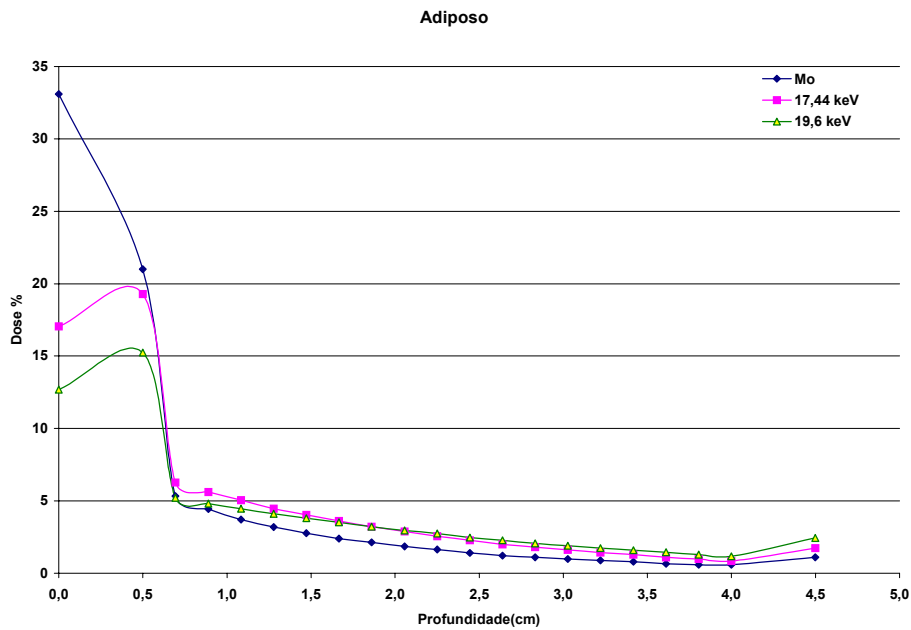


Figura 4.1 – Percentual de Dose absorvida em função da profundidade utilizando feixes monoenergéticos e polienergéticos em fantoma de tecido adiposo.

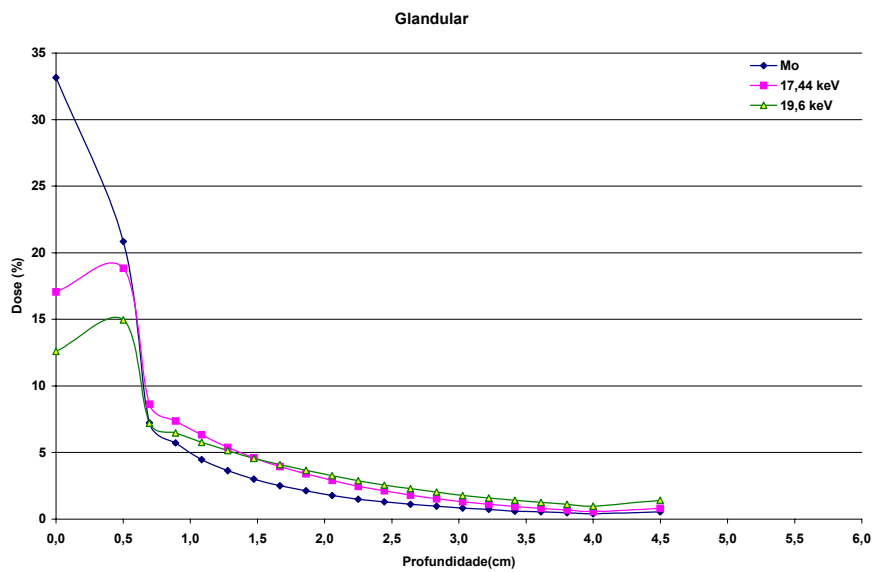


Figura 4.2 – Percentual de Dose absorvida em função da profundidade utilizando feixes monoenergéticos e polienergéticos em fantoma de tecido glandular.

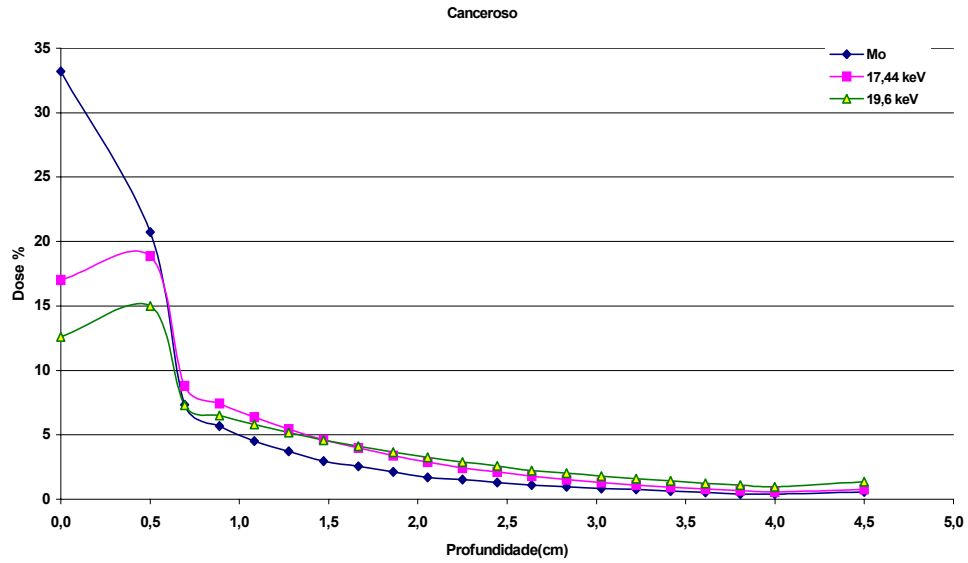


Figura 4.3 - Percentual de Dose absorvida em função da profundidade utilizando feixes monoenergéticos e polienergéticos em fantoma de tecido canceroso

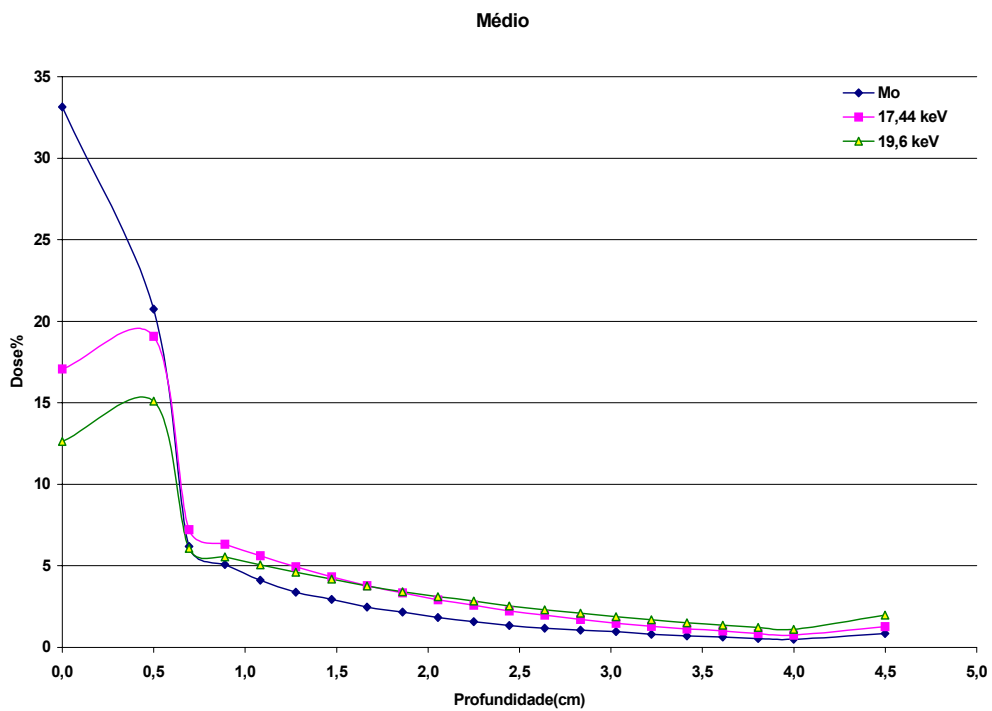


Figura 4.4 - Percentual de Dose absorvida em função da profundidade utilizando feixes monoenergéticos e polienergéticos em fantoma de tecido médio.

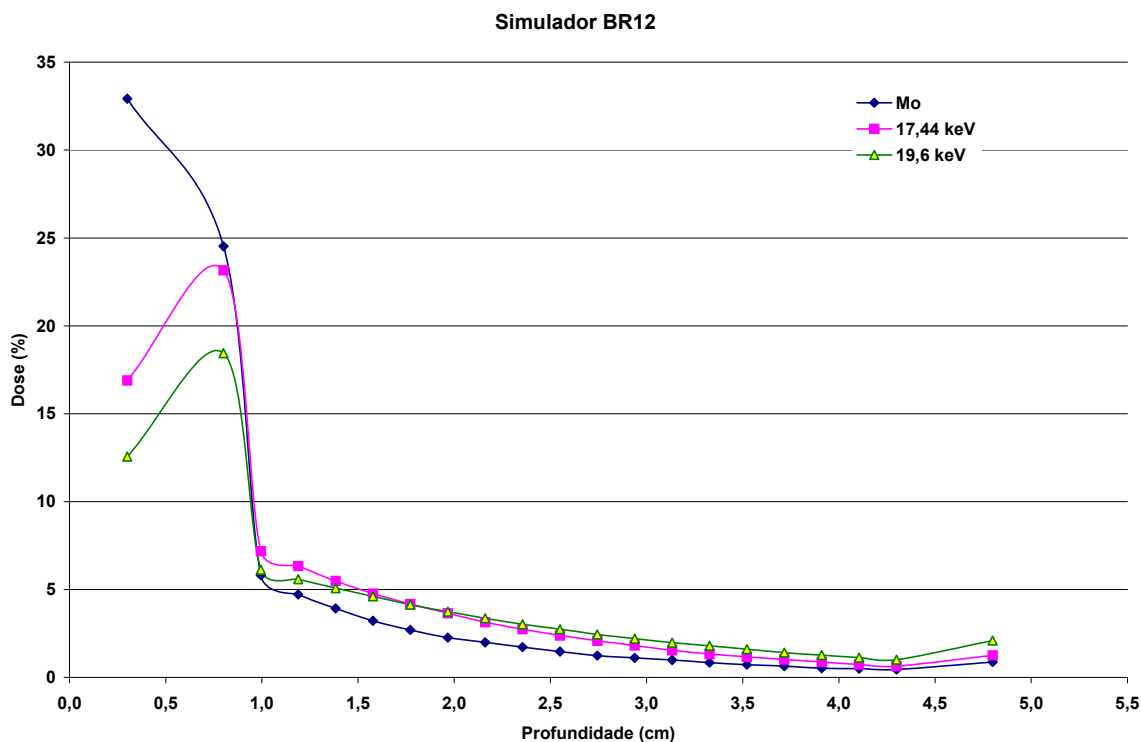


Figura 4.5 - Percentual de Dose absorvida em função da profundidade utilizando feixes monoenergéticos e polienergéticos em fantoma simulador BR12.

Analisando as respostas apresentadas nas figuras 4.1 a 4.5, em conjunto, podemos observar que:

- O maior valor para o depósito de percentual de dose se dá no prato compressor de acrílico e na camada de pele. Podemos ainda observar que o Percentual de Dose no acrílico para o feixe Mo/Mo é sempre maior em comparação com as demais energias, para todos os tecidos estudados.
- O Percentual de Dose no prato compressor é menor que o Percentual de Dose na camada de pele para feixes monoenergéticos de 17,44 keV e 19,6 keV. Para o espectro do Molibdênio esta situação se inverte.
- Analisando o Percentual de Dose somente na região 4 do sistema (excluindo acrílico e pele) observamos que as diferenças existentes entre os valores de Percentual de Dose para um mesmo tipo de tecido, para as diferentes energias

do feixe, apresentam uma menor variação entre os pontos, comparados com as variações existentes em relação ao acrílico e pele.

- Ainda analisando o Percentual de Dose, percebemos para os tecidos adiposo, médio e BR12 o valor do Percentual de Dose é menor que os valores para os tecidos glandular e canceroso. Observamos também que os tecidos canceroso e glandular apresentam um comportamento semelhante, apresentando os maiores valores de Percentual de Dose comparados com os demais tecidos.
- Observamos que, para o feixe de Mo/Mo, o Percentual de Dose na região 4 do sistema (mama propriamente dita, excluindo a pele) é sempre menor comparada com os valores de Percentual de Dose para os outros feixes (17,44 keV e 19,6 keV).

A figura 4.6 apresenta o espectro do Mo/Mo, simulado no código MCNP4B, com e sem a presença do prato compressor de acrílico de 3 mm.

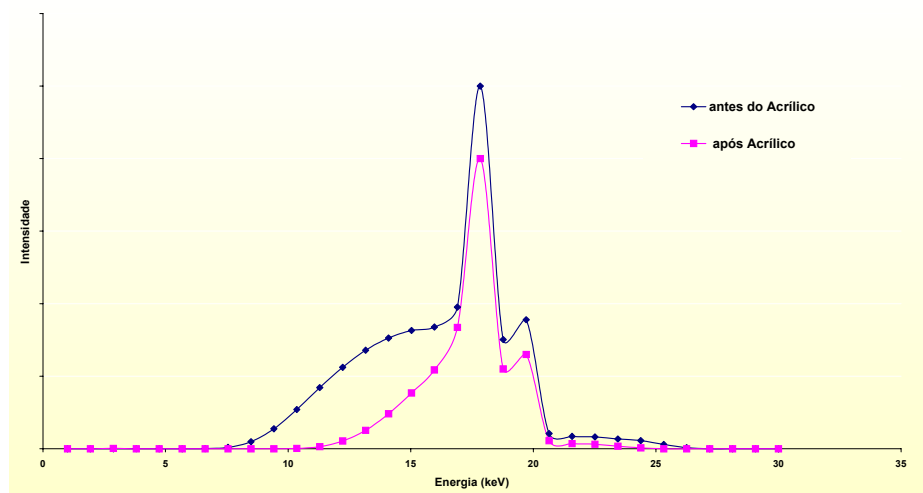


Figura 4.6 - Espectro Mo/Mo antes e após o prato compressor.

Observa-se na figura 4.6 que grande parte dos fótons de baixa energia são atenuados no acrílico. Sendo assim, verificamos que o acrílico deixa passar uma pequena porcentagem desses fótons que iram contribuir para a energia depositada na mama. No entanto, pode-se notar que a maior parte é depositada na pele.

4.2 – Percentuais de Energia Refletida, Transmitida e Depositada

As figuras 4.7 a 4.11 apresentam os percentuais das energias refletida, transmitida e depositada para os tecidos adiposo, glandular, canceroso, médio e para o simulador BR12, respectivamente, para todos os feixes de energia estudados.

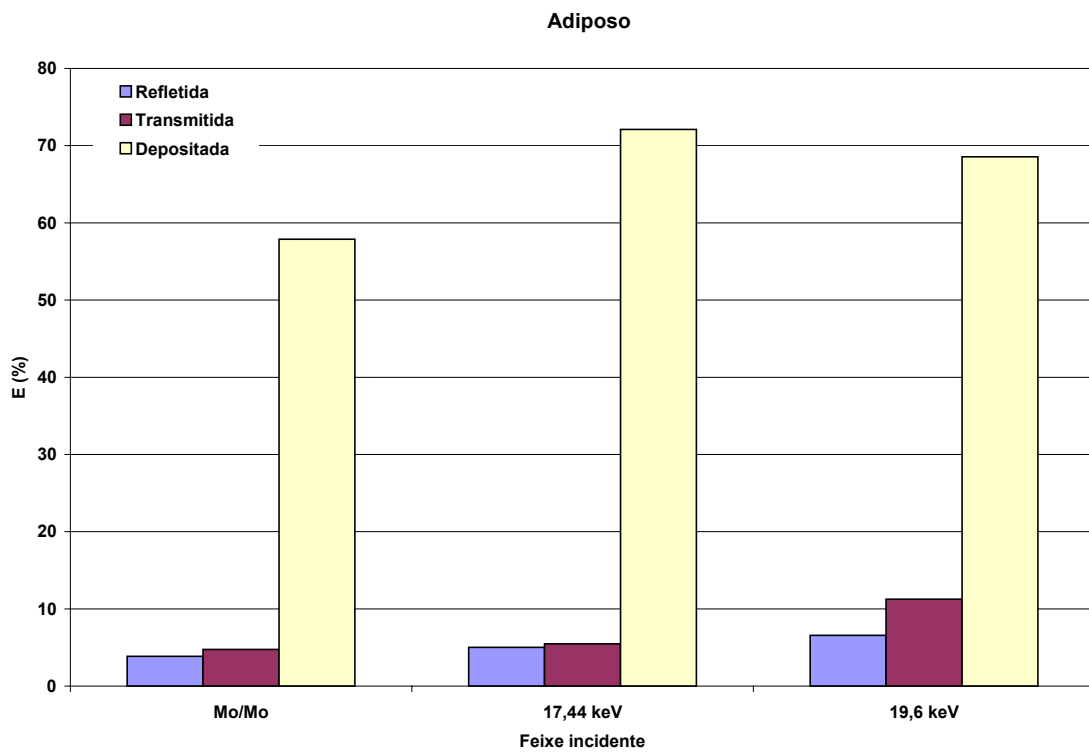


Figura 4.7 - Percentual de Energia Refletida, Transmitida e Depositada para o tecido adiposo.

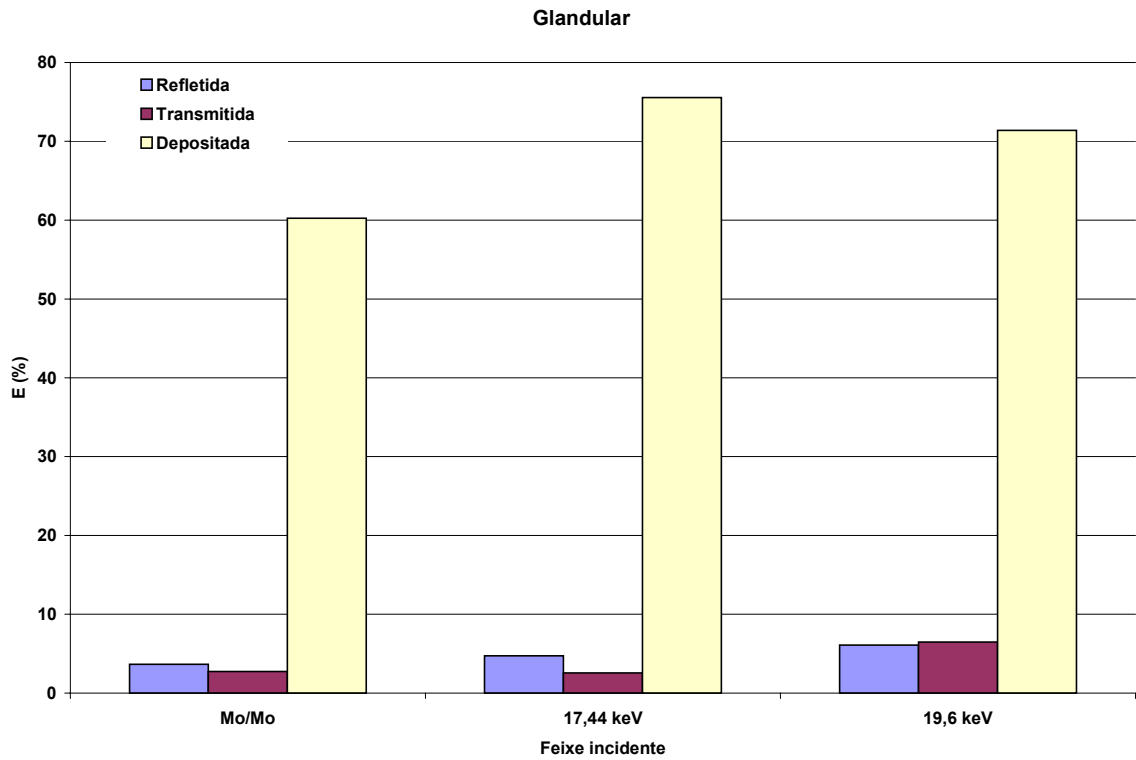


Figura 4.8 – Percentual de Energia Depositada, refletida e transmitida para o tecido glandular.

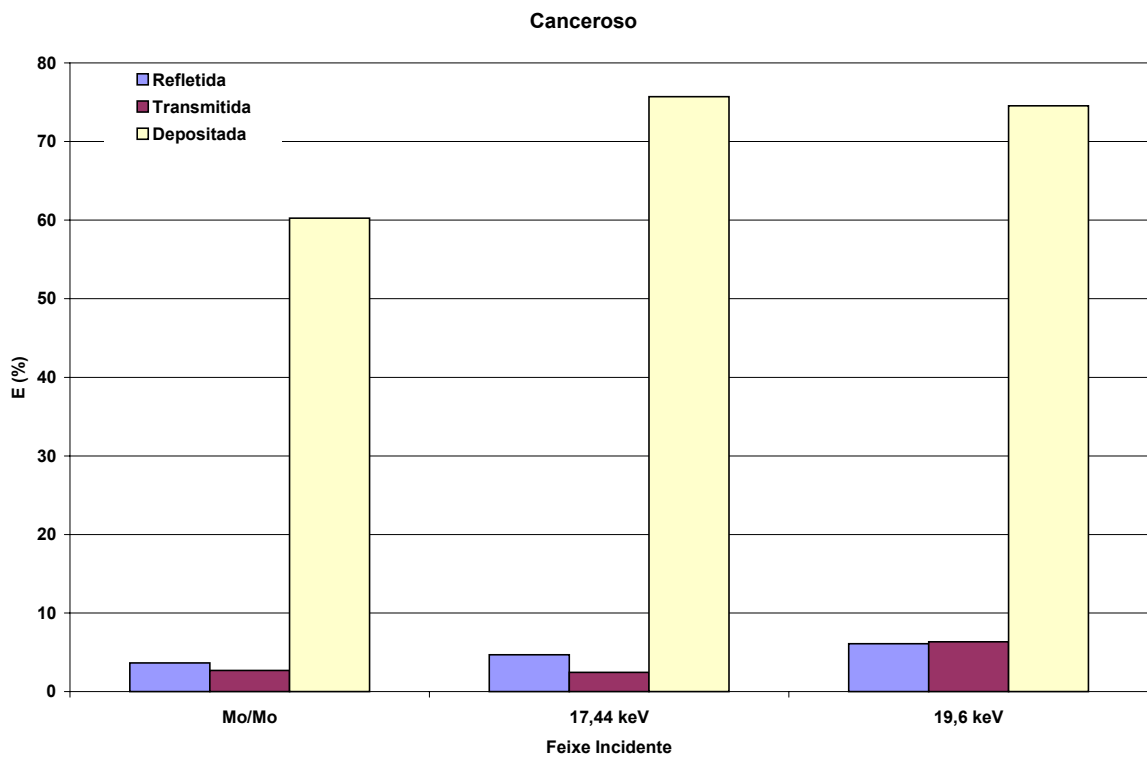


Figura 4.9 – Percentual de Energia Depositada, refletida e transmitida para o tecido canceroso.

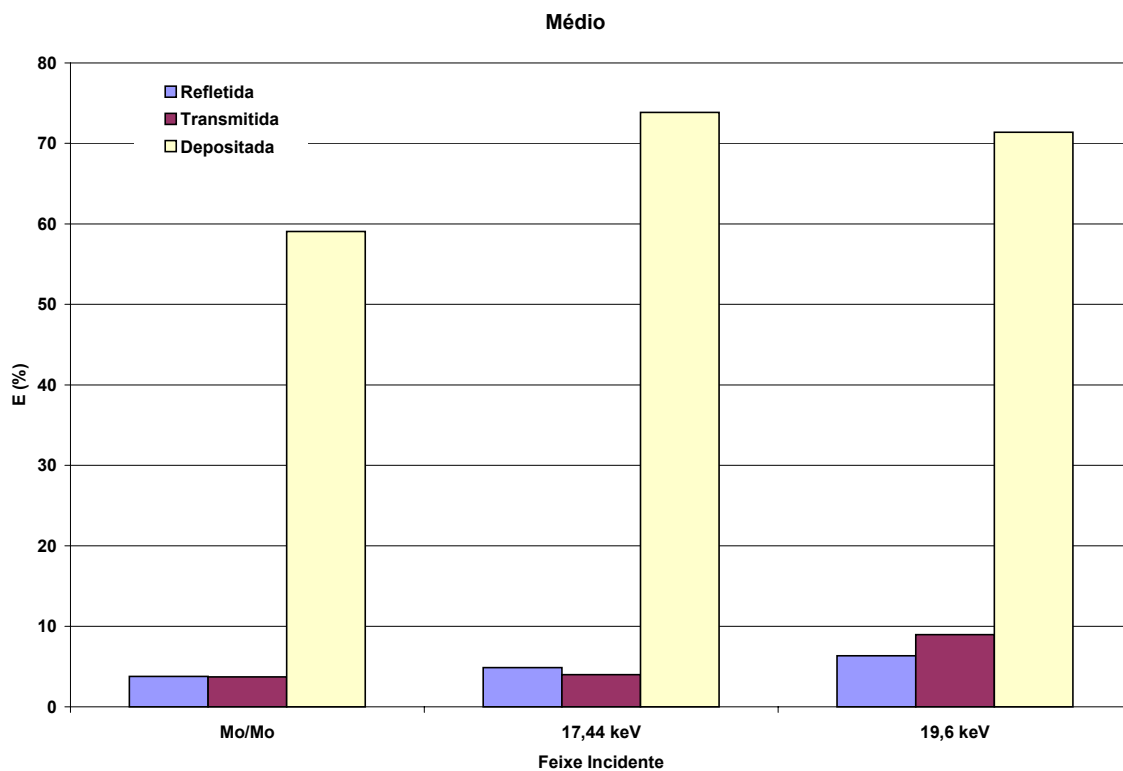


Figura 4.10 - Percentual de Energia Refletida, Transmitida e Depositada para o tecido médio.

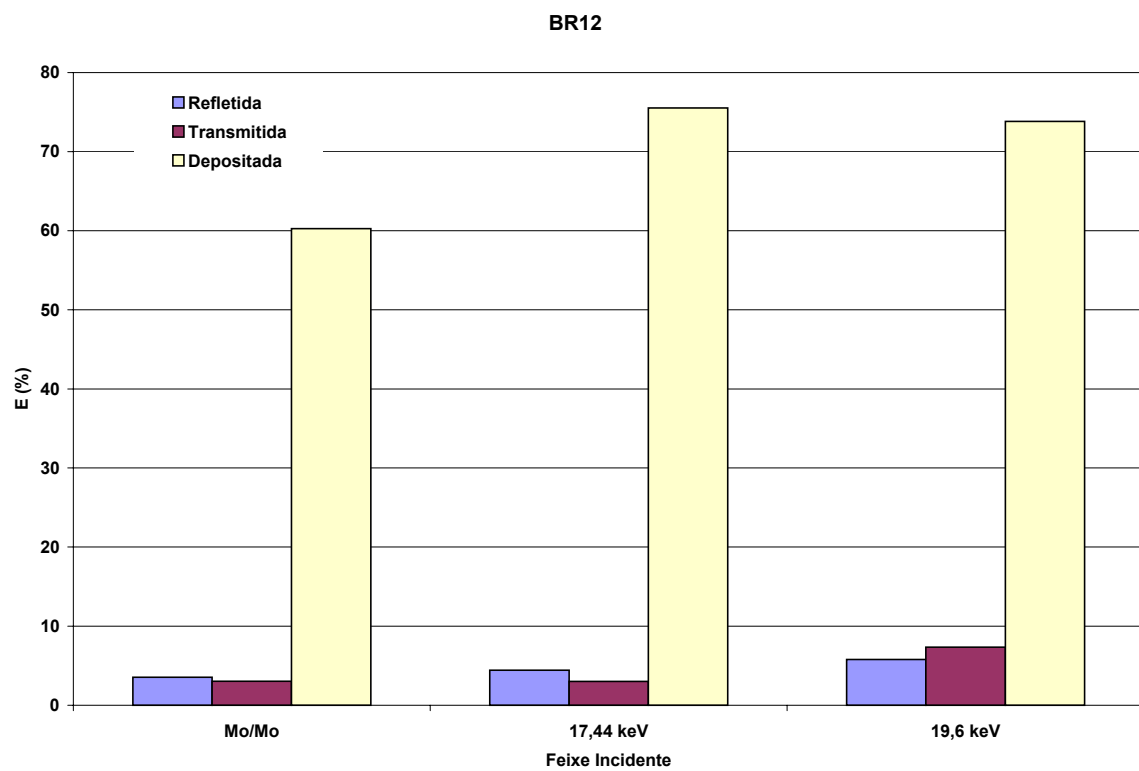


Figura 4.11- Percentual de Energia Refletida, Transmitida e Depositada para o simulador BR12.

Na análise das figuras 4.7 a 4.11 podemos observar que:

- Os resultados utilizando-se o espectro de Molibdênio e a fonte monoenergética de 17,44 keV tiveram um comportamento semelhante entre si, isto é, o percentual de energia depositada é maior que o da energia refletida e esta por sua vez maior que a energia transmitida (exceto para o tecido adiposo).
- Para o feixe de 19,6 keV há uma inversão do comportamento observado anteriormente, isto é, o percentual de energia transmitida é maior que o da energia refletida para todos os tecidos estudados. Sendo assim, percebemos que para o tecido adiposo o percentual de energia transmitida é maior que o da energia refletida para todas as energias simuladas.
- O percentual de energia depositada na mama é sempre maior que a soma dos percentuais das energias transmitida e refletida para todas as energias e tecidos estudados.

A figura 4.12 apresenta, os percentuais de energias refletida, depositada e transmitida em função da fração de glandularidade (0 até 100%) do fantoma. Para esse estudo foi utilizado somente o feixe incidente monoenergético de 17,44keV, por ser o pico mais intenso do espectro Mo/Mo. A geometria simulada é apresentada na figura 3.1 com a configuração da situação 6 mostrada na tabela 3.1.

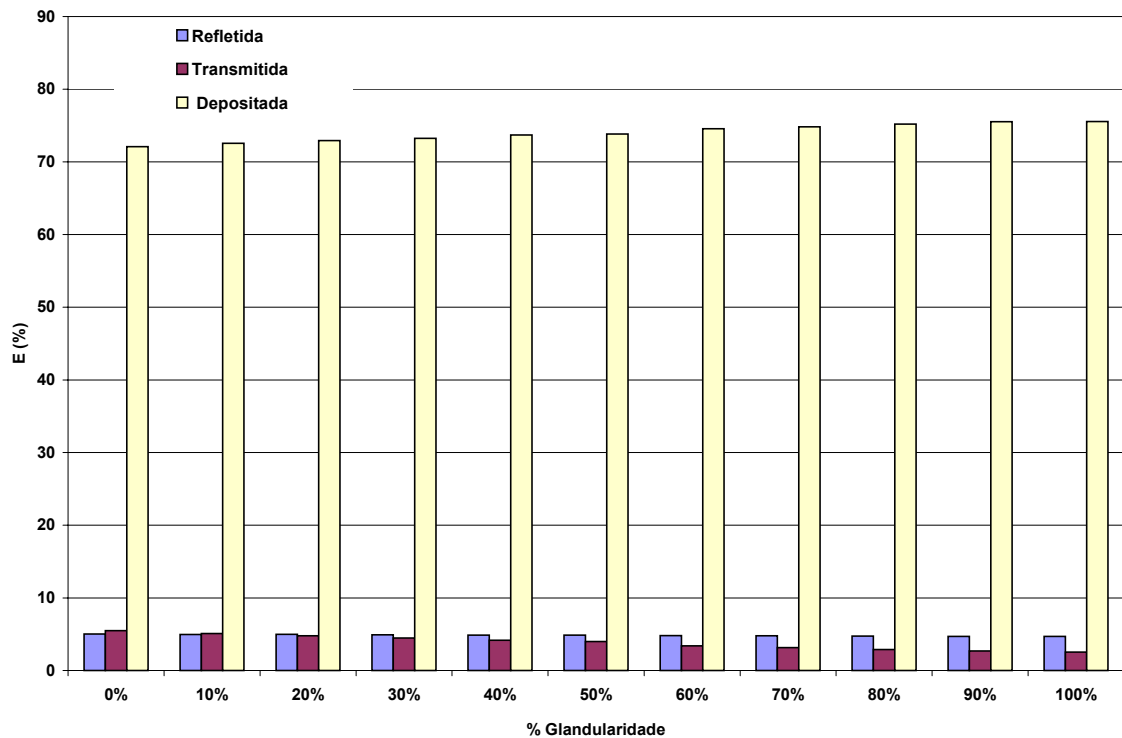


Figura 4.12 – Percentual de Energias Refletida, Transmitida e Depositada em função do percentual de glandularidade.

Na figura 4.12, todos os fantasmas possuem a mesma espessura (5 mm) e composição para a pele (tecido adiposo), conforme Dance (1990) e o Protocolo Europeu (1996). Observamos, que o percentual de energia depositada aumenta pouco com o percentual de glandularidade. Enquanto que o percentual de energia transmitida diminui. Observamos ainda que o percentual de energia refletida permaneceu praticamente constante.

A grandeza $F(E)$ é comumente utilizada em trabalhos que estudam energia depositada em mama e possui a finalidade de se avaliar a fração de energia depositada em tecidos em função da energia do feixe incidente. A figura 4.13 apresenta os resultados obtidos de $F(E)$ em função do percentual de glandularidade para as diferentes energias incidentes em um fantoma de 4,5 cm de espessura. Esses resultados foram obtidos usando-se os parâmetros obtidos nas simulações de Monte Carlo (como mostrado no exemplo na figura 3.2.1 e na tabela 3.5.) e substituindo-os nas equações 3.3 a 3.5. A geometria utilizada é apresentada na figura 3.1. A situação 6 descrita na

tabela 3.1 foi utilizada na simulação para os feixes monoenergéticos com energia incidentes de 15keV, 17,44keV, 19,6keV e o espectro do Mo/Mo.

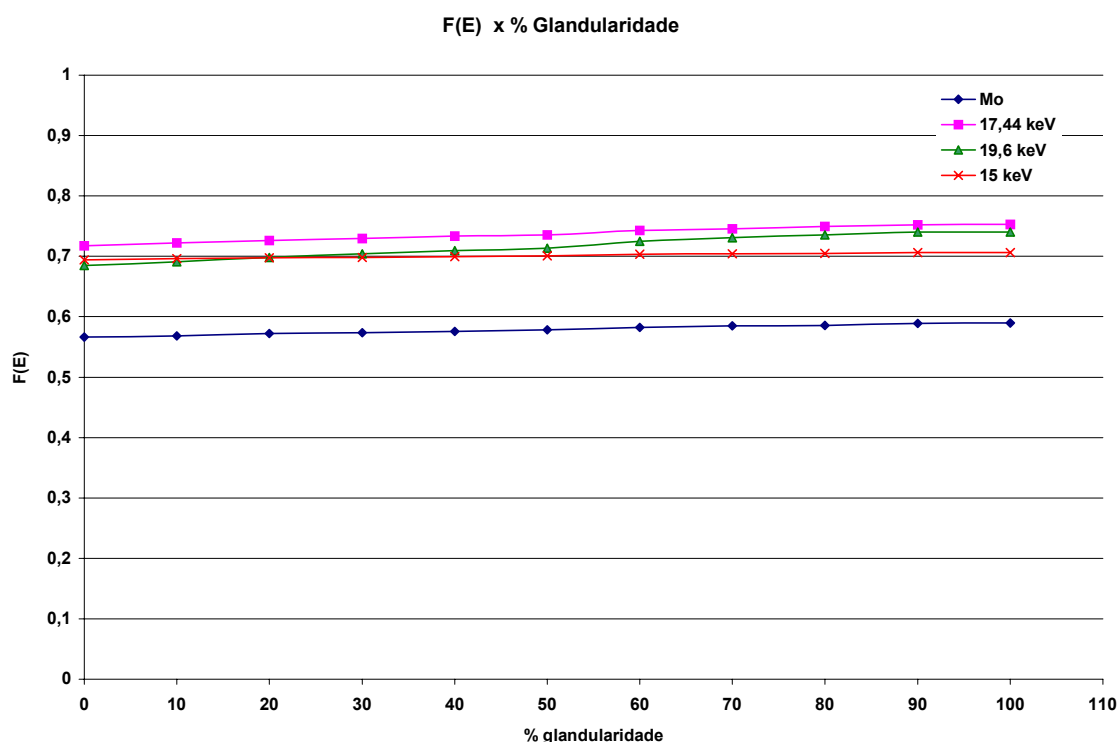


Figura 4.13 - F(E) em função do percentual de glandularidade.

Analisando os resultados apresentados na figura 4.13, observamos que o valor de F(E) aumenta ligeiramente à medida que aumenta a glandularidade, devido à mudança da composição e o aumento da densidade do fantoma. A fração de energia depositada é menor para o espectro de Mo/Mo, seguidos dos feixes monoenergéticos de 15keV, 19,6keV e 17,44keV. Os valores de F(E) obtidos neste trabalho concordam com os valores obtidos por BOONE, 1999.

4.3 – Perfil de Espalhamento

O perfil de espalhamento dos tecidos é considerado um importante parâmetro para análise das características de espalhamento de amostras biológicas. O perfil de espalhamento de cada tecido é o registro da intensidade dos fótons detectados para diferentes ângulos de espalhamento. A geometria simulada é apresentada na figura 3.1 em todas as situações descritas na tabela 3.2, utilizando-se o espectro Mo/Mo. A figura 4.14 apresenta os perfis de espalhamento para cada tecido estudado.

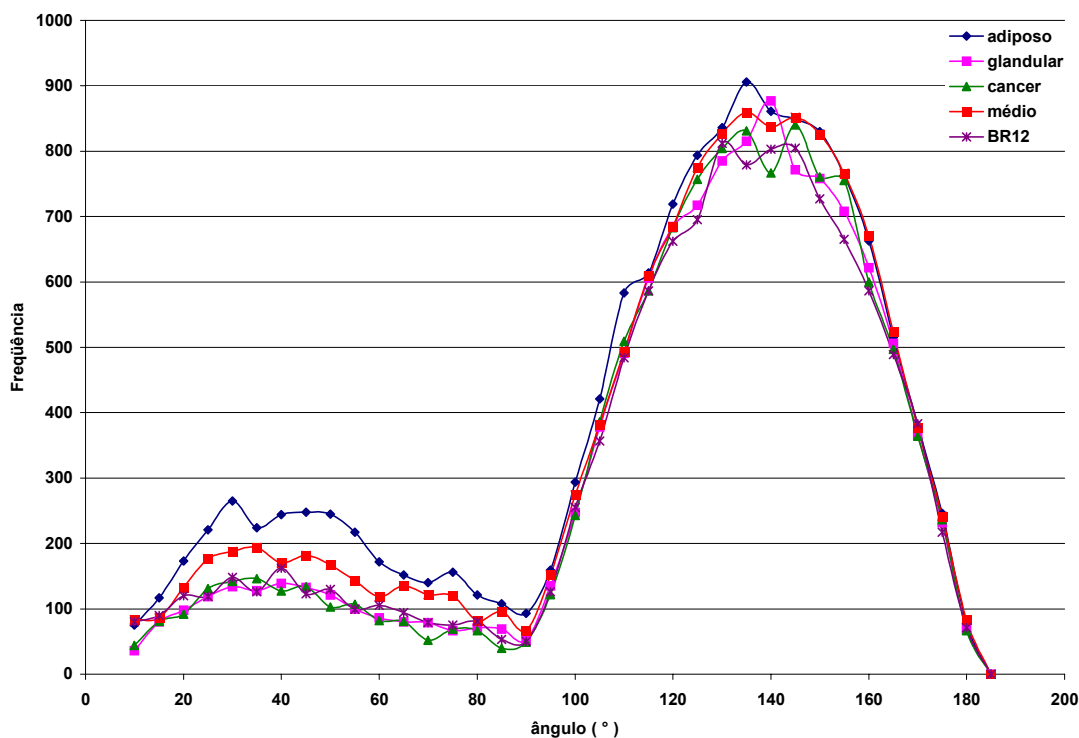


Figura 4.14 – Perfil de espalhamento para os tecidos mamários estudados e para o simulador BR12.

Na figura 4.14, observamos que o comportamento do perfil do espalhamento é similar para todos os tecidos estudados, variando apenas a intensidade espalhada. De modo geral, pode-se observar uma probabilidade maior de ocorrer espalhamento (predominantemente Compton) para ângulos acima de 90°. Para ângulos menores que 90° (contribuição dos efeitos Rayleigh e Compton), a probabilidade de espalhamento é maior para os tecidos adiposo e médio, respectivamente. Para os tecidos glandular e canceroso assim como, para o simulador BR12, os perfis de espalhamento são comparáveis.

4.4 – Percentual de Transmissão

O efeito da presença do prato compressor de acrílico no percentual de transmissão foi avaliado para os diferentes tecidos estudados, usando a geometria apresentada na figura 3.1. e o espectro do Mo/Mo.

Tabela 4.1– Percentual de transmissão para todos os tecidos estudados.

Tecido	Fótons Transmitidos a 0°	
	Sem acrílico	Com acrílico
Adiposo	3,12%	2,54%
Glandular	1,66%	1,42%
Canceroso	1,68%	1,39%
Médio	2,41%	1,99%
Simulador BR12	1,96%	1,63%

Analisando a tabela 4.1 podemos observar que a presença do prato compressor de acrílico provoca uma redução de aproximadamente 20% na intensidade do feixe transmitido para todos os tecidos estudados.

A tabela 4.2 apresenta o percentual de transmissão em função da glandularidade do tecido mamário. O sistema simulado é mostrado no esquema da figura 3.1 e a situação 6 descrita na tabela 3.1, com e sem o prato compressor de acrílico, utilizando o espectro Mo/Mo. Podemos observar que o percentual de transmissão diminui com o aumento da glandularidade do tecido.

Tabela 4.2 - Percentual de transmissão em função da glandularidade.

Fótons Transmitidos	
% Glandular	% Transmitido
0	2,54
10	2,40
20	2,29
30	2,17
40	2,05
50	1,99
60	1,77
70	1,66
80	1,57
90	1,46
100	1,42

4.5 Razão (S/P)

Os valores de S e P são definidos como toda a energia dos raios X secundários e primários que alcançam o detector, respectivamente (Jing et al, 1998; Pilar, 2000). Foram considerados como raios X secundários todos os fótons espalhados a ângulo maiores que 0° e menores ou iguais a 180° . Os fótons primários são todos aqueles que são transmitidos a 0° . O sistema simulado para este cálculo é mostrado na figura 3.1 e a sua configuração é mostrada na tabela 3.2, usando o espectro do Mo/Mo. A tabela 4.4 apresenta a razão S/P encontrada.

Tabela 4.3 – Razão S/P para todos os tecidos estudados.

Tecido	Razão (S/P)	
	Sem acrílico	Com acrílico
Adiposo	0,55	0,59
Glandular	0,64	0,67
Canceroso	0,64	0,68
Médio	0,59	0,63
Simulado BR12	0,59	0,65

Os nossos resultados foram comparados com os obtidos por POLETTI, 2001 que também simulou um sistema mamográfico sem grade *anti-scattering* e sem o prato compressor de acrílico, utilizando uma fonte monoenergética de 17,44keV. Neste trabalho, são contabilizados todos os fótons que saem na face inferior da mama, ou seja, podemos considerar o detector ideal (100% de eficiência) de dimensão igual à da face inferior da mama. POLETTI, 2001 considerou todos os fótons coletados por um detector ideal em uma pequena área circular de 8 mm de diâmetro. Os valores encontrados apresentam uma discrepância de aproximadamente 15% devido a geometria de detecção simulada.

Observamos ainda que a presença do prato compressor de acrílico aumentou os valores da razão S/P aproximadamente em 6,6%.

A tabela 4.4 apresenta a razão S/P em função do percentual de glandularidade. A geometria é a mesma utilizada para a tabela 4.3 usando a situação 6 descrita na tabela 3.1.

Tabela 4.4 - Razão S/P em função do percentual de glandularidade.

% Glandular	Razão (S/P)
0	0,59
10	0,60
20	0,60
30	0,61
40	0,62
50	0,63
60	0,65
70	0,66
80	0,67
90	0,67
100	0,68

Verificamos na tabela 4.4 que a razão S/P aumenta em função do aumento do percentual de glandularidade do tecido.

CONCLUSÕES

Neste trabalho avaliamos, utilizando simulação Monte Carlo, algumas quantidades importantes para dosimetria do exame mamográfico: energia absorvida pelo tecido mamário irradiado, propriedades de espalhamento de diferentes composições do tecido mamário, distribuição interna da dose absorvida na mama, penetração dos diferentes espectros mamográficos. A seguir apresentamos as conclusões e sugestões para trabalhos futuros.

5.1 Conclusões

A simulação computacional, de modo geral, se mostrou eficiente na caracterização de tecidos. Foi possível mostrar que os tecidos cancerosos apresentam características semelhantes ao tecido glandular e que as características do tecido adiposo são bem diferentes do tecido glandular. O simulador BR12 correspondeu bem às características do tecido médio (50% glandular e 50% adiposo).

Para o parâmetro do Percentual de Dose em função da profundidade no sistema, o prato compressor de acrílico e a camada superficial de pele são os maiores absorvedores. Para o feixe de Mo/Mo, aproximadamente 56% da dose é absorvida pelo sistema prato compressor/pele. Para o feixe de 17,44 keV, cerca de 38% da dose é absorvida por este sistema enquanto que, para o feixe de 19,6 keV este valor é da ordem de 30%.

Quanto ao Percentual de Energia depositada na mama, conclui-se que este é sempre maior que a soma dos percentuais das energias transmitida e refletida para todas as energias e tecidos estudados.

Considerando o percentual de glandularidade dos tecidos mamários, observamos, que o percentual de energia depositada cresce com o aumento da

glandularidade. Enquanto que o percentual de energia transmitida diminui. Observamos ainda que o percentual de energia refletida permaneceu praticamente constante.

O acrílico é capaz de absorver grande parte dos fótons de baixas energias do espectro Mo/Mo, diminuindo assim o percentual de dose superficial absorvida.

De modo geral, foi observado que entre 88 e 96% da energia dos fótons são absorvidas através da mama, o que confirma a alta dose sofrida pela paciente em um exame mamográfico convencional.

Quanto ao parâmetro Fração de Energia Depositada, observamos que $F(E)$ aumenta ligeiramente à medida que aumenta a glandularidade do tecido, devido à mudança da composição e o aumento da densidade. A fração de energia depositada é menor para o espectro de Mo/Mo, seguidos dos feixes monoenergéticos de 15keV, 19,6keV e 17,44keV. Os valores de $F(E)$ obtidos neste trabalho concordam com os valores obtidos por BOONE, 1999.

As características de espalhamento dos tecidos mamários foram estudadas de modo que pode-se observar o mesmo comportamento do perfil do espalhamento para todos os tecidos estudados, variando apenas a intensidade espalhada. De modo geral, uma probabilidade maior de ocorrer espalhamento foi verificada para ângulos acima de 90°. Para ângulos menores que 90°, a probabilidade de espalhamento é maior para os tecidos adiposo e médio, respectivamente. Para os tecidos glandular e canceroso assim como, para o simulador BR12, os perfis de espalhamento são comparáveis.

Os valores encontrados para o parâmetro S/P foram comparados com os obtidos por Poletti, 2001. Os resultados mostraram uma boa concordância, apresentando uma discrepância de aproximadamente 15% devido a geometria de detecção simulada serem diferentes. Observamos ainda que a presença do prato compressor de acrílico aumentou os valores da razão S/P aproximadamente em 6,6%.

Em relação ao percentual de glandularidade, pode-se observar que a razão S/P aumenta com o aumento da glandularidade do tecido.

5.2 Sugestões

Reproduzir integralmente o sistema mamográfico acrescentando cada componente (grade *anti-scattering*, tela intensificadora e filme) afim de verificar a influência dos mesmos nos parâmetros estudados.

Comparar a influência de diferentes geometrias para o fantoma de mama nos parâmetros estudados.

Simular sistema de detecção real, variando o tamanho do detector, eficiência, etc.

Realizar o estudo com outros espectros de radiação utilizados na mamografia (Mo/Rh, Rh/Rh, etc).

Estudar outros materiais radiotransparentes para construção do prato compressor.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALMEIDA, C.D., “Estudo Comparativo de Imagens Mamográficas e Imagens radiográfica de um simulador de mama”, 1998. Tese MSc,UFRJ, Rio de Janeiro, RJ,2001

ALM CARLSSON, G., Dance, D.R., PERLSIDEN, J., SANBORG, M.,” Use of Concept of the Energy Imparted in Diagnostic Radiology”, Appl. Radiat. Isotopes 50, pp39-62, 1999

AZEVEDO, A.C. ,” Programa de Radioproteção e Dosimetria Coordenação de Fiscalização Sanitária Secretaria de Estado de Saúde do Rio de Janeiro”, FIOCRUZ

BARNES, G.T, “ Contrast an Scatter in X-Ray Imaging.RadioGraphics” 11:307,1991

BARNES, G.T., BREZOVICH, I.A., “The Intensity Scattered Radiation in Mammography”. Radiology 126, 243-246. 1978.

BIRAL, A.R.,“Radiações Ionizantes para Médicos, Físicos e Leigos”, Florianópolis, Santa Catarina, Insular Ltda.

BOONE, J.M, “ Glandular Breast Dose for Monoenergetic and High-Energy X-ray beams: Monte Carlo Assessment”, Radiology, 213, pp23-27, 1999.

BONTRAGER, R.T.(R) ,” Técnica Radiológica e Base Anatômica”, pp 577-579

BRIESMEISTER, J.F, “MCNP- A General Monte Carlo N-Particle Transport Code”, versão 4B, Los Alamos National Laboratory,1997

BURGUER, G.C.E. “ The Percepttibility of Details in Roetgen Examinations in the Lung”, Acta Radiol. 31, pp 193, 1949.

COUTINHO, C.,” Simulação de Espectros de Raios X em Mamografia por Monte Carlo”, IX Congresso de Física Médica, Rio de Janeiro, Brasil, 2004

COELHO, M. 1983, “Distribuição de Dose em Tomografia Computadorizada”. Tese MSc., IME, Rio de Janeiro,RJ,1983

CONTI,C.C., ”A Medida do Kerma no Ar e Determinaçã de Coeficiente de Conversão para dose Devido à Radiação Gama Ambiental”, Tese DSc, COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro,RJ, Brasil, 1999.

CONTROL DE CALIDAD EM MAMOGRAFIA – Guia Practica 2000, Xunta de Galícia Documentos Técnicos de Saúde Pública Serie C. No 8, 2000, pp 81, 2000

CONSTANTINOU, C., ATTIX, F.H. and PALYWAL, B.R. “ A Solid Water Phantom Material for Radiotherapy X-Ray and Gama-Ray Beam Calibration”, Med.Phys. 9, pp 436, 1982.

CURRY, T.S., Dowdey,J.E andMurry, R.C Christense’s Physics of Diagnostic Radiology. Philadelphia: Lea & Febiger, 1990

DANCE,D.R., “ Monte Carlo Calculation of Conversion Factors for the Estimation of Mean Glandular Breast Dose”,Phys.Med.Biol, 1990

EISBERG, R., RESNICK, R. “ Física Quântica, Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos e Partículas” .v. 1, pp. 35-56, 1994

ECKERMAN, K.F., CRISTY, M., RYMAN, J.C., “ The ONRL Mathematical Phantom Series”, Oak Ridge National Laboratory Report, 1996.

FISHER, H.L., SNYDER,W.S., “ Distribution of Dose in the Body from a Source of Gamma Rays Distributed Uniformly in an Organ”, Pergamon Press, Oxford, 1968

FRANK,E., RT., FASRT, DICKERSON,N., R.,T “Mamografia”, Mosby, v.1, pg 45

GAVIRA, M.O, “Simulação Computacional como Ferramenta de Aquisição de Conhecimento”, Tese MSc,UFSC, São Paulo,2002

GARRY, S. M., Stansbury, P.S. and Poston, J.W., “Measurement of Absorbed Fractions for Photon Sources Distributed Uniformly in Various Organs of a Heterogeneous Phantom, Report No ORNL-TM-441 (Oak Ridge National Laboratory Oak Ridge, TN). Also in Health Phys. 28, 591., 1974

GOMES, C.L.,”Avaliação de Espectros de Raios X Mamográficos para Otimização de Dose e Qualidade da Imagem” .Tese M.Sc., CEFET , Paraná,PR, Brasil,2001

GOUVEIA, M.A., “Estudos dos Fatores que Influenciam na Resposta de um Sistema de Espectroscopia por Fluorescência de Raios X Utilizando Simulação de Monte Carlo”, Tese DSc,COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2004

GRIFFITH, R.V. “ Polyurethane as a Base for a Family of Tissue Equivalent Materials”, Pergamon Press Oxford, 1980.

HAY, G. “ Quantitative aspects of television techniques in diagnostic radiology”, Br.J. Radiol. Pp 611 , 1958.

HAYES, R.L., BRUCER,M. “ Compartmentalized Phantoms for the Standard Man, Adolescent and Child”, Int. J.Appl.Radiat.Isot.9 , pp 114, 1960.

HARDING, G., KOSANETSKY, J. and NEITZEL,U. “X-ray Diffraction Computed Tomography” Med.Phys.14: 515,1987

HARRISON, T.R.,” Medicina Interna”. Mc Graw Hill, v1, pp 156-157, RJ, Rio de Janeiro, Brasil, 2001.

HART, D., JONES, D.G., WALL, B.F., 1994.”Normalized Organ Doses for medical X-Ray Examinations Calculated Using Monte Carlo Techniques NRPB”, National Radiation protection Board, NRPB-SR262, Oxon, UK, 1994

HERMANN, K.P., GEWORSKI, L., MUTH, M AND HARDER, D., “Polyethylene Based Water–Equivalent Phantom Material for X-Rays with Tube Voltages Between 10 and 100 keV”, Phys. Med. Biol. 30, pp 1195, 1985.

HUNT, J., “ Método de Calibração de um Sistema de Medida In Vivo Através da Simulação Matemática da Fonte de Radiação e do Detector

ICRU 48, International Commission on Radiation units and Measurements, “Phantoms and Computacional Models in Therapy, Diagnosis and Protection”, pp 2-4

ICRU, “Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement. Report 44 (International Commission on Radiation units and Measurements, Bethesda, Maryland,1989)

INCA- Intituto nacional do Câncer-Ministério da Saúde (www.inca.gov.br)

IRD-CNEN, “Curso Básico de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico”, 1999.

JARRY, G., DEMARCO,J.J., BEIFUSS, U., CAGNON, C.H., MCNITT-GRAY, M.F.,” A Monte Carlo based Method to Estimate Radiation Dose from Spiral CT: from Phantom Testing to Patient-specific Models”.Phys.Med.Biol. 48, pp 2645-2664, 2003.

JING, Z. and HUDA, W., JAMES, K.W.,” Scattered Radiation in Scanning Slot Mammography”, Med.Phys 25(7),1998

JONHS, P.C. and YAFFE, M.J. “Scattered Radiation in Fan Beam Imaging-Systems”. Med.Phys.10:40

KAPLAN, IRVIN. “Física Nuclear”. Guanabara Dois, Rio de Janeiro, RJ, Brasil,1978.

KIENBÖCK, R., “On the Quantimetric Method”, Arch. Roetgen Ray, pp 11,17, 1906

KNOLL, G.F. “Radiation Detection and Measurement”. Wiley, v 1,pp 34-35 1989.

LÊ GALL, M., PELLIER, D., “Valeur Diagnostique des Microcalcifications Groupés Découvertes par Mammographies”. Bull Câncer (Paris), v. 71, pg 57-64,1984

LOUVEIRA, M. H. – Avaliação da Eficácia da Ultrassonografia na Diferenciação de Nódulos Mamários Benignos e Malignos , 2004 revista da imagem; 26(2):87-98

MAGALHÃES, S.D. EICHELER, J., GOLÇALVES, OD.,” “Calculation of X-ray Scattering of 17,4 keV Radiation and Image Degradation in Mammography. Nucl.Instr.and Meth. B 95, 87-90,1995

NAYLOR, T.H. “Computer Simulation Experiments with Models of Economic System”. Ney York: Jonh Wiley & Sons, 1971.

NELSON, W.R., HYRAYAMA,H., ROGERS, O.W.D, “ The EGS4 Code System”, Stanford Linear Accelerator Center, Stanford University, Stanford, California, 1985

NETTO, T, ”Princípios Físicos de Controle de Qualidade da Imagem da Exposição em Mamografia” , Tese de M.Sc.,UFSC,São Paulo,SP, Brasil, 2001

OKUNO, E., CALDAS, I.L., CHOW, C., 1982,” Física para Ciencias Biológicas e Biomédicas”, Herper & Row do Brasil ,São Paulo,SP, Brasil.

OLIVEIRA, H.J, FRÉRE, A.F, “Aquisição de Mamogramas com Findo Uniformizado para Melhoria na Detecção de Microcalcificação por Processamento” – 2004

PEIXOTO, J.E.,” Padronização da Análise da Qualidade da Imagem da Mamografia”
,Tese D.Sc, 1999, Faculdade de Medicina da UFRJ, RJ, Rio de Janeiro

PENCO, P.M.,”Física de la Mamografia”, Universidad Complutense, Madri,2000

PEREIRA, A., “Processamento de Imagens Médicas Utilizando a Transformada de Hough”, Tese de M.Sc.,UFSC,São Paulo,SP, Brasil, 2001

PEREIRA, A.,” Caracterização de Microcalcificações em Mamografias para Detecção Precoce de Câncer de Mama”, Tese de M.Sc., Brasil, 2002

POLETTI, M.E., GOLÇALVES,O.D., MAZZARO,I. SCHECHTER,H.,” Evaluation of Influence of Scattering Profiles on the Resolution, Scatter/Primary, and Grid Performance in Mammography”, Elsevier Science, 2001

POLETTI, ME ALMEIDA, A., REZENTES, P.S., JUNCK, K.L. and BARNES,G.T. “ Performance of Mammografic Grid” .Phys.Med. XIII:144,1997.

POLLETI, M.E., “Estudo do Espalhamento de Fótons ($6,94\text{KeV} \leq h\nu \leq 59,54\text{KeV}$) em tecidos Mamários, Materiais equivalentes e sua influência em mamografia”, Tese DSc., UFRJ-IF, RJ,Rio de Janeiro,2001.

ROGERS, D.W.O, 2002,”Monte Carlo Techiniques in Radiotherapy”, Med.Phys. Special Issue (JAN),pp1-15

SALIBY E., “Repensando a Simulação: a Amostragem Descritiva”. São Paulo: Atlas, 1989.

SILVA, F.C.A, “ Dosimetria Reonstrutiva de Acidente Radiológico Usando Método de Monte Carlo” , Tese DSc, , COPPE, Rio de Janeiro,2003

SPELLER, R.D., HORROCKS, J.A. “ Photon scattering – A New Source of Information in Medicine and Biology”. Phys. Med. Biol. 36:1, 1991

SPELLER, R.D.,” Tissue Analysis using X-ray Scattering. X-ray Spectrom” .28:244,1999

STANTON, L., VILLAFANA, T., DAY, J.L. and LIGHT-FOOT, D.A. “ A Breast Phantom Meted for Evaluating Mammography Technique”, Invest. Radiol. 13, pp 291, 1978

TAHUATA, L., “Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos”, IRD-CNEN, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, pp. 103-140, 2001

TOLEDO, V., “Segmentação de Imagens Mamográficas para Detecção de Nódulos em Mamas Densas” , Tese M.Sc.,UFSC, São Paulo,SP,Brasil-2002

VEJA, W. F,“ Análise de Distribuição de Dose em Exames Tomográficos por Método de Monte Carlo”, Tese DSc,Rio de Janeiro, COPPE,2003

VIGAS, H.C.,” Simulação de Monte Carlo para Determinação do Fator de Ganho de Dose em Meio Aquoso Contendo Materiais de Alto Z”, Tese MSc,COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2004

ZANK, M., PANZER, DREXLER, G., “ The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods Part IV: Organ Dose from Computed Tomography Examination. GSF-Bericht, 30/91.

ZOETELIEF,J., JANSEN, JTM., “ Calculation of Air Kerma to Average Glandular Tissue Dose Conversion Factors for Mammography”, Radiat.prot. Dosm. 57, pp 397-400, 1995

WAGNER, A.J. "Contrast and Grid Performance in Mammography", Med Phys, Madison, WI, pp115-1991

WAGNER, A.J. " Contrast and Grid Performance in Mammography.In:G.T. Barnes, D.D.Frey,eds. Screen Film Mammography: Imaging Considerations and medical Physics responsibilities" , Madison,Wisconsin: Medical Physics.115,1991

WAKABAYASHI, T., "Estimativa de Dose Equivalente efetiva a partir de Irradiações Externas", Tese MSc, CDTN-UFMG, 1985.

WESTMAN, A. "A Simplified Dosimetric Method in Gynecological Deep Roentgentherapy", Acta Radiologica 3, pp 68 , 1924.

WHITE, D.R., MARTIN, R.J. and DARLISON, R." Epoxi Resin-Based Tissue Substitutes", BR.J.Radiol. 50, pp 814, 1977

WU, X., BARNES, G.T. TUCKER, D.M., "Spectral Dependence of Glandular Tissue Dose in Screen-Film Mammography", Radiology 179, pp 143-148, 1991.