

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**  
**FACULDADE DE FILOSOFIA CIÊNCIAS E LETRAS DE RIBEIRÃO**  
**PRETO**  
**DEPARTAMENTO DE FÍSICA E MATEMÁTICA**

**ALESSANDRA TOMAL**

**MEDIDAS EXPERIMENTAIS DOS COEFICIENTES DE**  
**ATENUAÇÃO DE TECIDOS MAMÁRIOS E SUA**  
**INFLUÊNCIA NO CONTRASTE E DOSE MAMOGRÁFICA**

**RIBEIRÃO PRETO**

**2007**

**ALESSANDRA TOMAL**

**MEDIDAS EXPERIMENTAIS DOS COEFICIENTES DE  
ATENUAÇÃO DE TECIDOS MAMÁRIOS E SUA  
INFLUÊNCIA NO CONTRASTE E DOSE MAMOGRÁFICA**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia da Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Ciências.

Orientador: Prof. Dr. Martin Eduardo Poletti.

**RIBEIRÃO PRETO**

**2007**

## AGRADECIMENTOS

A Deus, pela minha vida e pelas oportunidades a mim concedidas.

A minha mãe, que com muito esforço e dificuldade me ofereceu oportunidades para buscar as minhas realizações.

A meu pai, que neste momento não está mais aqui presente, mas sei que está feliz por essa conquista.

Ao meu namorado Diego Merigue, por todo amor, paciência, amizade e companheirismo nos momentos de conquistas e perdas.

Ao Prof. Dr. Martin Eduardo Poletti pela valiosa orientação em todas as etapas deste trabalho.

Aos meus irmãos e sobrinhos que sempre estiveram ao meu lado. Por todos estes anos que pude contar com vocês nos momentos de tristeza, alegria e vitória.

A minha amiga Marina por ser companheira em todas as horas.

Aos professores Irineu Mazzaro, Edson Kakuno e ao Laboratório de Óptica dos Raios-X e instrumentação do Departamento de Física da Universidade Federal do Paraná (UFPR) pela disposição e ajuda nos experimentos de medidas de coeficiente de atenuação.

Ao Prof. Dr. Alfredo Ribeiro-Silva, pelos esclarecimentos e discussões sobre as características histopatológicas das doenças da mama.

Ao Departamento de Patologia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, por fornecer os materiais analisados neste trabalho.

Aos professores do curso de pós-graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia, do Departamento de Física e Matemática da Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto, que contribuíram para minha formação.

Ao meu eterno mestre e amigo Antonio Sérgio M. de Castro, que contribuiu para minha formação não somente com conhecimentos científicos, mas com lições de vida.

Aos amigos Paulo Petchevist e Herofen Zaias, por me hospedarem em sua casa no início do curso.

Ao amigo Mirko Alva, pelos ótimos momentos de convivência ao longo do curso.

Aos meus amigos de Ponta Grossa: Paula de Azambuja, Patrícia Loren, Lucas Stori, Carlos Bonin, Anderson Calistro, Ademar Ferreira e Wyllyan Leal, pela amizade, mesmo à distância.

A CAPES, pela concessão da bolsa de pós-graduação.

A todos que contribuíram, direta e indiretamente, para a realização deste trabalho.

---

## SUMÁRIO

1 - INTRODUÇÃO.....	1
2 - FUNDAMENTOS TEÓRICOS .....	4
2.1 – Interações da Radiação com a Matéria .....	4
2.1.1 – Efeito Fotoelétrico .....	4
2.1.2 – Espalhamento Coerente .....	6
2.1.3 – Espalhamento Incoerente.....	8
2.1.4 – Coeficiente de Atenuação Linear .....	12
2.1.5 – Atenuação Exponencial .....	13
2.1.6 – Coeficiente de Transferência e de Absorção de Energia .....	14
2.1.7 – Regra das Misturas .....	15
2.2 – Modelo Físico da Formação da Imagem Radiográfica .....	16
2.2.1 – Qualidade de uma Imagem .....	18
2.2.2 – Contraste do Receptor de Imagem.....	19
2.2.3 – Relação entre Contraste do Filme e Contraste do Objeto.....	23
2.2.4 – Contraste Objeto.....	21
2.3 – Medida da Radiação: Dosimetria.....	24
2.3.1 – Kerma .....	24
2.3.2 – Exposição .....	25
2.3.3 – Dose Absorvida .....	25
2.3.4 – Dose Média Absorvida .....	26
2.3.5 – Modelo para Relacionar Dose Absorvida com Exposição .....	26
3 - MATERIAIS E MÉTODOS.....	29
3.1 – Amostras de Tecidos Analisadas .....	29
3.1.1 – Aspectos Gerais .....	29
3.1.2 – Coleta das Amostras de Tecidos Mamários.....	29
3.1.3 – Classificação Histológica dos Tecidos Mamários .....	30
3.2 – Medida de Densidade.....	30
3.3 – Coeficiente de Atenuação .....	31
3.3.1 – Otimização da Medida: Forma da Amostra.....	31
3.3.2 – Preparação das Amostras.....	33
3.3.3 – Arranjo Experimental para Determinação do Coeficiente de Atenuação - $\mu$ (E) .....	34
3.4 – Espectro de Energia de Raios-X .....	35
3.5 – Contraste Objeto .....	37
3.5.1 – Geometria .....	37
3.5.2 – Metodologia para Obtenção do Contraste Objeto .....	37
3.5.3 – Contribuições de Fótons Primários.....	38
3.5.4 – Contribuições dos Fótons Espalhados .....	39
3.5.5 – Cálculo do Contraste Objeto.....	42
3.5.6 – Limites de Detecção .....	43
3.6 – Dose Média Absorvida na Mama Inteira .....	44
3.6.1 – Exposição na Entrada da Pele para uma Imagem Otimizada .....	44
3.6.2 – Determinação do Coeficiente de Absorção de Energia .....	46
3.6.3 – Dose Média Normalizada .....	46

---

---

4 - RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	52
4.1 – Amostras de Tecido Mamário Analisadas .....	52
4.1 – Medidas de Densidade .....	52
4.2 – Coeficiente de Atenuação Linear.....	54
4.3 – Espectros Mamográficos.....	56
4.4 – Contraste Objeto .....	57
4.4.1 – Razão entre Intensidade Espalhada e Primária – S/P .....	57
4.4.2 – Contraste Objeto Primário.....	60
4.4.3 – Contraste Objeto com Espalhamento .....	61
4.4.4 – Dependência do Contraste Objeto com a Espessura e Composição da Mama.....	62
4.4.5 – Dependência do Contraste Objeto com a Tensão .....	63
4.4.6 – Dependência do Contraste Objeto com a Combinação Anodo-Filtro .....	64
4.4.7 – Limites de Detecção .....	67
4.4.8 – Dependência do Contraste Objeto com o Tamanho da Massa Tumoral.....	67
4.4.9 – Contraste Objeto de uma Microcalcificação.....	69
4.5 – Dose Média Absorvida na Mama Inteira .....	70
4.5.1 – Exposição de Entrada na Pele.....	70
4.5.2 – Fração de Energia Absorvida na Mama – $\alpha(E)$ .....	72
4.5.3 – Dose Normalizada .....	73
4.5.4 – Dose Média Absorvida .....	76
4.5.5 – Dependência da Dose Média Absorvida com a Espessura e Composição da Mama .....	77
4.5.6 – Dependência da Dose Média Absorvida com a Tensão .....	78
4.5.7 – Dependência da Dose Média Absorvida com a Combinação Anodo-Filtro.....	79
5 - CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS.....	82
5.1 – Conclusões .....	82
5.1.1 – Sobre a Obtenção dos Coeficientes de Atenuação das Amostras de Tecido .....	82
5.1.2 – Sobre os Resultados Obtidos dos Coeficientes de Atenuação Linear .....	82
5.1.2 – Sobre o Contraste Objeto.....	83
5.1.3 – Sobre os Parâmetros Relacionados à Dose Média Absorvida .....	84
5.1.4 – Conclusões Finais.....	85
5.2 – Perspectivas .....	85
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	87

---

## LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Representação esquemática do efeito fotoelétrico.....	5
Figura 2.2 – Representação esquemática do espalhamento Compton (incoerente ou inelástico). .....	9
Figura 2.3 – Contribuições de cada tipo de interação na seção de choque total da água, no intervalo de energia de 1 a 45 keV (BERGER E HUBBEL, 1987).....	12
Figura 2.4 – Arranjo experimental para determinação do coeficiente de atenuação, representando a geometria de feixe estreito.....	14
Figura 2.5 – Diagrama que ilustra a formação da imagem radiográfica convencional, sem espalhamento (Imagem dos raios-X, resposta à exposição do receptor de imagem e imagem radiográfica). $D \rightarrow$ densidade óptica do filme, $I \rightarrow$ intensidade dos raios-X, $x \rightarrow$ posição (BARNES, 1991).....	17
Figura 2.6 – Diagrama que ilustra a formação da imagem radiográfica convencional considerando a radiação transmitida primária e espalhada. (a) paciente; (b) intensidade da radiação transmitida – B1 apenas espalhamento e B2 total; (c) imagem radiográfica (BARNES, 1991).....	18
Figura 2.7 – Representação da curva característica de um filme de raios-X. ....	20
Figura 2.8 – Ilustração da definição do contraste. Um objeto de espessura $x$ está situado em um meio homogêneo. $q_1$ e $q_2$ são grandezas físicas relacionadas com o tecido circundante e o detalhe contrastante, respectivamente. Os subscritos $p$ e $p+s$ , designam as grandezas relacionadas somente ao feixe primário, e primário mais espalhado, respectivamente (CARLSSON <i>ET AL</i> , 1986). ....	21
Figura 3.1 – Arranjo experimental utilizado para a determinação da massa aparente dos tecidos mamários. ....	31
Figura 3.2 – Porta-amostra utilizado na medida do coeficiente de atenuação das amostras de tecido. ....	33
Figura 3.3 – Arranjo experimental utilizado para as medidas de coeficiente de atenuação.....	34
Figura 3.4 – Exemplos de espectros de raios-X utilizados para o cálculo do contraste objeto e da dose absorvida (Boone, 1997). ....	36
Figura 3.5 – Geometria da mama utilizada para o cálculo do contraste objeto.....	37
Figura 4.1 – Quantidade de amostras analisadas. TN = tecidos normais, FA = fibroadenomas, CDI, CDII, CDIII = carcinomas ductais de grau I, II e III respectivamente, CI = carcinoma intraductal e CM = carcinoma mucinoso.....	52
Figura 4.2 – Histograma representando a distribuição das densidades dos tecidos mamários. ....	53
Figura 4.3 – Valores médios e desvios padrão dos coeficientes de atenuação dos tecidos mamários analisados.....	54
Figura 4.4 – Razão entre intensidade espalhada e primária S/P em função da espessura de água, para uma energia de 17,44 keV. Os valores foram obtidos considerando diferentes $\theta_{\text{máx}}$ .....	58
Figura 4.5 – Contraste objeto primário em função da espessura da massa tumoral, calculado a partir da definição e de aproximações para baixo contraste.....	60

---

Figura 4.6 – Contraste objeto de uma massa tumoral em função da espessura da mama, com e sem espalhamento. ....	62
Figura 4.7 – Dependência do contraste objeto com a espessura e composição da mama, considerando uma combinação anodo-filtro de Mo/Mo e 28 kVp. ....	63
Figura 4.8 – Dependência do contraste objeto com a tensão, para uma mama de 4 cm de diferentes composições. ....	64
Figura 4.9 – Contraste objeto em função da espessura de uma mama adiposa. Comportamento observado para diferentes combinações anodo-filtro. ....	65
Figura 4.10 – Dependência do contraste objeto com a tensão no tubo para diferentes combinações anodo-filtro, considerando uma mama média de 4cm. ....	66
Figura 4.11 – Dependência do contraste objeto com a espessura da massa tumoral, presente em mamas de diferentes composições. (a) sem espalhamento e (b) com espalhamento. ....	68
Figura 4.12 – Dependência do contraste objeto de uma calcificação com a tensão no tubo de raios-X. ....	70
Figura 4.13 – Dependência da exposição na entrada da pele com a espessura e composição da mama. Considerando dois sistemas tela-filme: (a) Min-R/Ortho-M e (b) Min-R/Min-R. ....	71
Figura 4.14 – Dependência da exposição de entrada na pele com a quilovoltagem para diferentes combinações anodo-filtro e para uma mama adiposa de 4 cm. ....	72
Figura 4.15 – Fração da energia absorvida pela mama em função da energia da radiação incidente. (a) mama de 2 cm e (b) mama de 6 cm. ....	73
Figura 4.16 – Limites superior, inferior e valores médios da dose normalizada, em função da espessura para mama de composição média. ....	74
Figura 4.17 – Dependência da dose normalizada com a espessura e composição da mama. ....	74
Figura 4.18 – Dose normalizada em função da tensão, para uma mama média de diferentes espessuras. ....	75
Figura 4.19 – Dependência da dose normalizada com a espessura para diferentes combinações anodo-filtro e para uma mama média, considerando diferentes potenciais do tubo: (a) 28 kVp e (b) 30 kVp. ....	76
Figura 4.20 – Valores médios, limite superior e inferior da dose média absorvida mama em função da espessura, para uma mama de composição média. Resultados obtidos neste trabalho são comparados com valores publicados na literatura. ....	77
Figura 4.21 – Dependência da dose média absorvida com a espessura, para mama de diferentes composições e sistemas tela-filme: (a) Min-R/Ortho-M e (b) Min-R/Min-R. ....	78
Figura 4.22 – Dose média absorvida em função da tensão, para uma combinação anodo-filtro Mo/Mo e uma mama média de diferentes espessuras. ....	79
Figura 4.23 – Dependência da dose absorvida com a espessura, para diferentes combinações anodo-filtro em 28kVp. ....	80
Figura 4.24 – Dependência da dose média absorvida com a camada semi-redutora. Considerando uma mama média de 4 cm e um espectro de Mo/Mo a 28kVp. ....	81

---

---

## LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 – Densidades dos tecidos mamários analisados neste trabalho e encontrados na literatura.	53
Tabela 4.2 – Coeficiente de atenuação linear de tecidos normais adiposos medidos neste trabalho, obtidos em trabalhos previamente publicados e calculados através da regra das misturas para diferentes energias ( $\text{cm}^{-1}$ ).	55
Tabela 4.3 – Coeficientes de atenuação linear medidos neste trabalho, apresentados na literatura e calculados a partir da regra das misturas para tecido fibroglandular ( $\text{cm}^{-1}$ ).	55
Tabela 4.4 – Coeficiente linear de atenuação de carcinomas medidos neste trabalho e previamente publicados na literatura em diferentes energias ( $\text{cm}^{-1}$ ).	56
Tabela 4.5 – CSR, energias efetivas e médias do espectro incidente para a combinação anodo-filtro Mo/Mo.	56
Tabela 4.6 – CSR, energias efetivas e médias do espectro incidente para a combinação anodo-filtro Mo/Rh.	57
Tabela 4.7 – CSR, energias efetivas e médias do espectro incidente com combinação anodo-filtro Rh/Rh.	57
Tabela 4.8 – Razão entre intensidade espalhada e primária S/P para uma mama adiposa de 4 cm, considerando diferentes tensões e combinações anodo-filtro.	59
Tabela 4.9 – Dependência da razão S/P com a espessura e composição da mama.	59
Tabela 4.10 – Limites de detecção de massas tumorais em <i>mm</i> para mamas de diferentes composições e espessuras.	69

---

## RESUMO

TOMAL, A. *Medidas Experimentais dos Coeficientes de Atenuação de Tecidos Mamários e sua Influência no Contraste e Dose Mamográfica*. [Dissertação]. Ribeirão Preto: Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo; 2007. 101 p.

O estudo e a determinação das propriedades de atenuação de tecidos mamários são fundamentais para o entendimento e para a quantificação do contraste e da dose absorvida em um exame mamográfico. A proposta deste trabalho é determinar experimentalmente os coeficientes de atenuação de tecidos mamários e, posteriormente, incorporar esses resultados a um modelo teórico-analítico que possibilite o estudo da influência de diversos parâmetros no contraste de objetos e na dose em mamografia. Dentre os fatores de estudo, destacam-se as características da mama (geometria e composição), a técnica radiográfica, a combinação ânodo-filtro e o receptor de imagem. Os coeficientes de atenuação foram medidos usando geometria de feixe estreito, no intervalo de energia entre 8 e 30 keV, utilizando um difratômetro de raios-X 4-círculos P3 Nicolet-Siemens e um monocromador de Si (111). Para essas medidas foram utilizadas 63 amostras de tecidos mamários (classificadas previamente como tecidos normais, fibroadenomas e/ou diferentes tipos de carcinomas). Os coeficientes de atenuação medidos foram comparados com previsões teóricas, obtidas usando a regra das misturas, e com dados experimentais previamente publicados. O modelo desenvolvido para o contraste objeto leva em conta as contribuições primária e secundária na radiação transmitida. A dose média absorvida foi estimada através de duas aproximações, que permitem prever os limites superior e inferior, e de uma aproximação mais completa, que inclui as componentes espalhadas simples e duplas. O modelo desenvolvido neste trabalho permite a obtenção de resultados de forma simples e rápida, com valores similares aos obtidos por simulação Monte Carlo, bem como definir limites de detecção de massas tumorais.

Palavras-chaves: Câncer de mama; Coeficiente de Atenuação; Contraste Objeto; Dose.

---

## ABSTRACT

TOMAL, A. *Experimental Measurements of the Attenuation Coefficients of Breast Tissues and their Influence on Contrast and Mammographic Dose*. [Dissertation]. Ribeirão Preto: Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo; 2007. 101 p.

The study and determination of attenuation properties of breast tissues are fundamental to understand and quantify contrast and absorbed dose in the mammographic examination. The purpose of this work is to experimentally determine the attenuation coefficient of breast tissues, and then to include these results into a theoretical analytical model, in order to study the influence of several parameters on subject contrast and dose in mammography. Among the parameters studied, one can emphasize the breast characteristics (geometry and composition), the radiographic technique, the target-filter combination and the image receptor. The attenuation coefficients were measured using narrow beam geometry, within the energy range of 8-30 keV, using an x-ray diffractometer 4-circle P3 Nicolet-Siemens and a monochromator of Si (111). For these measurements were analyzed 63 breast tissue samples (previously classified as normal tissues, fibroadenomas and several types of carcinomas). The linear attenuation coefficients measured were compared with theoretical predictions obtained from the mixture rule, and with experimental data previously published. The developed model to the subject contrast takes into account the primary and scattered contribution of the transmitted radiation. The average absorbed dose was estimated considering two simplified approaches, which allowed to predict upper and lower limit values, and a more complete approach, which included the contribution of single and double scattered radiation. The analytical model developed in this work provided results in a fast and simple way, with a good agreement with those reported by others authors who had used Monte Carlo simulation, as well it allowed to define limit values for detection of tumor masses.

Keywords: Breast Cancer; Attenuation Coefficient; Subject Contrast; Dose.

---

## CAPÍTULO 1

### INTRODUÇÃO

O câncer de mama é o segundo tipo de câncer mais freqüente em todo o mundo, e o primeiro entre as mulheres, sendo o principal responsável pelos óbitos nessa população. De acordo com o Instituto Nacional do Câncer, a cada ano no Brasil são diagnosticados em torno de 32.000 novos casos da doença (INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER, 2006). Isto torna o estudo deste tema um dos grandes desafios das ciências médicas contemporâneas. Por um lado, procura-se a descoberta de uma forma mais eficaz de prevenção do câncer de mama, e por outro, tem-se intensificado estudos sobre diferentes combinações de técnicas para o tratamento desta doença, de forma a aumentar as chances de sobrevivência (MAUTNER *ET AL*, 2000, INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER, 2006).

Atualmente, a técnica mais adequada no auxílio à detecção precoce do câncer de mama é a mamografia (TABAR *ET AL*, 1985; HULKA E STARK, 1995). Este consenso faz com que o objetivo da utilização de qualquer sistema mamográfico deva ser o de obter mamografias de melhor qualidade, maior contraste na imagem e menor dose absorvida (MUNTZ *ET AL*, 1985).

Diversos estudos experimentais e teóricos foram apresentados na literatura com o objetivo de quantificar o contraste e a dose absorvida em um exame mamográfico. Dentre os métodos apresentados destacam-se: os experimentais, que utilizam objetos simuladores de mama (HAMMERSTEIN, 1979, SKUBIC E FATOUROS, 1989, WAGNER, 1991; GINGOLD *ET AL*, 1995) e os de simulação computacional pelo método Monte Carlo (DOI E CHAN, 1980; DANCE, 1980; DANCE, 1990; WU *ET AL*, 1991; DANCE *ET AL*, 1992; WU *ET AL*, 1994; SANDBORG *ET AL*, 1994; DANCE *ET AL*, 2000; OKUNADE, 2006), sendo que ambas as metodologias baseiam-se no conhecimento das propriedades de atenuação dos diversos tipos de tecidos que compõe a mama. Apesar disso, poucos desses trabalhos utilizou dados de coeficientes de atenuação de tecidos mamários reais, em parte pela falta de resultados experimentais acerca destes na literatura. Rao e Gregg (RAO E GREGG, 1975) e

---

White *et al* (WHITE *ET AL*, 1980) mediram os coeficientes de atenuação de tecidos normais, sem classificação histológica, embora em apenas duas energia dentro do intervalo utilizado em mamografia. Posteriormente, Johns e Yaffe (JOHNS E YAFFE, 1987) e Al-Bahri e Spyrou (AL-BAHRI E SPYROU, 1996) caracterizaram as propriedades de atenuação de tecidos mamários normais (adiposos e glandulares) e tecidos neoplásicos, classificados histologicamente, embora, novamente, a maioria dos valores apresentados não corresponde à faixa energética da mamografia.

Resultados experimentais para tecidos mamários em energias menores que 18 keV, também utilizados em mamografia (FEWELL E SHUPING, 1978; YAFFE *ET AL*, 1994), não existem na literatura, o que representa uma lacuna importante para a aplicação desses métodos. A este fato soma-se, ainda, a falta de uma metodologia teórico-analítica simples, prática e flexível que permita determinar o contraste de objetos e a dose em um exame de mamografia.

Este trabalho tem como objetivos:

- (i) determinar experimentalmente coeficientes de atenuação de tecidos mamários, normais e neoplásicos, no intervalo de energias utilizada em mamografia;
- (ii) construir um modelo analítico que possibilite o estudo quantitativo do contraste objeto e dose mamográfica, verificando a dependência destas grandezas com os parâmetros envolvidos na formação da imagem radiográfica.

A dissertação apresenta, no capítulo 2, uma breve descrição dos fundamentos teóricos em que este trabalho está baseado. Serão apresentados os principais processos de interação da radiação com a matéria, em especial no intervalo de energia da mamografia. Descrevem-se também os princípios de formação da imagem radiográfica, discutindo-se qualitativa e quantitativamente o contraste numa imagem. Além disso, são apresentadas as grandezas dosimétricas que descrevem a interação da radiação com a matéria, bem como o modelo que relaciona a exposição de entrada na pele com a dose média absorvida na mama.

O capítulo 3 descreve os tipos de tecidos mamários analisados e os arranjos experimentais utilizados para medidas de densidade e dos coeficientes de atenuação. Por fim, será apresentada a metodologia utilizada para o cálculo do contraste objeto e da dose absorvida, baseada em equações analíticas.

O capítulo 4 apresenta os resultados obtidos. Primeiramente, são mostrados as densidades e os coeficientes de atenuação obtidos experimentalmente para as amostras de tecidos mamários analisadas. Em seguida, serão discutidos os resultados obtidos para o

contraste objeto e dose média absorvida, bem como suas dependências com as características físicas e geométricas da mama, e com o espectro de raios-X utilizado.

Por fim, o capítulo 5 é dedicado às conclusões sobre os métodos utilizados e resultados obtidos, e as perspectivas de trabalhos futuros.

---

## CAPÍTULO 2

### FUNDAMENTOS TEÓRICOS

A descoberta dos raios-X por Roentgen em 1895 e sua capacidade de tornar possível a visualização de estruturas internas do corpo humano, revolucionou a Medicina da época principalmente com relação ao radiodiagnóstico. Entretanto, logo começaram a surgir relatos sobre efeitos carcinogênicos causados pela radiação ionizante a seres humanos. Assim, o estudo das interações da radiação com a matéria começou a ser intensificado visando melhorar a qualidade da imagem fornecida pelos raios-X e, também, diminuir os riscos associados com a exposição à radiação. A seguir serão descritos os principais efeitos de interação de fótons com a matéria, bem como o seu papel na formação da imagem e na dose absorvida em um exame radiográfico, em especial a mamografia.

#### 2.1 – Interações da Radiação com a Matéria

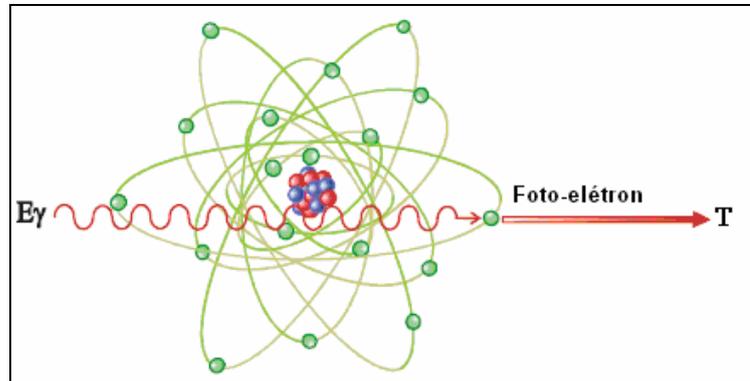
Os principais fenômenos de interação da radiação com a matéria, considerando a faixa de energia utilizada em radiodiagnóstico ( $E < 100\text{keV}$ ), são o efeito fotoelétrico e os espalhamentos coerente e incoerente. Para fótons com energia utilizada em mamografia (17,44 keV) numa amostra de tecido mamário médio (50% adiposo e 50% glandular), 69,76% do total de interações ocorrem por efeito fotoelétrico, 10,42% por espalhamento coerente e 19,82% por espalhamento incoerente (BERGER E HUBBELL, 1987). Nesta seção serão apresentadas estas três formas de interações de fótons com a matéria.

##### 2.1.1 – Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é caracterizado pela transferência total da energia do fóton incidente a um único elétron orbital, que é ejetado com uma energia bem definida  $T = h\nu - E_b$ , onde  $E_b$  é a energia de ligação do elétron no átomo. O processo fotoelétrico

---

encontra-se classicamente esquematizado na figura 2.1. Para que o efeito fotoelétrico ocorra, a energia do fóton incidente deve ser maior ou igual à energia de ligação do elétron no átomo.



**Figura 2.1** – Representação esquemática do efeito fotoelétrico.

A probabilidade de que um fóton sofra um processo fotoelétrico é dada pela seção de choque de interação para este efeito,  $\tau$ . A obtenção teórica da seção de choque do efeito fotoelétrico é mais difícil se comparada aos outros tipos de interação, devido à energia de ligação do elétron no átomo. Cálculos precisos necessitam de computações numéricas elaboradas usando aproximações da função de onda atômica (ANDERSON, 1984).

A variação da seção de choque por átomo para o efeito fotoelétrico, na região de energias  $h\nu \leq 100\text{keV}$ , onde o efeito fotoelétrico é predominante, é proporcional a (ATTIX, 1986):

$$\tau \propto \frac{Z^4}{(h\nu)^3} \quad (2.1)$$

A partir da equação (2.1), verifica-se que a probabilidade do efeito fotoelétrico diminui rapidamente com o aumento da energia do fóton incidente, além de variar de forma significativa com o número atômico  $Z$  do elemento. O efeito fotoelétrico é o tipo de interação mais importante de fótons de baixa energia com a matéria, sendo predominante para materiais de alto número atômico  $Z$ .

## Seção de Choque de Transferência de Energia para o Efeito Fotoelétrico

Após o elétron ser removido de uma camada do átomo pelo efeito fotoelétrico, a vacância resultante na camada é preenchida através de um rearranjo eletrônico. Neste processo, o excesso de energia é liberado na forma de raios-X característicos ou de elétrons de Auger. Entretanto, os elétrons de Auger são de baixa energia e seu alcance é extremamente pequeno (ATTIX, 1986; HIGGINSS *ET AL*, 1992).

De uma forma geral, toda a energia transferida no efeito fotoelétrico é restrita aos elétrons da camada  $K$ , com uma menor contribuição da camada  $L$  e contribuições negligenciáveis para outras camadas. Assumindo valores constantes para a probabilidade de vacâncias nas camadas (ATTIX, 1986; HIGGINS *ET AL*, 1992), e para uma energia  $h\nu$  do fóton maior que a energia de ligação da camada  $K$ , a fração de energia do elétron incidente transferida para o fotoelétron pode ser escrita como:

$$\frac{T}{h\nu} = f_{\tau} = \frac{h\nu - P_K Y_K h\bar{\nu}_K - (1 - P_K) P_L Y_L h\bar{\nu}_L}{h\nu} \quad (2.2)$$

onde  $h\bar{\nu}_{K,L}$  é a energia média dos raios-X fluorescentes resultantes de transições para as camadas  $K$  ou  $L$ ;  $P_{K,L}$  é a fração de interações fotoelétricas nas camadas  $K$  ou  $L$ ; e  $Y_{K,L}$  é a probabilidade de ocorrência da emissão de raios-X fluorescentes em cada camada, chamada produção fluorescente.

### 2.1.2 – Espalhamento Coerente

Quando um fóton interage com a matéria desviando-se da sua trajetória inicial de modo que ele não sofra variação na sua energia, temos o chamado espalhamento coerente ou elástico. Este fenômeno pode ser explicado usando conceitos do eletromagnetismo clássico como segue: o campo elétrico da onda eletromagnética, com comprimento de onda  $\lambda$ , associado a esse fóton dá origem a uma vibração dos elétrons presentes na matéria. Devido a essa aceleração os elétrons emitem radiação de mesmo comprimento de onda  $\lambda$  que a incidente (JOHNS E CUNNINGHAN, 1983).

As abordagens para explicar o espalhamento coerente podem resumir-se em duas: por elétron livre e por elétron ligado.

### Espalhamento Elástico por Elétron Livre

Se o espalhamento elástico ocorre devido somente a um elétron livre, ele também recebe o nome de espalhamento Thomson. Considerando radiação eletromagnética não polarizada e apenas suposições de eletromagnetismo clássico, Thomson obteve a seguinte expressão para a seção de choque diferencial por elétron (JOHNS E CUNNINGHAM, 1983):

$$\left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right)_{Th} = \frac{r_0^2}{2}(1 + \cos^2 \theta) \quad (2.3)$$

onde  $r_0 = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{e^2}{m_0 c^2} = 2,82 \times 10^{-15} m$  é o raio clássico do elétron e  $\theta$  é o ângulo de espalhamento. A seção de choque total  $\sigma_T$  é chamada de coeficiente de espalhamento clássico Thomson para um elétron livre, assumindo um mesmo valor  $\sigma_T = 66,525 \times 10^{-30} m^2$  para qualquer energia do fóton.

### Espalhamento Elástico por Elétron Ligado a um Material

Uma aproximação mais realista considera a interação de um fóton com o elétron ligado a um material (átomo ou molécula). O tratamento para este efeito propõe que a seção de choque diferencial seja uma modificação da seção de choque diferencial de Thomson através do fator de forma  $F(x, Z)$ :

$$\left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right)_{Ray} = (F(x, Z))^2 \cdot \left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right)_{Th} \quad (2.4)$$

O fator de forma  $F(x, Z)$  é a transformada de Fourier da distribuição de cargas do material,  $x = \lambda^{-1} \sin(\theta/2)$  é proporcional ao momento transferido  $q$  na interação do fóton com o átomo e  $Z$  é o número atômico.

Uma vez que o fator de forma  $F(x, Z)$  leva em conta as interferências dos elétrons dentro do material, este pode ser considerado de várias maneiras (JOHNS e YAFFE, 1983):

- (i) Levando em conta os efeitos de interferência entre as moléculas. Neste caso para determinar o fator de forma é necessário conhecer a distribuição de densidade eletrônica, dada pela convolução da distribuição dos elétrons dentro das moléculas individuais, com a distribuição de posição e orientação das moléculas umas em relação às outras.
- (ii) Levando em conta a interferência dos elétrons dentro de uma mesma molécula. Nesse caso o fator de forma é calculado considerando a distribuição de probabilidade dos elétrons dentro da molécula.
- (iii) Uma terceira aproximação, mais simples, considera apenas a interferência de elétrons dentro de um mesmo átomo. Essa aproximação também é chamada de Modelo Atômico Independente (*MAI*).

Neste trabalho, por motivos de simplificações, utilizaremos a seção de choque calculada a partir do modelo atômico independente, visto que estes valores encontram-se tabulados na literatura para uma grande quantidade de elementos químicos (HUBBELL *ET AL*, 1975) e podem ser calculados para qualquer material a partir de sua composição química, usando a regra das misturas (seção 2.1.7).

Considerando um material puro com número atômico  $Z$ , a seção de choque para o espalhamento coerente, é dada aproximadamente por:

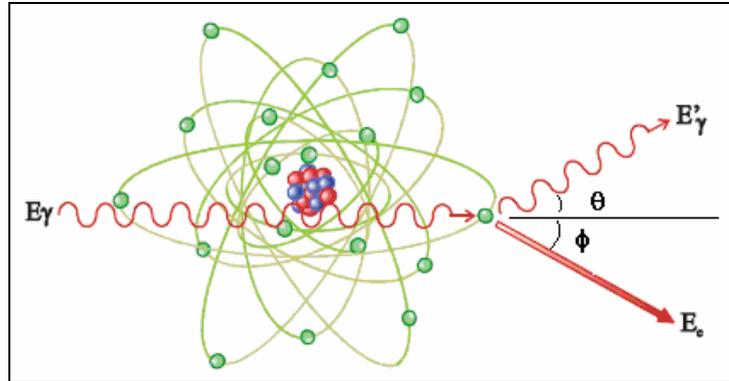
$${}_a\sigma_R \tilde{\propto} \frac{Z^2}{(h\nu)^2} \quad (2.5)$$

O espalhamento coerente ocorre principalmente para baixas energias, e não contribui para as grandezas dosimétricas, diretamente, pois nenhuma energia é transferida para qualquer partícula carregada, nem qualquer ionização ou excitação é produzida (ATTIX, 1986).

### 2.1.3 – Espalhamento Incoerente

Se o fóton incidente transfere parte de sua energia para os elétrons do meio, na forma de energia cinética, desviando-se de sua trajetória inicial, temos o chamado espalhamento incoerente ou inelástico. O espalhamento incoerente foi tratado inicialmente por Compton que considerou a radiação incidente como pacotes de onda quantizados com energia  $h\nu$  (JOHNS E

CUNNINGHAN, 1983). Por isso, esse processo também recebe o nome de espalhamento Compton. O espalhamento incoerente está classicamente ilustrado figura 2.2:



**Figura 2.2** – Representação esquemática do espalhamento Compton (incoerente ou inelástico).

As abordagens para explicar o espalhamento incoerente podem resumir-se em duas: por elétron livre (Klein-Nishina) e por elétron ligado (Compton Atômico).

### Espalhamento Incoerente por Elétron Livre

A expressão para a seção de choque diferencial de espalhamento, neste caso, foi obtida em 1928 por Klein e Nishina, que aplicou métodos de eletrodinâmica quântica considerando um feixe não-polarizado e um elétron em repouso (JOHNS E CUNNINGHAN, 1983), sendo dada por:

$$\left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right)_{KN} = \left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right)_{Th} F_{KN} = \frac{r_0^2}{2} (1 + \cos^2 \theta) F_{KN} \quad (2.6)$$

onde o fator  $F_{KN}$  é o fator de Klein-Nishina, que é escrito como:

$$F_{KN} = \left\{ \frac{1}{1 + \gamma(1 - \cos \theta)} \right\}^2 \times \left\{ 1 + \frac{\gamma^2 \cdot (1 - \cos \theta)^2}{[1 + \gamma(1 - \cos \theta)] \times (1 + \cos^2 \theta)} \right\} \quad (2.7)$$

onde  $\gamma = h\nu/m_0c^2$ .

A probabilidade total para a interação de um fóton com um elétron livre através do espalhamento Compton é obtida integrando-se a seção de choque diferencial, dada pela equação (2.6), em todo intervalo de ângulo sólido (JOHNS E CUNNINGHAN, 1983). Este procedimento fornece a seção de choque de Klein-Nishina por elétron, escrita como:

$$\sigma = \frac{3}{4} \sigma_T \left\{ \left( \frac{1+\gamma}{\gamma^2} \right) \times \left( \frac{2(1+\gamma)}{1+2\gamma} - \frac{\ln(1+2\gamma)}{\gamma} \right) + \frac{\ln(1+2\gamma)}{2\gamma} - \frac{1+3\gamma}{(1+2\gamma)^2} \right\} \quad (2.8)$$

onde  $\sigma_T$  é seção de choque de espalhamento Thomson para um elétron livre

### Seção de Choque de Transferência de Energia para o Efeito Compton

Em cada interação do tipo Compton, a energia do fóton incidente é dividida entre a energia do fóton espalhado e a energia de recuo do elétron. A seção de choque de transferência de energia, integrada sobre todos os ângulos de espalhamento, é dada por:

$$\sigma_{tr} = \frac{3}{4} \sigma_T \cdot \left\{ \frac{2(1+\gamma)^2}{\alpha(1+2\gamma)} - \frac{1+3\gamma}{(1+2\gamma)^2} + \frac{(1+\gamma) \times (1+2\gamma - 2\gamma^2)}{\gamma^2 \cdot (1+2\gamma)^2} - \frac{4\gamma^2}{3(1+2\gamma)^3} - \left( \frac{1+\gamma}{\gamma^3} - \frac{1}{2\gamma} + \frac{1}{2\gamma^3} \right) \times \ln(1+2\gamma) \right\} \quad (2.9)$$

A fração média da energia do fóton incidente transferida para o elétron é simplesmente:

$$f_{incoe} = \frac{\bar{T}}{h\nu} = \frac{\sigma_{tr}}{\sigma} \quad (2.10)$$

Esta abordagem é válida para o caso onde o elétron é considerado livre ou sua energia de ligação pode ser desprezada (JOHNS E CUNNINGHAN, 1983).

### Espalhamento Incoerente por Elétron Ligado

Uma aproximação mais realista consiste em considerar a interação de um fóton com um elétron ligado a um material. O espalhamento incoerente, neste caso, pode ser descrito de maneira análoga ao coerente. Definindo uma função do espalhamento incoerente  $S(x,Z)$ , a seção de choque diferencial, neste caso, pode ser escrita como:

$$\left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right)_{inc} = S(x,Z) \left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right)_{KN} \quad (2.11)$$

onde  $\left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right)_{KN}$  é a seção de choque diferencial obtida para o elétron livre. O fator  $S(x,Z)$  é análogo ao fator de forma do espalhamento coerente. Valores para  $S(x,Z)$  encontram-se tabulados por Hubbell *et al* (HUBBELL *ET AL*, 1975) para uma grande quantidade de elementos químicos.

Uma vez que no espalhamento incoerente os comprimentos de onda dos fótons espalhados são diferentes entre si, não existe uma relação de interferência entre as várias moléculas ou átomos que compõe o conjunto. Pode-se supor que cada átomo contribui de forma independente para o espalhamento (Modelo Atômico Independente) (JOHNS E YAFFE, 1983).

Analogamente ao caso do elétron livre, a seção de choque total para o espalhamento Compton, considerando que os elétrons estão ligados, é obtida integrando-se a seção de choque diferencial dada pela equação (2.11) para todo intervalo de ângulo sólido.

A fração da energia do fóton que é transferida como energia cinética do elétron ligado em uma interação do tipo Compton, pode ser obtida através da equação (2.12):

$$f_{incoe} = \frac{\bar{T}}{h\nu} = \frac{\int_{\theta=0}^{\pi} \sigma_T \times F_{KN} \times S(x,Z) \times \left(\frac{T}{h\nu}\right) \times 2\pi \cdot \text{sen}\theta \cdot d\theta}{\int_{\theta=0}^{\pi} \sigma_T \times F_{KN} \times S(x,Z) \times 2\pi \cdot \text{sen}\theta \cdot d\theta} \quad (2.12)$$

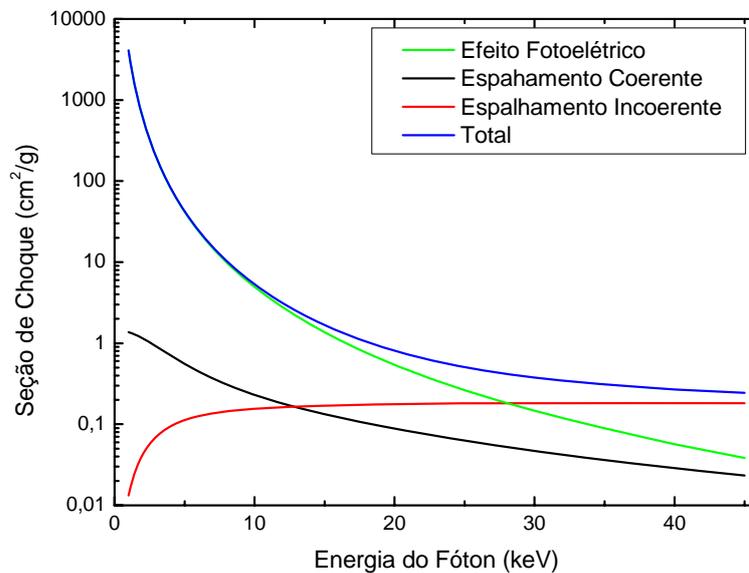
### 2.1.4 – Coeficiente de Atenuação Linear

A probabilidade total de uma interação é representada pela seção de choque atômica total, sendo escrita como a soma das seções de choque dos processos individuais de interação de fótons com a matéria. Na faixa de energia de interesse em radiodiagnóstico, a seção de choque total pode ser escrita como:

$${}^a\sigma_{TOT} = \tau + \sigma_{coe} + \sigma_{incoe} \quad (2.13)$$

onde  $\tau$  é a seção de choque fotoelétrica,  $\sigma_{coe}$  e  $\sigma_{incoe}$  são as seções de choque para o espalhamento coerente e incoerente, respectivamente.

Na figura 2.3 está representada a seção de choque total para a água e, também, as contribuições parciais de cada tipo de interação em função da energia do fóton incidente.



**Figura 2.3** – Contribuições de cada tipo de interação na seção de choque total da água, no intervalo de energia de 1 a 45 keV (BERGER E HUBBEL, 1987).

O coeficiente de atenuação de um material está relacionado com a seção de choque total ( ${}^a\sigma_{TOT}$ ) e o número de átomos por unidade de volume ( $n_v$ ), através da seguinte forma (HUBBEL, 1982; HUBBEL, 1999):

$$\mu = n_v \cdot {}^a\sigma_{TOT} \quad (2.14)$$

O coeficiente de atenuação linear depende do estado físico ou fase do material, pois é uma função do número de átomos presentes em uma camada do material. Uma grandeza mais fundamental é o coeficiente de atenuação mássico ( $\mu/\rho$ ), que independe do estado físico (JOHNS E CUNNINGHAN, 1983).

A dependência do coeficiente de atenuação mássico com a seção de choque por átomo ( ${}^a\sigma_{TOT}$ ) e com a seção de choque por elétron ( ${}^e\sigma_{TOT}$ ), é da forma:

$$\frac{\mu}{\rho} = {}^a\sigma_{TOT} \left( \frac{N_A}{A} \right) = {}^e\sigma_{TOT} \left( N_A \cdot \frac{Z}{A} \right) \quad (2.15)$$

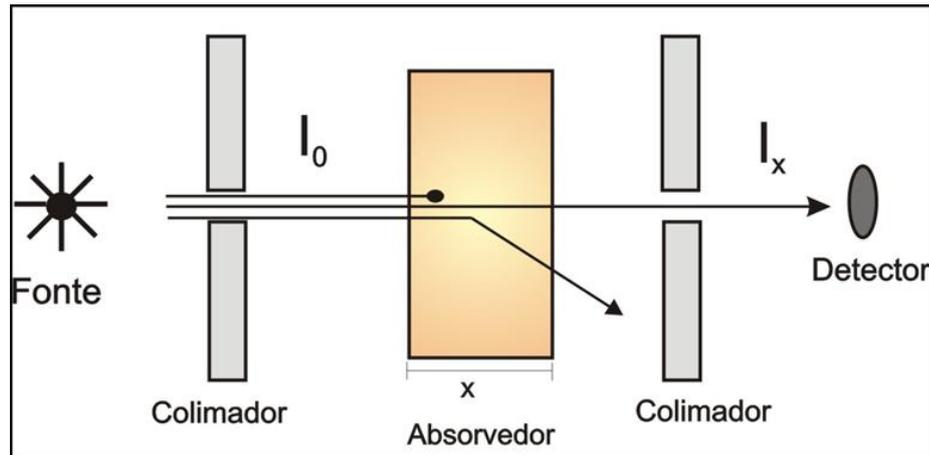
onde  $N_A$  é o número de Avogrado,  $A$  é o peso atômico do elemento de interesse e  $N_A Z/A$  é o número de elétrons por grama do material.

### 2.1.5 – Atenuação Exponencial

Quando um feixe de fótons monoenergéticos incide sobre um material de espessura  $x$ , parte dos fótons incidentes são removidos do feixe primário (pelas interações anteriormente mencionadas). Sendo a intensidade  $I$  do feixe transmitido associada à intensidade  $I_0$  do feixe incidente, pela relação:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (2.16)$$

A equação (2.16) representa a lei da atenuação exponencial, também conhecida como Lei de Beer-Lambert, que se aplica somente ao caso ideal de atenuação, onde todos os fótons incidentes e detectados têm a mesma energia e a geometria de feixe estreito é considerada.



**Figura 2.4** – Arranjo experimental para determinação do coeficiente de atenuação, representando a geometria de feixe estreito.

A figura 2.4 representa um caso ideal de medida experimental do coeficiente de atenuação, onde somente fótons primários transmitidos através do material são contados pelo detector. Neste caso, a radiação bem colimada e a espessura relativamente fina do absorvedor diminuem a radiação espalhada chegando ao detector, caracterizando uma geometria de feixe estreito.

### 2.1.6 – Coeficiente de Transferência e de Absorção de Energia

O coeficiente de atenuação linear é uma medida do número médio de interações que ocorrem entre fótons e a matéria em uma dada espessura do material. Entretanto, grandezas usuais de interesse em aplicações médicas e biológicas são os coeficientes de transferência e absorção de energia (HUBBEL, 1982).

#### Coeficiente de Transferência de Energia

O coeficiente de transferência de energia mássico de um elemento para interações com fótons, pode ser escrito em termos de seu coeficiente de atenuação linear e da energia média transferida para uma dada energia do fóton incidente, como (JOHNS E CUNNINGHAM, 1983):

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{\mu}{\rho} \cdot \left( \frac{\bar{E}_{tr}}{hv} \right) \quad (2.17)$$

A fração média da energia incidente, que é transferida como energia cinética de partícula carregada, pode ser escrita como (ATTIX, 1986; HIGGINS *ET AL*, 1992):

$$\frac{\bar{E}_{tr}}{hv} = \frac{\sum_i f_i \sigma_i}{\sum_i \sigma_i} \quad (2.18)$$

onde  $\sigma_i$  são as seções de choque para cada tipo de interação e  $f_i$  são as frações da energia incidente transferidas para o meio em cada tipo de interação, definidas nas seções anteriores.

### Coefficiente de Absorção de Energia

O coeficiente de absorção de energia mássico está relacionado com o coeficiente de transferência de energia através da equação (JOHNS E CUNNINGHAN, 1983):

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = (1 - g) \cdot \frac{\mu_{tr}}{\rho} \quad (2.19)$$

onde  $g$  representa a fração média de energia cinética de uma partícula carregada perdida no material por interações radioativas, tais como *bremsstrahlung*.

Para baixos valores de  $Z$  e  $hv$ , onde a perda de energia por *bremsstrahlung* é pequena,  $g$  aproxima-se de zero e  $\mu_{en}/\rho \cong \mu_{tr}/\rho$  (JOHNS E CUNNINGHAN, 1983).

### 2.1.7 – Regra das Misturas

A regra das misturas permite obter o coeficiente de atenuação mássico de uma mistura de composição química conhecida a partir dos coeficientes tabulados para cada elemento que compõe o material.

Para um componente homogêneo (material composto por vários elementos), o coeficiente de atenuação mássico pode ser calculado aproximadamente a partir da soma dos pesos dos elementos constituintes (BRAGG, 1914 *apud* ATTIX, 1986):

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{mis} = \sum_i w_i \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_i \quad (2.20)$$

onde  $w_i$  é a fração do peso de  $i$ -ésimo elemento constituinte com coeficiente de atenuação mássico  $(\mu/\rho)_i$ . A regra das misturas ignora qualquer efeito de mudança na função de onda do átomo como resultado do arranjo molecular, químico e cristalino, sendo portanto uma aproximação (JACKSON E HAWKES, 1981).

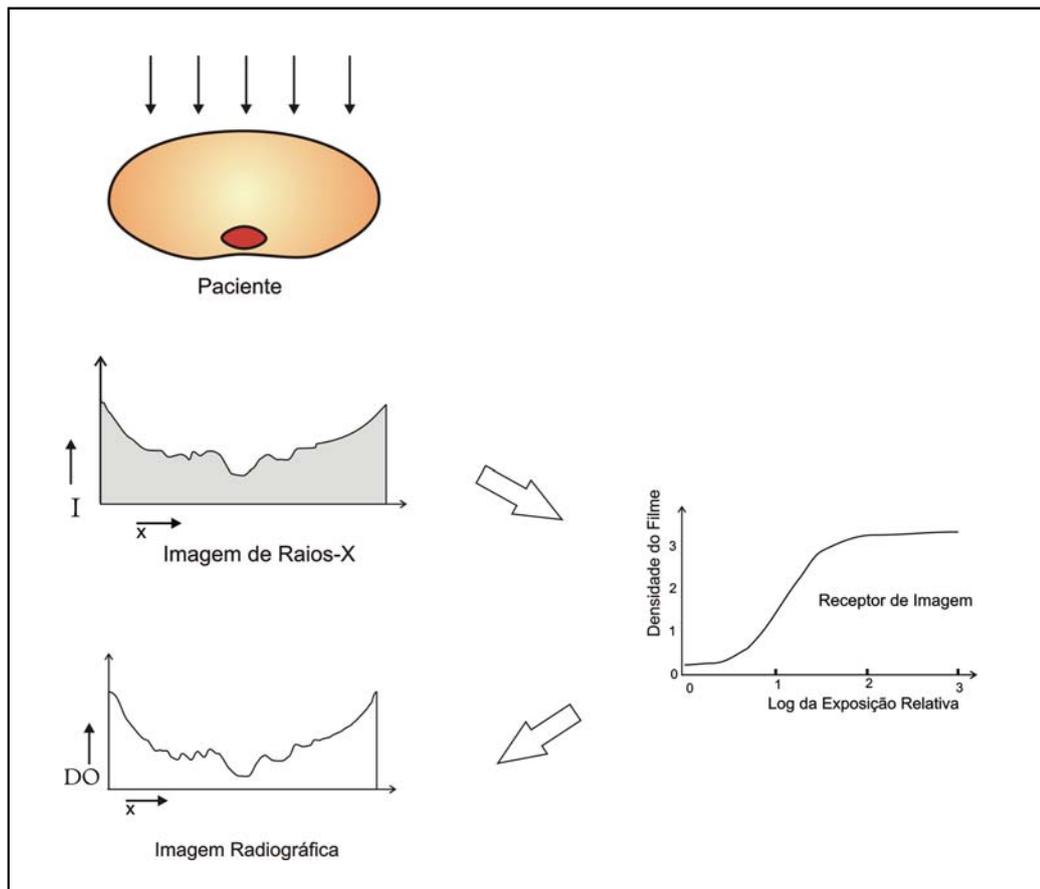
A regra das misturas fornece um meio de obter valores dos coeficientes de interação para uma infinidade de compostos químicos, que servem como uma boa aproximação para descrever a interação da radiação com estes compostos, e verificar e validar resultados experimentais.

## 2.2 – Modelo Físico da Formação da Imagem Radiográfica

Os efeitos de interação da radiação com a matéria foram descritos de forma isolada na seção 2.1, a seguir será analisado como estas interações atuam, em conjunto, na formação da imagem radiográfica. Inicialmente será introduzida uma discussão sobre os princípios de formação da imagem radiográfica e, posteriormente, uma descrição qualitativa e quantitativa da qualidade da imagem a partir do contraste.

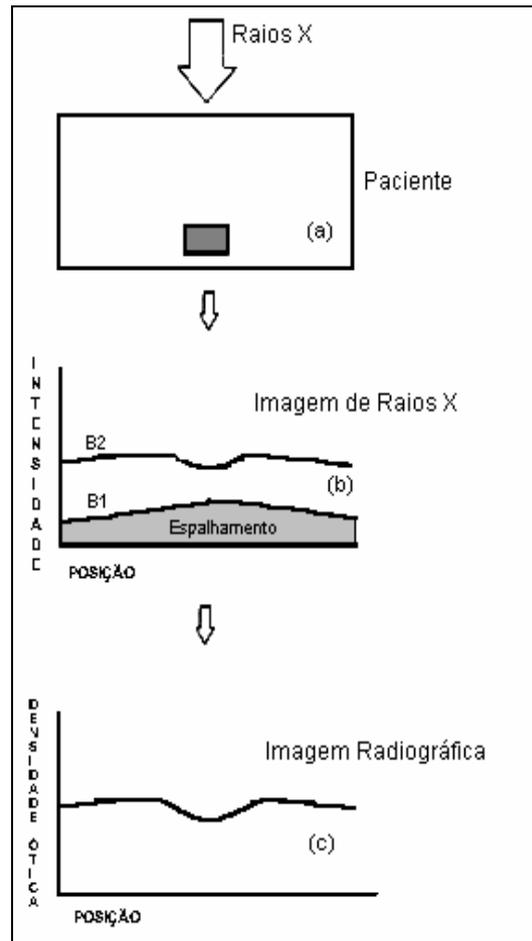
A formação da imagem radiográfica convencional, considerando somente radiação primária (fótons provenientes do tubo de raios-X que atravessam o paciente sem interagir), é descrita conceitualmente na

figura 2.5. As diferenças nas composições e densidades dos diferentes tecidos do corpo dão origem a diferentes coeficientes de atenuação, resultando em uma variação espacial na intensidade de radiação transmitida. A radiação transmitida impressiona um receptor de imagem, geralmente uma combinação tela-filme, gerando neste sistema regiões que recebem o nome de Centro da Imagem Latente, nele atuarão os processos de revelação e tornarão as imagens visíveis (CURRY *ET AL*, 1990). Assim, a imagem radiográfica é formada quando as variações espaciais na intensidade da radiação são convertidas em variações de densidade óptica, resultantes da resposta do receptor de imagem à exposição (JOHNS E CUNNINGHAM, 1983; SPRAWLS, 1995).



**Figura 2.5** – Diagrama que ilustra a formação da imagem radiográfica convencional, sem espalhamento (Imagem dos raios-X, resposta à exposição do receptor de imagem e imagem radiográfica).  $D \rightarrow$  densidade óptica do filme,  $I \rightarrow$  intensidade dos raios-X,  $x \rightarrow$  posição (BARNES, 1991).

Entretanto, quando os fótons interagem com os diferentes tecidos do corpo, processos de espalhamento podem ocorrer e, parte desta radiação espalhada deixará o corpo podendo atingir o receptor de imagem. A radiação espalhada também atua na formação da imagem, adicionando um “background” quase constante ao longo da distribuição espacial, conforme mostrado na figura 2.6. Com isso tem-se uma maior exposição no receptor, degradando o contraste na imagem (BARNES, 1991).



**Figura 2.6** – Diagrama que ilustra a formação da imagem radiográfica convencional considerando a radiação transmitida primária e espalhada. (a) paciente; (b) intensidade da radiação transmitida – B1 apenas espalhamento e B2 total; (c) imagem radiográfica (BARNES, 1991).

Dessa forma, a radiação transmitida através do paciente tem duas contribuições: fótons primários, transmitidos sem sofrerem nenhuma interação, e fótons espalhados pelos processos coerente e incoerente. Assim, há uma degradação da imagem com a presença do espalhamento, uma vez que o receptor de imagem não diferencia entre fótons primários e espalhados (SPRAWLS, 1995).

### 2.2.1 – Qualidade de uma Imagem

Para quantificar a qualidade da imagem num exame mamográfico, usualmente se discutem os conceitos de resolução, ruído e contraste (CARLSSON *ET AL*, 1986; VYBORNÝ E SCHIMIDT, 1994). Esses efeitos estão associados com as características físicas do equipamento, receptor de imagem e com o material que se deseja obter a imagem.

A resolução é a habilidade de um receptor de imagem em definir bordas e tornar visíveis pequenos e finos detalhes. A falta de resolução na imagem está relacionada à combinação de vários fatores, tais como: tamanho do ponto focal, movimento do paciente durante a exposição e características do receptor de imagem, entre outras (VYBORNÝ E SCHIMIDT, 1994; SPRAWLS, 1995).

O ruído em uma imagem refere-se à precisão com que estas possam ser geradas. Grande parte do ruído deve-se à absorção randômica de raios-X pelo receptor de imagem, e pode ser caracterizado em termos do desvio padrão em torno do número médio de *quanta* de energia detectados (VYBORNÝ E SCHIMIDT, 1994; SPRAWLS, 1995).

Dentre estes conceitos, o contraste é o mais importante (CARLSSON *ET AL*, 1986), sendo a característica mais fundamental de uma imagem. O contraste radiográfico refere-se à diferença no enegrecimento na imagem entre uma área de interesse e o material circundante. A seguir serão descritos os fatores que influenciam no contraste na formação da imagem radiográfica.

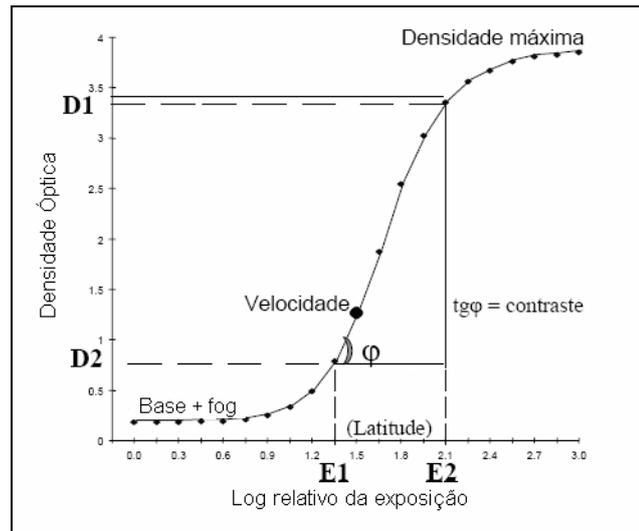
### **2.2.2 – Contraste do Receptor de Imagem**

A função de qualquer sistema que forneça imagens médicas é detectar características específicas do interior do corpo e transformá-las em imagens (em escala de cinza ou colorida). A detecção de alterações em tecidos mamários é comumente realizada com a técnica da mamografia convencional, onde a imagem é obtida utilizando um sistema tela-filme. Portanto, neste tópico será descrita a influência do contraste de um filme na formação da imagem radiográfica.

#### **Contraste do Filme**

Para analisar a formação de imagem radiográfica e deve-se conhecer o comportamento do filme quando exposto à radiação. A relação entre a densidade óptica no filme (contraste do filme) e a exposição relativa é frequentemente representada na forma de um gráfico, como é mostrado na figura 2.7 (SPRAWLS, 1995). Este gráfico é conhecido como curva característica (ou sensitométrica).

---



**Figura 2.7** – Representação da curva característica de um filme de raios-X.

A curva característica descreve o comportamento do contraste no filme em um amplo intervalo de valores de exposição, sendo sua forma dependente do tipo de emulsão e do processamento (SPRAWLS, 1995). O contraste no filme é gerado pelas diferentes exposições da radiação advinda do paciente, e que impressionam o filme radiográfico.

O contraste do filme é representado pela inclinação da parte linear da curva, ou seja, é a diferença entre densidades óticas produzidas por diferentes exposições. A inclinação média da curva característica entre duas densidades óticas quaisquer também é conhecida como gradiente ( $G$ ) (JOHNS E CUNNINGHAM, 1983). Um alto gradiente ( $>1,0$ ) significa que o contraste objeto é amplificado. Para o caso particular da mamografia, filmes de alto contraste devem ser utilizados, para que a imagem produzida seja de alta qualidade e permita a visualização de pequenos detalhes (SPRAWLS, 1995).

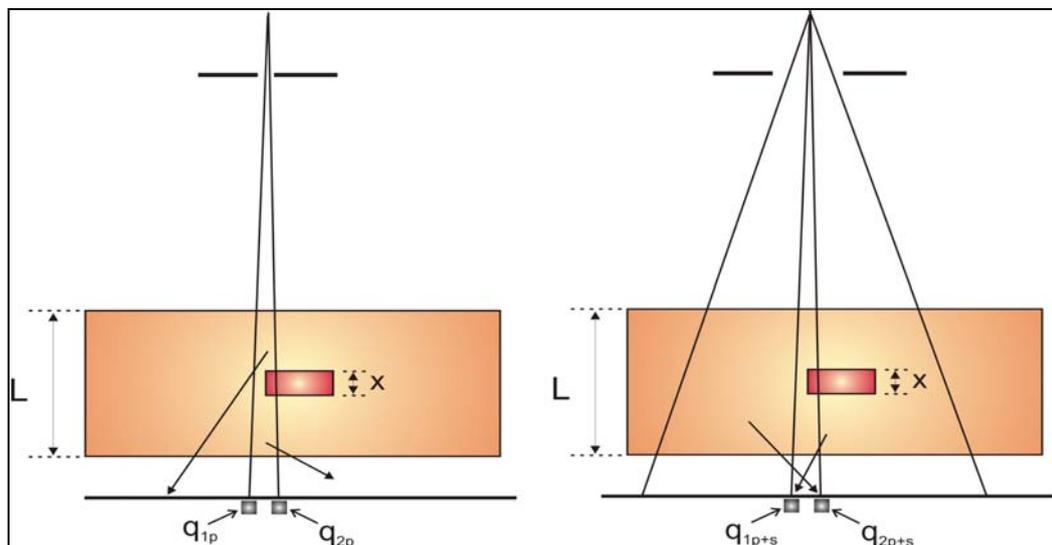
De acordo com a figura 2.7, altas e baixas exposições resultam em pequenas variações de densidade ótica, regiões conhecidas como patamar (região de densidade máxima) e base (base + fog) da curva característica. Se áreas do filme recebem exposição nessas regiões, o contraste na imagem será menor, ou, por vezes, ausente. O maior nível de contraste na imagem é produzido se a exposição do filme é limitada a um intervalo específico chamado de latitude, que corresponde à porção linear da curva (SPRAWLS, 1995).

Outra característica importante de um filme radiográfico é a sua sensibilidade, definida como a exposição necessária para se produzir uma densidade ótica de 1 acima da base + fog. A sensibilidade do filme está relacionada com sua velocidade, sendo dependente do tamanho do grão de haleto de prata (SPRAWLS, 1995). Filmes rápidos necessitam uma menor exposição para obter a mesma densidade ótica que filmes lentos.

### 2.2.3 – Contraste Objeto

O contraste objeto (também chamado contraste intrínseco) refere-se à diferença em alguma grandeza física da radiação (fluência de fótons, fluência de energia, exposição ou sinal no detector) emergentes do objeto de interesse e sua vizinhança (SPRAWLS, 1995). O contraste objeto reflete as diferenças de propriedades físicas entre o objeto e meio circundante, tais como: densidade, composição química e número atômico, além de um objeto suficientemente espesso. Esta grandeza também é determinada pelas características do espectro de raios-X utilizado (material do anodo, filtração, kVp e CSR).

Para ilustrar a definição de contraste objeto, consideramos o caso de um material homogêneo de espessura  $L$ , circundando um objeto de espessura  $x$ , representado simplificada em seção transversal na figura 2.8. Ilustramos o caso ideal, onde nenhuma radiação espalhada chega ao detector (figura 2.8a) e o caso real, onde a imagem é influenciada pela presença da radiação espalhada (figura 2.8b).



**Figura 2.8** – Ilustração da definição do contraste. Um objeto de espessura  $x$  está situado em um meio homogêneo.  $q_1$  e  $q_2$  são grandezas físicas relacionadas com o tecido circundante e o detalhe contrastante, respectivamente. Os subscritos  $p$  e  $p+s$ , designam as grandezas relacionadas somente ao feixe primário, e primário mais espalhado, respectivamente (CARLSSON *ET AL*, 1986).

As definições mais comuns para contraste objeto são (CARLSSON *ET AL*, 1986):

$$SC = 2 \cdot \frac{q_1 - q_2}{q_1 + q_2} \quad (2.21)$$

$$SC = \ln\left(\frac{q_1}{q_2}\right) \quad (2.22)$$

A equação (2.21) é utilizada comumente para trabalhar com razões sinal-ruído e para quantificar o contraste objeto em um sistema de imagens digital. A equação (2.22) é utilizada para um sistema tela-filme (CARLSSON *ET AL*, 1986).

Se o espalhamento é desprezado e considerando contrastes muito pequenos ( $|SC| \ll 1$ ), ambas as expressões para o contraste objeto se reduzem a:

$$SC = \frac{\Delta q}{q} \quad (2.23)$$

onde  $q_2 = q$  e  $q_1 = q + \Delta q$ . A equação simplificada (2.23) é utilizada na maioria dos cálculos de contraste objeto descritos na literatura (WAGNER, 1991; BARNES, 1991).

Segundo Carlsson *et al* (CARLSSON *ET AL*, 1986), a grandeza física mais apropriada para  $q$  é a fluência de energia absorvida no receptor de imagem, embora existam outras definições apresentadas na literatura (MOTZ E DICK, 1978; WAGNER, 1991; BARNES, 1991; YAFFE *ET AL*, 1994).

### Degradação do Contraste por Espalhamento

Numa situação real, conforme mostrado na figura 2.8b, a fluência de fótons chegando ao receptor de imagem contém contribuições de fótons primários e espalhados, ou seja,  $q_{p+s} = q_p + q_s$ . Considerando que  $q_2 = q$  e  $q_1 = q + \Delta q$ , e assumindo que a radiação espalhada é uniforme no receptor de imagem ( $q_{1s} = q_{2s} = q_s$ ), o contraste objeto apresentado na equação 2.22 pode ser reescrito como:

$$SC = \ln\left(1 + \frac{\Delta q_p}{q_p + q_s}\right) = \ln\left(1 + CDF \cdot \frac{\Delta q_p}{q_p}\right) \quad (2.24)$$

Onde  $CDF$  é o fator de degradação do contraste, sendo escrito como:

$$CDF = \left(1 + \frac{q_s}{q_p}\right)^{-1} \quad (2.25)$$

No caso de valores de contraste muito pequenos, o contraste objeto pode ser calculado considerando a contribuição dos fótons espalhados através da equação:

$$SC = CDF \cdot \frac{\Delta q_p}{q_p} \quad (2.26)$$

Quando espalhamento está presente, o contraste objeto primário ( $SC_p$ ) é degradado, sendo esta diminuição usualmente descrita pelo fator de degradação do contraste. Numericamente este fator pode assumir valores de 1 (sem espalhamento) até 0 (espalhamento infinito) (BARNES, 1991; WAGNER, 1991).

Desta forma, os valores de  $q_s/q_p = S/P$  podem ser utilizados para quantificar o efeito do espalhamento no contraste objeto em exames mamográficos. A intensidade relativa da radiação espalhada varia pronunciadamente com a espessura e composição da mama, tamanho de campo, atenuação, bem como a energia da radiação incidente. Valores típicos na mamografia encontram-se no intervalo de 0,33 a 1,5 (BARNES E BREZOVICH, 1978).

#### 2.2.4 – Relação entre Contraste do Filme e Contraste Objeto

O contraste de uma imagem é representado pela diferença entre as densidades ópticas do objeto de interesse e sua vizinhança ( $\Delta D$ ), e é um produto de duas componentes (SPRAWLS, 1995):

$$\text{Contraste da imagem} = \text{Contraste do filme} \times \text{Contraste objeto} \quad (2.27)$$

Sendo  $SC$  o contraste objeto e  $G$  o gradiente do filme determinado a partir da curva característica, o contraste na imagem é obtido através da relação (BRODIE E GUTCHECK, 1982, WAGNER, 1991):

$$\Delta D = D_1 - D_2 = G \times \log\left(\frac{q_1}{q_2}\right) = 0,4343 \times G \times SC \quad (2.28)$$

O contraste objeto representa a informação referente às diferenças de absorção da radiação incidente, enquanto o contraste na imagem radiográfica é a visualização desta informação (SPRAWLS, 1995).

### 2.3 – Medida da Radiação: Dosimetria

Para descrever a interação da radiação com a matéria, torna-se útil definir grandezas dosimétricas que podem ser obtidas em um ponto de interesse. Estas grandezas não-estocásticas são as medidas dos processos pelos quais a energia de uma partícula é convertida ou depositada na matéria, e serão descritas nos tópicos seguintes.

#### 2.3.1 – Kerma

A grandeza chamada Kerma (*Kinetic Energy Released in the Medium*) descreve o primeiro passo em dissipação de energia pela radiação ionizante, e é definida em termos da *energia transferida* de partícula não carregada para partículas carregadas por unidade de massa em um ponto de interesse, incluindo a energia de perdas radioativas e excluindo a energia transferida de uma partícula para outra (ATTIX, 1986). De forma geral o Kerma é definido através da equação:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.29)$$

onde  $dE_{tr}$  é o valor esperado da energia transferida num volume infinitesimal de massa  $dm$ .

Se o ponto P é irradiado por um feixe polienergético, o Kerma é obtido através de:

$$K = \int_{E=0}^{E_{\max}} E \cdot \frac{d\phi}{dE} \cdot \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{E,Z} dE \quad (2.30)$$

onde  $(\mu_{tr}/\rho)$  é o coeficiente de transferência de energia e  $d\phi/dE$  é a distribuição diferencial da fluência de fótons de energia  $E$  no ponto P.

### 2.3.2 – Exposição

A exposição, que descreve o campo de radiação em termos da sua habilidade de ionizar o ar, é definida somente para feixes de fótons. De forma geral, a exposição é definida como:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.31)$$

onde  $dQ$  é o valor absoluto da carga total de íons de mesmo sinal produzidos no ar quando todos os elétrons liberados por fótons em uma massa de ar  $dm$  são completamente freados neste meio. A unidade mais comum para exposição é o *roentgen* ( $1R = 2,58 \times 10^{-4} C/kg$ ).

A exposição em um ponto P, devido à uma fluência de fótons polienergéticos, pode ser obtida a partir da relação:

$$X = \int_{E=0}^{E_{\max}} E \cdot \frac{d\phi}{dE} \cdot \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{E,ar} \left( \frac{e}{\bar{W}} \right)_{ar} dE \quad (2.32)$$

onde  $\mu_{en}/\rho$  é o coeficiente de absorção de energia para o ar,  $\bar{W}$  é a energia média gasta em um gás por par de íons formados, e  $e$  é a carga do elétron. Para o ar  $(\bar{W}/e)_{ar} = 33,97 J/C$ .

### 2.3.3 – Dose Absorvida

A grandeza dosimétrica de grande interesse em física radiológica é a dose absorvida, que está relacionada à energia absorvida no meio. Pode-se definir a dose absorvida em um ponto P como:

$$D = \frac{dE_{ab}}{dm} \quad (2.33)$$

onde  $dE_{ab}$  é o valor esperado da energia absorvida num volume infinitesimal de massa  $dm$ .

A dose absorvida não está diretamente relacionada ao feixe incidente, sendo também depositada no meio como resultado de partículas carregadas secundárias (ATTIX, 1986). Em

um caso geral, não é possível descrever a dose absorvida com uma relação simples em função da fluência de energia. Somente na condição de equilíbrio de partícula carregada a dose absorvida em um meio se aproxima ao Kerma, e pode ser determinada a partir de parâmetros que descrevem o feixe incidente e o meio absorvedor (ATTIX, 1986).

### 2.3.4 – Dose Média Absorvida

Para um material de uma determinada espessura, a dose absorvida depende da profundidade analisada, pois o feixe incidente é atenuado pelo meio de forma que alguns fótons sejam absorvidos ou espalhados. Assim, quando se deseja calcular a dose média absorvida, deve-se integrar sobre toda a espessura do material.

$$\bar{D} = \frac{1}{L} \int_{z=0}^L D(z) \cdot dz \quad (2.34)$$

Onde  $D(z)$  é a dose absorvida em um ponto na profundidade  $z$ , e depende apenas da fluência de fótons naquele ponto, na condição de equilíbrio de partícula carregada. Deve-se salientar, ainda, que a fluência de fótons em qualquer profundidade contém contribuições de fótons primários, que não interagiram até aquele ponto, e também de fótons secundários, que já sofreram algum tipo de interação (por exemplo, fótons espalhados).

### 2.3.5 – Modelo para Relacionar Dose Absorvida com Exposição

Quando um exame mamográfico é realizado, há um pequeno, mas significativo risco de carcinogênese induzido pela exposição aos raios-X (DANCE *ET AL*, 1999). Historicamente, parâmetros dosimétricos relacionados ao risco de carcinogênese incluíam: exposição de entrada da pele, dose no ponto médio da mama e dose em uma profundidade específica. Porém, todos esses parâmetros são pobres indicadores do risco. Aproximações mais exatas são a dose média absorvida na mama inteira e a dose média absorvida no tecido glandular (HAMMERSTEIN *ET AL*, 1979; SKUBIC E FATOUROS, 1986). A dose média na mama inteira é relativamente simples de calcular e mais próxima aos dados experimentais publicados por Hammerstein *et al* (HAMMERSTEIN *ET AL*, 1979). A dose média glandular

não se aproxima aos resultados experimentais, e seu cálculo necessita de considerações acerca da distribuição dos diferentes tecidos dentro da mama.

O cálculo dos parâmetros de dose média tem apresentado uma forma simplificada. A técnica de cálculo introduzida por Stanton *et al* (STANTON *ET AL*, 1984) faz uso de tabelas de dose normalizada por unidade de exposição (ou Kerma) no ar para cada espectro de raios-X, e necessita somente da especificação da espessura e composição de mama, e exposição (ou Kerma) de entrada na pele. Os valores mais utilizados destes fatores de conversão foram calculados utilizando métodos de simulação de Monte Carlo, que apresentam flexibilidade para estimá-los para vários modelos de mama e espectros de entrada (DANCE, 1980; DOI E CHAN, 1980; DANCE, 1990; WU *ET AL*, 1991; WU *ET AL*, 1994; BOONE, 1999). Existem dois métodos similares utilizados para calcular a dose média absorvida, que seguem diferentes protocolos, Europeu (DANCE, 1990) e Americano (WU *ET AL*, 1991).

O modelo semi-empírico utilizado neste trabalho, empregado no protocolo americano (EUA), relaciona a dose média ( $\bar{D}$ ) com a dose normalizada por unidade de exposição ( $D_N$ ) e com a medida da exposição de entrada na pele ( $X_{ar}$ ) (STATON *ET AL*, 1984; SKUBIC E FATOUROS, 1986; WU *ET AL*, 1991; WU *ET AL*, 1994; BOONE, 1999):

$$\bar{D} = X_{ar} \cdot \bar{D}_N \quad (2.35)$$

A dose média normalizada depende apenas das características físicas da mama (composição e espessura) e da radiação incidente (CSR, combinação anodo-filtro, kVp), enquanto que a dose média absorvida e a exposição de entrada na pele dependem também da sensibilidade do receptor de imagem.

A exposição de entrada na pele pode ser determinada de forma experimental (HAMMERSTEIN *ET AL*, 1979) ou teórica (SKUBIC E FATOUROS, 1986, SKUBIC E FATOUROS, 1989), para cada composição e espessura da mama, qualidade do feixe e características do receptor de imagem.

A dose média normalizada por unidade de exposição no ar é usualmente calculada a partir de métodos de simulação de Monte Carlo como uma função da qualidade do feixe, combinação anodo-filtro e composição e espessura da mama (DANCE, 1980; DOI E CHAN, 1980; DANCE, 1990; WU *ET AL*, 1991; WU *ET AL*, 1994; BOONE, 1999). De forma geral, o cálculo da dose normalizada é baseado na equação:

$$\bar{D}_N = \frac{1}{L \cdot \rho} \left\{ \int_0^{E_{\max}} \alpha(E) \cdot E \cdot \phi_E \cdot dE \right\} \quad (2.36)$$

onde  $L$  é a espessura e  $\rho$  é a densidade da mama,  $\alpha(E)$  é a fração de energia incidente que é absorvida pela mama,  $E$  é a energia do fóton incidente, e  $\phi_E$  é a fluência do espectro por intervalo de energia, normalizada para uma exposição de  $IR$  no ar.

Valores de  $\alpha(E)$  incluem contribuições da energia absorvida em interações primárias e da energia que é removida do feixe primário através dos processos de espalhamento, mas é absorvida posteriormente em uma interação subsequente. Esta fração é dependente da espessura e composição da mama, e seu cálculo é dificultado por envolver complicadas condições geométricas.

A dose média absorvida pode então ser estimada com base na exposição na entrada da pele necessária para gerar uma imagem otimizada e da dose normalizada, utilizando o método descrito anteriormente. A estimativa da dose absorvida pelo paciente é uma importante etapa do controle de qualidade em mamografia.

## **CAPÍTULO 3**

### **MATERIAIS E MÉTODOS**

#### **3.1 – Amostras de Tecidos Analisadas**

##### **3.1.1 – Aspectos Gerais**

As mamas são constituídas basicamente por dois tipos de tecido: o tecido adiposo e o tecido glandular. As glândulas arranjam-se em lóbulos e sua constituição básica é formada por ductos, ácinos e tecido conjuntivo denso. Os lóbulos são sustentados pelo tecido fibroso, rico em fibras e colágeno (estroma). A proporção relativa de cada um destes componentes varia conforme a idade da paciente. Em mulheres jovens as mamas são compostas por uma maior quantidade de tecido glandular, sendo que este vai sendo gradualmente substituído por tecido adiposo à medida que a mulher envelhece (JUNQUEIRA, 2004).

As neoplasias mamárias podem ser benignas ou malignas. As neoplasias benignas possuem como característica um crescimento lento e seu tecido de sustentação é semelhante ao de tecidos normais, não ocorrendo invasão tecidual. Nas neoplasias malignas o crescimento é mais rápido, desordenado e infiltrativo; as células não guardam semelhança com as que lhes deram origem e têm capacidade de se desenvolver em outras partes do corpo, fenômeno denominado metástase (JUNQUEIRA, 2004).

##### **3.1.2 – Coleta das Amostras de Tecidos Mamários**

Neste trabalho foram utilizadas amostras de tecidos mamários normais (adiposos e glandulares) e tecidos neoplásicos (benignos e malignos). As amostras de tecido mamário analisadas foram obtidas no Departamento de Patologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (HC-FMRP). O material coletado para análise correspondia a uma parte dos tecidos retirados em procedimentos cirúrgicos de mastectomia

---

(cirurgia para retirada de parte da mama invadida por tumores), mastoplastia (cirurgia plástica para redução da mama) e retirada de nódulos. O volume de tecido colhido era selecionado de forma a se obter amostras homogêneas e em quantidade suficiente para ser irradiada.

Depois de colhidas, as amostras de tecido eram armazenadas à temperatura ambiente em recipientes plásticos contendo solução de formol tamponado (10%) até o momento da análise, mantendo assim a integridade física do tecido.

### **3.1.3 – Classificação Histológica dos Tecidos Mamários**

As amostras de tecidos mamários foram classificadas como tecidos normais (adiposos e glandulares), neoplasias benignas (fibroadenomas) e carcinomas (carcinomas mucinoso, intraductais e ductais invasivos de grau I, II e III, graduados conforme o critério de classificação de Bloom e Richardson (BLOOM E RICHARDSON, 1957)). A classificação histológica foi realizada através da análise microscópica das lâminas de tecido por médicos do Departamento de Patologia do Hospital das Clínicas (HC-FMRP) e posteriormente revisadas por um especialista em patologias mamárias.

## **3.2 – Medida de Densidade**

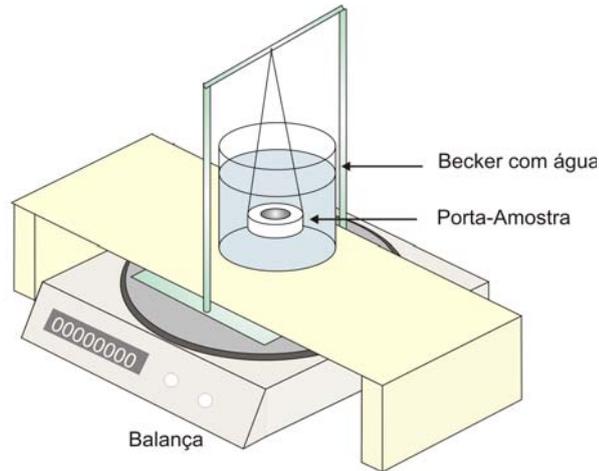
A densidade de cada amostra de tecido mamário foi determinada utilizando o método da “pesagem hidrostática”, baseado no princípio de Arquimedes (MAZALI <sup>1</sup>). Este princípio considera que, devido ao empuxo, a massa aparente de um corpo é diferente quando este está imerso em diferentes fluidos (líquidos e gases).

Para a determinação da densidade de cada amostra de tecido mamário foram medidas sua massa real no ar e a massa aparente, quando esta se encontrava submersa em um Becker com água. O arranjo experimental utilizado está mostrado na figura 3.1.

---

<sup>1</sup> Disponível em: [http://lqes.iqm.unicamp.br/images/vivencia\\_lqes\\_meptotec\\_densidade\\_arquimedes.pdf](http://lqes.iqm.unicamp.br/images/vivencia_lqes_meptotec_densidade_arquimedes.pdf)

---



**Figura 3.1** – Arranjo experimental utilizado para a determinação da massa aparente dos tecidos mamários.

As amostras de tecido mamário foram acomodadas em um porta-amostras de acrílico durante a determinação das massas reais e aparentes. Para o cálculo da densidade, as contribuições referentes à massa do porta-amostras foram eliminadas.

Conhecendo a massa real ( $m_{real}$ ) e aparente ( $m_{ap}$ ) de cada amostra de tecido mamário, e a densidade do líquido onde a amostra foi submersa ( $\rho_{liq}$ ), a densidade do tecido foi calculada a partir da equação:

$$\rho = \left( \frac{m_{real}}{m_{real} - m_{ap}} \right) \times \rho_{liq} \quad (3.1)$$

A validação deste método experimental foi efetuada medindo-se a densidade de uma amostra constituída de acrílico (PMMA). Foram realizadas seis medidas individuais para cada amostra, com o objetivo de reduzir os erros randômicos (a cerca de  $0,02 \text{ g/cm}^3$ ).

### 3.3 – Coeficiente de Atenuação

#### 3.3.1 – Otimização da Medida: Forma da Amostra

Medidas do coeficiente de atenuação de fótons ( $\mu$ ) dependem das razões entre as intensidades incidente e transmitida através do material. Desta forma, é necessário que a espessura da amostra de tecido produza diferenças significativas entre estas intensidades, para

que o coeficiente de atenuação possa ser medido com precisão (FARQUARSON *ET AL*, 1995).

Existem na literatura vários critérios para a otimização da espessura da amostra na determinação experimental do coeficiente de atenuação. Dentre eles destacam-se: os que otimizam o tempo de contagem minimizando a incerteza estatística (CONNER *ET AL*, 1970; NORDFORS, 1960 *apud* MIDGLEY, 2006); os que minimizam o múltiplo espalhamento (GOPAL E SANJEEVAIAH, 1973; VARIER *ET AL*, 1986; SIDHU *ET AL*, 1999); e os que minimizam a variância (FARQUARSON *ET AL*, 1995).

Na geometria utilizada neste trabalho, o múltiplo espalhamento foi minimizado devido ao pequeno ângulo sólido entre a amostra e o detector, sendo o tempo de contagem fixo. Assim, nos restringimos a minimizar a variância, utilizando o método apresentado a seguir.

O coeficiente de atenuação linear  $\mu(E)$ , para cada energia  $E$  do fóton, é definido a partir da equação (3.2). Assim, através de medidas da intensidade incidente ( $I_0(E)$ ) e transmitida ( $I_x(E)$ ) através da amostra de tecido de espessura  $x$ , pode-se obter  $\mu(E)$  (CONNER *ET AL*, 1970).

$$\mu(E) = -\frac{1}{x} \ln \left( \frac{I_x(E)}{I_0(E)} \right) \quad (3.2)$$

A variância no valor do coeficiente de atenuação linear de cada amostra,  $\sigma_\mu^2$ , é obtida através de:

$$\sigma_\mu^2 = \sigma_x^2 \left[ \frac{1}{x^2} \ln \left( \frac{I_0}{I_x} \right) \right]^2 + \sigma_{I_0}^2 \left[ \frac{1}{I_0 \cdot x} \right]^2 + \sigma_{I_x}^2 \left[ \frac{1}{I_x \cdot x} \right]^2 \quad (3.3)$$

onde  $\sigma_x^2$  representa a variância na espessura  $x$ ,  $\sigma_{I_0}^2$  e  $\sigma_{I_x}^2$  são as variâncias nas intensidades  $I_0$  e  $I_x$ , respectivamente.

Assumindo que a intensidade da radiação siga uma distribuição de Poisson (JOHNS E CUNNINGAM, 1983), temos  $\sigma_{I_0}^2 = I_0$  e  $\sigma_{I_x}^2 = I_x$ . Supondo ainda que os erros na medida da espessura  $x$  são pequenos se comparados aos erros estatísticos na contagem do número de fótons, a variância na medida do coeficiente linear de atenuação torna-se:

$$\sigma_{\mu}^2 = \frac{1}{I_0 x^2} [1 + e^{\mu x}] \quad (3.4)$$

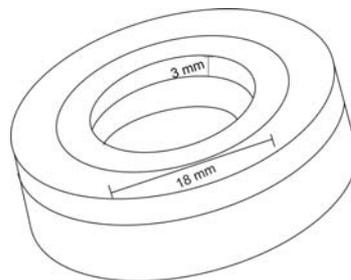
Diferenciando a equação (3.4) e igualando a zero, encontramos a espessura ótima que minimiza a variância na medida do coeficiente de atenuação linear, sendo aproximadamente:

$$x_{\text{ótimo}} \cong (2,2 \cdot \mu^{-1}) \text{cm} \quad (3.5)$$

Foram utilizadas amostras com espessura em torno de 3 mm para todo o intervalo de energia analisado. Este valor foi estimado utilizando os valores do coeficiente de atenuação de tecido mamário tabulados por Hubbel (HUBBEL, 1982).

### 3.3.2 – Preparação das Amostras

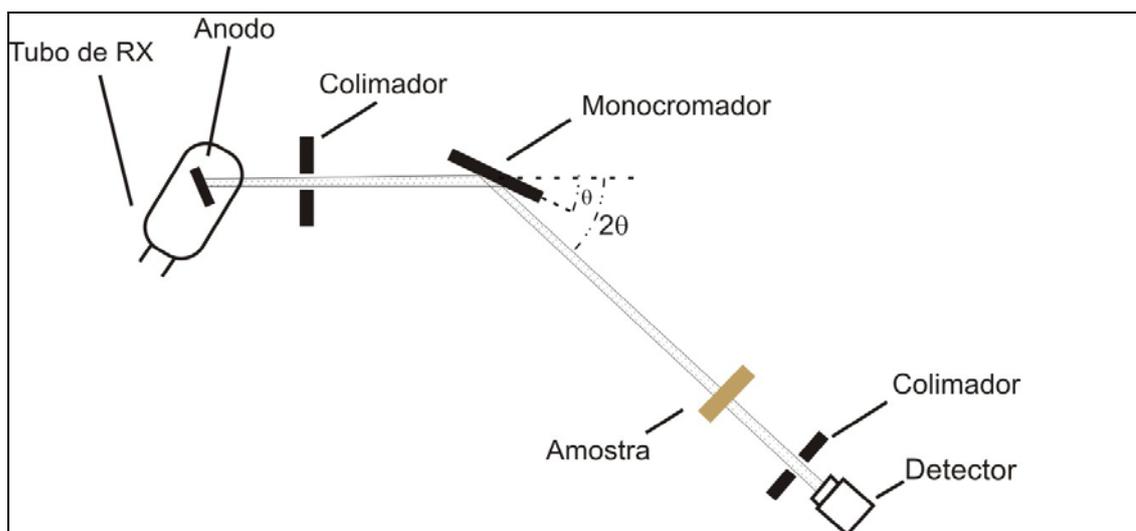
Os tecidos mamários foram cortados no tamanho adequado para serem acomodados em um recipiente cilíndrico de acrílico (porta-amostra) de diâmetro interno 18 mm e 3 mm de profundidade (figura 3.2). Uma fina camada de policloreto de vinila (filme de PVC) foi utilizada para recobrir o tecido nas extremidades do porta-amostras, de forma que a amostra apresentasse uma superfície o mais regular e homogênea possível. A espessura de cada amostra de tecido foi medida utilizando um relógio comparador centesimal, cuja precisão era de 0,003 mm.



**Figura 3.2** – Porta-amostra utilizado na medida do coeficiente de atenuação das amostras de tecido.

### 3.3.3 – Arranjo Experimental para Determinação do Coeficiente de Atenuação - $\mu$ (E)

O arranjo experimental foi montado no Laboratório de Óptica de Raios-X e Instrumentação (*LORXI*) do Departamento de Física da Universidade Federal do Paraná (UFPR) e está representado na figura 3.3.



**Figura 3.3** – Arranjo experimental utilizado para as medidas de coeficiente de atenuação.

Foi utilizado um difrattômetro comercial 4-círculos P3 Nicolet-Siemens, operando no modo de reflexão. O tubo de raios-X possuía um anodo de W ( $Z=74$ ,  $K_{\alpha} = 58,856$  keV e  $K_{\beta} = 67,233$  keV). O feixe emergente atingia um colimador localizado a  $85 \pm 1$  mm do anodo, saindo com diâmetro de 3 mm. No centro do goniômetro, foi adaptado um monocromador de Si (111), de maneira a selecionar feixes monoenergéticos, com resolução de 0,1 keV. O porta-amostra foi posicionado perpendicularmente ao feixe incidente em frente ao detector, à uma distância de  $100 \pm 1$  mm deste e à  $210 \pm 1$  mm do monocromador.

O detector utilizado era um cintilador de iodeto de sódio dopado com tálio [NaI(Tl)], associado à eletrônica padrão (fotomultiplicadora, monocanal, amplificador) e conectado à um computador por uma placa de interface. O software de aquisição dos dados foi desenvolvido pelo próprio fabricante do difrattômetro.

Os fótons transmitidos eram detectados variando o ângulo do monocromador ( $\theta$ ) e do detector ( $2\theta$ ) em relação ao feixe primário, fazendo uma varredura acoplada  $\theta - 2\theta$ , numa velocidade angular de  $2^{\circ}$  por minuto, com tempo de contagem de 1 s por ponto, de forma a manter a incerteza estatística da contagem menor que 3% para cada energia. Os fótons

transmitidos pela amostra que chegavam ao detector tinham uma energia dependente da posição angular deste, calculada de acordo com a equação (3.6):

$$E = \frac{hc}{\lambda} = \frac{12,398}{2d \operatorname{sen}\left(\frac{2\theta}{2}\right)} \quad (\text{keV}) \quad (3.6)$$

onde  $2d$  é o parâmetro de rede do cristal, igual à  $6,2706 \text{ \AA}$  para um cristal de Si(111).

Para minimizar a incerteza das contagens e evitar as contribuições dos harmônicos de difração, foram realizadas duas varreduras em diferentes intervalos de ângulos  $2\theta$ , utilizando diferentes tensões e correntes no tubo de raios-X. A primeira varredura foi realizada para ângulos  $2\theta$  correspondentes ao intervalo de energia de 8 a 16 keV, enquanto que a segunda varredura correspondia a um intervalo energético de 15 a 30 keV.

Foram realizadas medidas do número de fótons chegando ao detector com o porta-amostras vazio e para cada amostra de tecido mamário analisada. O coeficiente de atenuação linear de cada amostra foi calculado utilizando a equação (3.2) e a variância associada a cada medida foi obtida utilizando a equação (3.4).

### 3.4 – Espectro de Energia de Raios-X

Os espectros de raios-X utilizados nos cálculos de contraste e dose foram tabulados a partir de um modelo matemático formulado por Boone *et al* (BOONE ET AL, 1997) e testados com os espectros medidos experimentalmente por Fewell e Shuping (FEWELL e SHUPING, 1978). Foram utilizados os espectros correspondentes a um tubo de raios-X com anodo de Molibdênio e filtro de Molibdênio de  $30 \mu\text{m}$  (Mo/Mo), e de um tubo de raios-X com anodos de Molibdênio e Ródio com filtro de Ródio de  $25 \mu\text{m}$  (Mo/Rh e Rh/Rh), para diferentes tensões de operação do tubo de raios-X. Estes espectros estavam discretizados em intervalos de  $0,5 \text{ keV}$ , em intensidades relativas correspondentes a uma exposição total de  $1R$  ( $0,256 \text{ mC/kg}$ ) no ar. Para cada espectro utilizado, foram calculados parâmetros que caracterizam a qualidade do feixe incidente: a camada semi-redutora (CSR) em  $\text{mm}$  de Al, a energia efetiva e a energia média do feixe (CARLSSON, G.A. E CARLSSON, C.A., 1984; KHARRATI E ZARRAD, 2003).

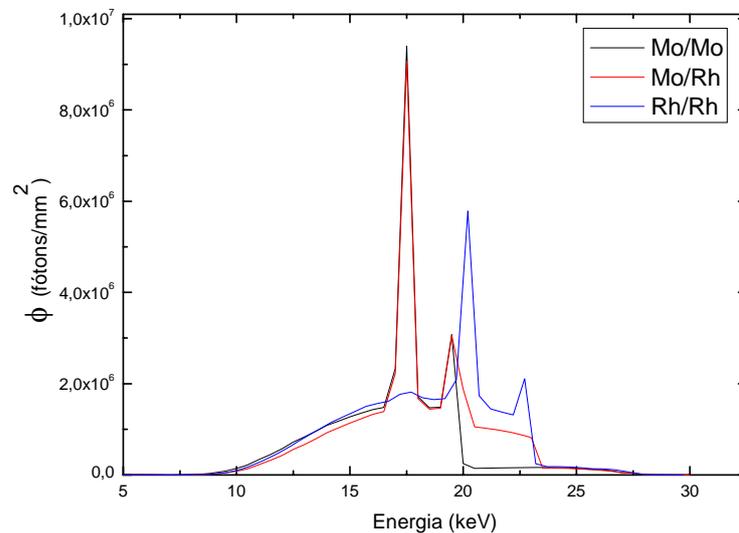
O valor da camada semi-redutora foi calculado variando a espessura de um filtro adicional de alumínio em passos de  $\Delta x = 0,001 \text{ mm}$ , até que a exposição no ar, devido ao espectro incidente, fosse reduzida à metade do valor inicial. Para calcular os efeitos da filtração, foi utilizada a seção de choque total do alumínio tabulada por Hubbel (HUBBEL, 1982). A energia efetiva do feixe pôde ser então interpolada a partir do valor da *CSR* obtido.

A energia média foi obtida em relação à fluência  $\phi$  através da equação:

$$\bar{E} = \frac{\sum_{E=0}^{E_{\max}} E \cdot \phi(E)}{\sum_{E=0}^{E_{\max}} \phi(E)} \quad (3.7)$$

onde  $\phi$  é a fluência de fótons para cada energia  $E$ .

Na figura 3.4 estão apresentados alguns dos espectros utilizados pra o cálculo do contraste objeto e da dose, considerando diferentes combinações anodo-filtro a uma tensão de 28 kVp, normalizados para uma exposição de 1 R.

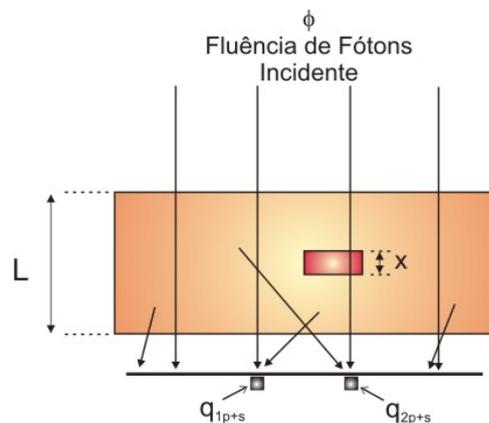


**Figura 3.4** – Exemplos de espectros de raios-X utilizados para o cálculo do contraste objeto e da dose absorvida (Boone, 1997).

### 3.5 – Contraste Objeto

#### 3.5.1 – Geometria

Para calcular o contraste objeto de um detalhe presente em uma mama, considerou-se a geometria ilustrada na figura 3.5, que simula a seção transversal de um exame mamográfico na posição crânio-caudal. Considerou-se que a mama comprimida tinha área igual a  $80 \text{ cm}^2$  e composição homogênea. A espessura  $L$  da mama variava de 2 a 8 cm, em incrementos de 1 cm. Dois objetos contrastantes de espessura  $x$  foram considerados: uma massa tumoral correspondente a um carcinoma, e uma calcificação (simulada por *calcium hydroxyapatite*,  $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}$ , de densidade  $3,3 \text{ g.cm}^{-3}$ ). O objeto contrastante analisado era circundado por tecido mamário normal, considerando mamas de três diferentes composições: 100% glandular, 100% adiposo, e média 50:50 (mistura homogênea por peso: 50% glandular e 50% adiposo)<sup>2</sup>. Por simplicidade, supõe-se um feixe paralelo e magnificação igual a 1 (MOTZ E DICK, 1978; CARLSSON *ET AL*, 1986). O cálculo do contraste objeto apresentado neste trabalho pressupõe que o objeto contrastante possui uma área grande o suficiente para que problemas referentes à falta de resolução espacial possam ser desprezados.



**Figura 3.5** – Geometria da mama utilizada para o cálculo do contraste objeto.

#### 3.5.2 – Metodologia para Obtenção do Contraste Objeto

Para calcular o contraste objeto ( $SC$ ) de cada detalhe contrastante, deve-se obter primeiramente as fluências de energia dos raios-X absorvidas pelo sistema receptor de

<sup>2</sup> Conforme os percentuais indicados, qualquer referência futura às composições mamárias se limitará a adiposa, média e glandular.

imagem, sendo  $q_1$  a energia absorvida devido à fluência de fótons que atravessam o tecido mamário circundante e  $q_2$  devido aos fótons que atravessam a massa tumoral. Tais valores contêm contribuições dos fótons primários e espalhados ( $q_i = q_{i_p} + q_{i_s}$ ).

### 3.5.3 – Contribuições de Fótons Primários

Consideramos inicialmente o caso ideal, no qual somente fótons primários são responsáveis pela formação da imagem. Nesta situação, a fluência de energia dos raios-X absorvida no detector de imagem foi calculada utilizando as seguintes equações:

$$q_{1p} = \sum_{E=E_{\min}}^{E_{\max}} E \times \phi(E) \times IF(E) \times e^{-\mu(E)L} \quad (3.8)$$

$$q_{2p} = \sum_{E=E_{\min}}^{E_{\max}} E \times \phi(E) \times IF(E) \times e^{-\mu(E)L} \times e^{-\Delta\mu(E)x} \quad (3.9)$$

Onde:

- $E$  é a energia do fóton;
- $\phi(E)$  é a fluência de fótons incidente para cada energia  $E$ ;
- $IF(E)$  é a fração da energia  $E$  do fóton absorvida no detector;
- $\mu$  é o coeficiente de atenuação linear do tecido mamário normal circundante para cada energia  $E$ ;
- $\Delta\mu$  é a diferença entre os coeficiente de atenuação do tecido mamário normal e da massa tumoral para cada energia  $E$ .

Os coeficientes de atenuação linear dos tecidos normais (adiposos e glandulares) e neoplásicos (carcinomas) e suas respectivas densidades foram obtidos experimentalmente. O coeficiente de atenuação linear para a mama média foi calculado a partir destes resultados experimentais, utilizando a regra das misturas.

As fluências de energia absorvida no sistema tela filme devido aos fótons primários  $q_1$  e  $q_2$  foram calculadas considerando um detector ideal, com  $IF(E) = 1$  em todo o intervalo de energias do fóton.

### 3.5.4 – Contribuições dos Fótons Espalhados

Para introduzir a intensidade espalhada no cálculo do contraste objeto, analisou-se a situação em que  $q_2 = q$  e  $q_1 = q + \Delta q$ , onde as contribuições relativas aos fótons primários e espalhados foram consideradas separadamente ( $q_i = q_{i_p} + q_{i_s}$ ). Além disso, considerou-se que a radiação espalhada distribui-se uniformemente no receptor de imagem, de forma que  $q_{1s} = q_{2s} = q_s$ .

#### Cálculo da Razão entre a Intensidade Espalhada e Primária

Para cada composição e espessura da mama, a razão entre a intensidade espalhada e primária foi calculada considerando inicialmente apenas fótons que sofreram espalhamento simples, sendo que posteriormente foram feitas correções para introduzir o efeito do múltiplo espalhamento.

Para o desenvolvimento dos cálculos, foi considerada a forma geométrica mais simples de uma mama comprimida, representada por um cilindro de área transversal  $80 \text{ cm}^2$ . Inicialmente, a intensidade espalhada por uma espessura  $dx$  em um ângulo sólido  $d\Omega$ , para cada energia do fóton  $E$ , em um ângulo  $\theta$ , foi obtida a partir da relação:

$$d^2 q_s = q_0 \cdot e^{-\mu x} \cdot n_v \frac{d\sigma}{d\Omega} \cdot e^{-\frac{\mu(L-x)}{\cos\theta}} \cdot dx d\Omega \quad (3.10)$$

onde  $q_0$  é a intensidade incidente,  $\mu$  é o coeficiente de atenuação linear do tecido mamário normal,  $n_v$  é o número de átomos por unidade de volume,  $d\sigma/d\Omega$  é a seção de choque diferencial para o espalhamento,  $\theta$  é o ângulo de espalhamento e  $L$  é a espessura da mama.

Na equação 3.10, a absorção dos fótons incidentes e espalhados é analisada assumindo-se que nenhuma mudança de energia ocorre. Esta simplificação é válida uma vez que na direção de espalhamento analisada o processo coerente é predominante, e a mudança de energia para o espalhamento Compton é em torno de  $1,5 \text{ keV}$  para  $28 \text{ keV}$ , em um ângulo de espalhamento de  $90^\circ$ , produzindo diferenças de até 4%.

A intensidade espalhada para cada ângulo  $\theta$ , em toda a espessura da mama, foi calculada utilizando a equação:

$$dq_s = 2\pi \operatorname{sen}\theta \cdot d\theta \cdot q_0 \cdot (N_A \cdot \rho) \cdot \left( \frac{F^2}{M} \cdot \frac{d\sigma}{d\theta} \Big|_{Th} + \frac{S}{M} \cdot \frac{d\sigma}{d\theta} \Big|_{KN} \right) \cdot \int_0^L e^{-\mu x} \cdot e^{-\frac{\mu(L-x)}{\cos\theta}} \cdot dx \quad (3.11)$$

onde  $N_A$  é o número de Avogrado,  $\rho$  é a densidade da mama,  $M$  é a massa molecular,  $F$  é o fator de forma para o espalhamento coerente,  $d\sigma/d\theta|_{Th}$  é a seção de choque diferencial Thomson,  $S$  é a função do espalhamento incoerente e  $d\sigma/d\theta|_{KN}$  é a seção de choque diferencial de Klein-Nishina.

Integrando-se a equação (3.11), a intensidade espalhada em cada ângulo  $\theta$  é obtida:

$$dq_s = \frac{2\pi \operatorname{sen}\theta \cos\theta}{\mu (\cos\theta - 1)} \cdot q_0 \cdot (N_A \cdot \rho) \times (e^{-\mu L/\cos\theta} - e^{-\mu L}) \times \left( \frac{F^2}{M} \cdot \frac{d\sigma}{d\theta} \Big|_{Th} + \frac{S}{M} \cdot \frac{d\sigma}{d\theta} \Big|_{KN} \right) \cdot d\theta \quad (3.12)$$

Os valores de  $F^2/M$  e  $S/M$  para cada tipo de mama foram calculados de acordo com o modelo atômico independente, a partir da composição química desta e dos valores tabulados para cada elemento químico (CHAN E DOI, 1983). As composições químicas dos tecidos mamários normais analisados foram obtidas do ICRU 44 (1989).

Com o objetivo de simplificar o desenvolvimento do cálculo e diminuir o tempo de computação, foram utilizadas aproximações analíticas simples para o cálculo de  $F$  e  $S$  para cada elemento químico, como proposto por Baró *et al* (BARÓ ET AL, 1994). Desta forma, foram utilizadas as equações:

$$F(x, Z) = \begin{cases} f(x, Z) = Z \cdot \frac{1 + a_1 x^2 + a_2 x^3 + a_3 x^4}{(1 + a_4 x^2 + a_5 x^4)^2} \\ \max\{f(x, Z), F_k(q, Z)\} & \text{se } Z > 10 \text{ e } f(x, Z) < 2 \end{cases} \quad (3.13)$$

$$S(x, Z) = Z \cdot \left( 1 - \frac{1 + b_1 x^2 + b_2 x^3 + b_3 x^4}{(1 + b_4 x^2 + b_5 x^4)^2} \right) \quad (3.14)$$

onde  $x$  é o momento transferido,  $Z$  é o número atômico,  $a_n$  e  $b_n$  são parâmetros tabulados para cada elemento químico por Baró *et al* (BARÓ *ET AL*, 1994). A função  $F_K(q, Z)$  fornece a contribuição dos dois elétrons da camada  $K$  para o fator de forma, e foi calculada a partir da relação:

$$F_K(q, Z) = \frac{\text{sen}(2\gamma \arctan Q)}{\gamma Q(1+Q^2)^\gamma} \quad (3.15)$$

onde  $q = 4\pi \hbar x$ ,  $\gamma = (1-a^2)^{1/2}$ ,  $Q = \frac{q}{2mca}$ ,  $a = (Z - 5/16) \times \alpha$ ,  $m$  é a massa do elétron,  $c$  é a velocidade da luz e  $\alpha$  é a constante de estrutura fina ( $\alpha \approx 1/137$ ).

Os resultados encontrados a partir destas equações analíticas simplificadas para cada elemento químico que compõe os tecidos mamários, foram confrontados com as tabelas publicadas por Hubbel *et al* (HUBBEL *ET AL*, 1975), apresentando diferenças percentuais menores que 0,5%.

Utilizando as equações (3.12), (3.13), (3.14) e (3.15), foram calculados valores da intensidade espalhada para cada energia, ângulo de espalhamento, geometria e composição da mama. A intensidade espalhada total que atinge um ponto do receptor de imagem foi obtida integrando a intensidade espalhada sobre todos os possíveis ângulos de espalhamento que contribuíssem para a degradação do contraste. A integral numérica foi calculada entre  $\theta=0^\circ$  e  $\theta_{max}$ , sendo  $\theta_{max}$  o ângulo máximo considerado para que os fótons espalhados atingissem o receptor de imagem. O ângulo  $\theta_{max}$  foi determinado através das condições geométricas (espessura e diâmetro da mama) de forma a otimizar o tempo de computação. A intensidade de fótons primários transmitidos foi calculada para cada energia como sendo  $q_p = q_o \cdot e^{-\mu L}$ . Assim, a fração entre a intensidade espalhada e primária foi determinada a partir da equação (3.16), utilizando métodos de integração numérica.

$$\frac{S}{P}(E) = \frac{q_s}{q_p} = \frac{\int_{\theta=0}^{\theta_{max}} \frac{dq_s}{d\theta} d\theta}{q_p(E)} \quad (3.16)$$

Os valores da fração  $S/P$  foram corrigidos para fornecer resultados para múltiplo espalhamento com base nos resultados obtidos a partir de simulação de Monte Carlo por

Poletti *et al* (POLLETI *ET AL*, 2001). Finalmente, para cada combinação de composição e espessura da mama e espectro de raios-X, a média de  $S/P$  foi calculada sobre as intensidades relativas do espectro. A partir desse valor foi obtido o fator de degradação do contraste por espalhamento:

$$CDF = \frac{1}{1+S/P} \quad (3.17)$$

O fator de degradação do contraste ( $CDF$ ) foi utilizado para incluir a contribuição do espalhamento no cálculo do contraste objeto.

### 3.5.5 – Cálculo do Contraste Objeto

Utilizando as fluências de raios-X absorvidas pelo sistema tela-filme, calculadas considerando somente a contribuição dos fótons primários, o contraste objeto foi obtido a partir da definição:

$$SC = \ln\left(\frac{q_1}{q_2}\right) \quad (3.18)$$

O contraste objeto primário também foi calculado considerando a simplificação encontrada na literatura, válida para contrastes pequenos ( $SC \ll 1$ ), através da relação:

$$SC = \frac{\Delta q}{q} = \frac{q_1 - q_2}{q_2} \quad (3.19)$$

O contraste objeto de cada detalhe contrastante também foi obtido considerando a radiação espalhada chegando ao receptor de imagem. Para isto, foram utilizadas a definição e a simplificação para baixos valores de contraste objeto:

$$SC = \ln\left(1 + \frac{\Delta q_p}{q_p} \cdot CDF\right) \quad (3.20)$$

$$SC = \frac{\Delta q}{q} \cdot CDF \quad (3.21)$$

O contraste objeto foi calculado para uma massa tumoral de espessura  $x$  variando de 1 a 10 mm, e também para uma microcalcificação de espessura variando entre 0,1 e 0,5  $\mu\text{m}$ , presente em mamas de diferentes composições e espessuras. Para estes cálculos, foram utilizados os espectros tabulados para as combinações anodo-filtro mais utilizadas em mamografia (Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh) e considerando todas as tensões de operação do tubo de raios-X disponíveis nas tabulações utilizadas.

A incerteza no cálculo teórico do contraste objeto foi obtida a partir da propagação de erros na medida do coeficiente de atenuação e na tabulação do espectro, que contribuíam para o cálculo das fluências de energia absorvidas no detector, devido aos fótons primários e espalhados.

### 3.5.6 – Limites de Detecção

A visualização de diferentes tecidos da mama na imagem mamográfica é dificultada pela dimensão reduzida da massa tumoral nos estágios mais precoces da doença, e também devido à similaridade entre os coeficientes de atenuação dos tecidos normais e neoplásicos. Assim, torna-se importante estimar limites de detecção de massas tumorais presentes em mamas de diferentes espessuras e composições, verificando também a dependência com as características do espectro utilizado.

Desconsiderando os efeitos de falta de resolução e o ruído na imagem, a visualização de lesões dentro da mama está relacionada com o contraste objeto, com o sistema receptor de imagens e com o observador. Para que seja possível distinguir estruturas em uma imagem radiográfica, uma diferença de densidade óptica em torno de 2% é necessária (BRODIE E GUTCHECK, 1982). Em um exame de mamografia convencional, considerando um sistema tela-filme, uma densidade óptica de background de 1,4 é um valor típico, já que é ideal para se obter o máximo de contraste (POLETTI, 1997).

Para estimarmos limites de detecção para o contraste objeto, consideramos a relação entre contraste na imagem e contraste objeto:

$$\Delta D = D_1 - D_2 = G \log\left(\frac{q_1}{q_2}\right) = 0,4343 \times G \times SC \quad (3.22)$$

onde  $G$  (contraste do filme) é o gradiente do filme determinado a partir da curva sensitométrica e  $SC$  é o contraste-objeto.

Desta forma, o limite de detecção para o contraste objeto foi obtido considerando combinações tela-filme: Min-R/Ortho-M e Min-R/Min-R da Kodak<sup>®</sup>, que possuem, respectivamente, um gradiente médio de 3,4 e 2 entre as densidades ópticas correspondentes.

### 3.6 – Dose Média Absorvida na Mama Inteira

A dose média absorvida pela mama ( $\bar{D}$ ), foi determinada a partir da exposição de entrada na pele ( $X_{ar}$ ) e da dose média normalizada ( $\bar{D}_N$ ), ambos obtidos a partir de cálculos analíticos, conforme a equação (3.23):

$$\bar{D} = \bar{D}_N \cdot X_{ar} \quad (3.23)$$

A dose média absorvida na mama é uma função da composição e espessura da mama, da qualidade do feixe ( $CSR$ ,  $kVp$  e combinação anodo-filtro) e, também, do receptor de imagem. Estes parâmetros foram considerados no cálculo da dose média normalizada e da exposição na entrada da pele descritos a seguir. A variância nos valores obtidos para a dose absorvida foi calculada considerando as incertezas de todos os componentes, utilizando propagação dos erros.

#### 3.6.1 – Exposição na Entrada da Pele para uma Imagem Otimizada

No exame mamográfico, os valores de exposição incidente dependem da espessura e composição da mama, da qualidade do feixe utilizado, e também das características do receptor de imagem. Para uma dada combinação tela-filme e parâmetros de processamento, uma correta exposição no filme requer um valor específico da intensidade de raios-X transmitida pela mama. Assim, a exposição incidente na mama deve ser suficiente para que a exposição no receptor de imagem possa formar uma imagem de qualidade (SKUBIC E

FATOUROS, 1986; YAFFE, 1994). Todos os resultados mostrados neste trabalho são tais que a exposição no filme seja constante após atravessar a mama, resultando numa densidade óptica de aproximadamente 1,4 para o background.

Os valores de exposição ótima no filme ( $R_I$ ) necessários para uma densidade óptica de 1,4, foram obtidos experimentalmente e comparados com trabalhos previamente publicados (NIELSEN E CARLSSON, 1984; NISHIKAWA E YAFFE, 1985; KODAK COMPANY, 2000). A exposição em um receptor de imagem corresponde à exposição de saída da mama, e contém contribuições de fótons primários e espalhados (SKUBIC E FATOUROS, 1986; SKUBIC E FATOUROS, 1989). Dessa forma, a exposição ótima  $R_I$  também pode ser escrita em termos da componente primária da exposição de saída ( $X_{ex}$ ) e da razão  $S/P$ , através da equação (3.24):

$$R_I = X_{ex} \left( 1 + \frac{S}{P} \right) \quad (3.24)$$

Por outro lado, a exposição de saída, considerando apenas fótons primários, está relacionada com a exposição incidente a partir da equação:

$$Z' = \frac{X_{ar}}{X_{ex}} \quad (3.25)$$

Valores de  $Z'$  podem ser obtidos utilizando os espectros tabulados para diferentes combinações anodo filtro e os coeficientes de atenuação obtidos experimentalmente. Inicialmente, para o cálculo de  $Z'$ , os espectros incidentes utilizados correspondiam a uma exposição de 1R (0,256 mC/kg) no ar. Cada um dos espectros foi atenuado por mamas de diferentes composições e espessuras, e a exposição de saída correspondente foi calculada. A partir destes resultados, foram obtidos valores de  $Z'$  para cada situação.

Finalmente, a exposição na entrada da pele para uma imagem otimizada foi determinada como uma função de  $R_I$ ,  $Z'$  e da fração  $S/P$ , a partir da equação:

$$X_{ar} = \frac{Z' \cdot R_I}{(1 + S/P)} \quad (3.26)$$

Para obter a exposição incidente na entrada da pele ( $X_{ar}$ ), considerou-se o exame de mamografia convencional e as combinações tela-filme Min-R/Ortho-M e Min-R/Min-R da Kodak®. Dessa forma, a exposição na entrada da pele para cada composição, geometria e qualidade do feixe foi obtida a partir das características de atenuação de cada tecido, do espectro desejado e do sistema receptor de imagem. A fração  $S/P$  utilizada foi a mesma obtida para o cálculo do fator de degradação do contraste.

### 3.6.2 – Determinação do Coeficiente de Absorção de Energia

Como foi mencionado na seção 2.1.6, o coeficiente de absorção de energia para cada material foi calculado através da equação:

$$\frac{\mu_{en}(E)}{\rho_B} \cong \frac{\mu_{tr}(E)}{\rho_B} = \left( \frac{\sigma_{tr}/\rho}{\sigma/\rho} \right) \times \left( \frac{\mu}{\rho_B} \right) \quad (3.27)$$

onde  $\mu_{tr}(E)/\rho_B$  é o coeficiente de transferência de energia do tecido mamário,  $\sigma_{tr}/\rho$  e  $\sigma/\rho$  são, respectivamente, as seções de choque de transferência de energia e total para tecidos mamários, obtidos a partir das tabelas de Higgins *et al* (HIGGINS *ET AL*, 1992).

### 3.6.3 – Dose Média Normalizada

O cálculo da dose média normalizada na mama inteira foi desenvolvido a partir de expressões analíticas, considerando uma mama comprimida e homogênea de diferentes composições (adiposa, glandular e média) com espessuras  $L$  variando de 2 a 8 cm. Não foi considerada nenhuma cobertura de pele ou tecido adiposo. Esta aproximação simplifica as equações analíticas utilizadas, sendo consistente com os trabalhos de outros autores (STATON *ET AL*, 1984; SKUBIC E FATOUROS, 1986; SKUBIC E FATOUROS, 1989).

Para espectros de raios-X normalizados para uma exposição de 1 R no ar, que contém fótons de várias energias, a dose média normalizada é obtida pela soma em todo o espectro e pode ser determinada a partir da expressão analítica:

$$\bar{D}_N = \frac{1,602 \times 10^{-8}}{L \rho} \times \left\{ \sum_{E=0}^{E_{\max}} \alpha(E) \cdot E \cdot \phi \cdot dE \right\} \quad (3.28)$$

Onde:

- $\bar{D}_N$  é a dose média normalizada em  $mGy/R$ ;  
 $L$  é a espessura da mama em  $cm$ ;  
 $\rho$  é a densidade da mama em  $g/cm^3$ ;  
 $\alpha(E)$  é a fração de energia removida do feixe que é absorvida no tecido mamário;  
 $\phi$  é a fluência de fótons incidentes para cada energia  $E$ , em  $fótons/mm^2$   
 $1,602 \times 10^{-8}$  é uma constante que representa a conversão de unidades para  $mGy/R$ .

Neste trabalho foram utilizadas duas formas simplificadas para o cálculo da dose média normalizada, que estabelecem os limites inferior e superior, e uma forma mais completa que inclui além das contribuições das interações primárias, as interações secundárias de multiplicidade de primeira e segunda ordem na absorção de energia pelo tecido mamário.

### 3.6.3.1 – Limite Inferior

Quando se considera que a fração de energia absorvida pelo tecido mamário deve-se somente às interações primárias, a dose calculada terá um valor subestimado. Neste caso, supõe-se que todos os fótons secundários produzidos dentro do meio de interesse escapam sem transferir energia, e a dose absorvida terá, portanto, um limite inferior.

Para obter-se o limite inferior da dose média normalizada, referente somente às interações primárias, a expressão para  $\alpha(E)$  torna-se mais simples, assumindo a forma:

$$\alpha(E)_{\min} = (1 - e^{-\mu(E) \cdot L}) \times \left( \frac{\mu_{en}(E)}{\mu(E)} \right) \quad (3.29)$$

### 3.6.3.2 – Limite Superior

Uma aproximação que dá origem a um valor superestimado para a dose absorvida é obtida considerando-se que todos os fótons que sofreram qualquer interação são absorvidos,

ou seja, nenhum fóton que interagiu escapa do material. Esta aproximação equivale a considerar a mama como sendo infinita lateralmente, mas com uma espessura bem definida (NIELSEN E CARLSSON, 1984).

Neste caso, define-se um limite superior para  $\alpha(E)$ , obtido a partir da equação analítica simplificada:

$$\alpha(E)_{\max} = \left(1 - e^{-\mu(E).L}\right) \quad (3.30)$$

Os valores de  $\alpha(E)$  para ambos os casos foram determinados considerando mamas de diferentes espessuras e composições.

### 3.6.3.3 – Aproximação mais Completa

O cálculo mais completo para estimar a fração da energia incidente que é absorvida pela mama baseia-se nas seções de choque individuais para cada tipo de interação, obtidas das tabelas de Berger e Hubbel (BERGER E HUBBEL, 1987), e nas seções de choque diferenciais para o espalhamento coerente e incoerente, calculados a partir da regra das misturas, utilizando a composição química de cada tecido e as parametrizações de  $F$  e  $S$  como proposto por Baró *et al* (BARÓ ET AL, 1994). O cálculo desenvolvido neste trabalho fundamenta-se nas seguintes considerações.

Inicialmente a mama de espessura  $L$  foi dividida em  $n$  fatias de espessuras  $dy < 1$  mm, valor menor que o livre caminho médio do fóton para todas as energias analisadas, este valor assegura uma única interação nessa fatia. Utilizando os coeficientes de atenuação para cada composição da mama, o número de fótons incidentes que interagiram em cada fatia ( $N_{fatia,E}$ ) foi calculado a partir da equação (3.31):

$$N_{k,E} = N_{fatia,E} = N_{inc} \cdot \left(e^{-\mu(E).dy.(k-1)}\right) \times \left(1 - e^{-\mu(E).dy}\right) \quad (3.31)$$

Onde:

$N_{inc}$  é o número de fótons de cada energia incidentes na mama;

$\mu(E)$  é o coeficiente de atenuação linear do tecido mamário para cada energia utilizada;

$dy$  é a espessura de cada fatia;

$k$  é um índice que varia de 1 a  $n$ , representando a  $k$ -ésima fatia.

Entretanto, os fótons podem interagir por diferentes processos, tais como absorção e espalhamento, sendo que a energia absorvida depende da natureza de cada um desses processos. Assim, o próximo passo foi calcular o número de fótons incidentes que sofreram cada tipo de interação, utilizando as seções de choque parciais para cada composição da mama.

$$N_{k,E}^{fot} = N_{k,E} \times \frac{\tau}{\sigma} \quad (3.32)$$

$$N_{k,E}^{coe} = N_{k,E} \times \frac{\sigma_{coe}}{\sigma} \quad (3.33)$$

$$N_{k,E}^{incoe} = N_{k,E} \times \frac{\sigma_{incoe}}{\sigma} \quad (3.34)$$

Onde:

$N_{k,E}^{fot}$  é o número de fótons que sofreram efeito fotoelétrico em cada fatia;

$\sigma$  é a seção choque total para cada energia em uma dada composição;

$\tau$  é a seção choque para o efeito fotoelétrico;

$N_{k,E}^{coe}$  é o número de fótons que sofreram espalhamento coerente em cada fatia;

$\sigma_{coe}$  é a seção choque para o espalhamento coerente;

$N_{k,E}^{incoe}$  é o número de fótons que sofreram espalhamento incoerente em cada fatia;

$\sigma_{incoe}$  é a seção choque para o espalhamento incoerente.

Porém, fótons podem ser espalhados em diferentes ângulos. A probabilidade de espalhamento em qualquer direção é dada pela seção de choque diferencial de cada tipo de espalhamento. Assim, para cada fatia, calculamos o número de fótons espalhados em cada ângulo, por cada processo, através das relações:

$$N_{k,\theta,E}^{coe} = N_{k,E}^{coe} \times \frac{2\pi \operatorname{sen}\theta \cdot \frac{d\sigma_{coe}(\theta)}{d\theta}}{\sum_{\theta} 2\pi \operatorname{sen}\theta \cdot \frac{d\sigma_{coe}(\theta)}{d\theta}} \quad (3.35)$$

$$N_{k,\theta,E}^{incoe} = N_{k,E}^{incoe} \times \frac{2\pi \operatorname{sen}\theta \cdot \frac{d\sigma_{incoe}(\theta)}{d\theta}}{\sum_{\theta} 2\pi \operatorname{sen}\theta \cdot \frac{d\sigma_{incoe}(\theta)}{d\theta}} \quad (3.36)$$

onde  $d\sigma_{coe}/d\Omega$  é a seção de choque diferencial para o espalhamento coerente e  $d\sigma_{incoe}/d\Omega$  é a seção de choque diferencial para o espalhamento incoerente. Ambas as seções de choque foram obtidas considerando o modelo atômico independente, de maneira análoga à descrita no cálculo da fração  $S/P$  (seção 3.5.4).

Assim, conhecendo o número de fótons que interagiram em cada fatia, calculou-se a energia absorvida em cada interação. Considerou-se que os fótons que interagiram através do efeito fotoelétrico entregaram toda sua energia para o material. A energia absorvida, neste caso, foi calculada a partir de:

$$E_{abs}^{tot} = \sum_k E \times N_{k,N}^{tot} \quad (3.37)$$

Os fótons que sofreram espalhamento coerente não entregaram nenhuma energia na interação, permanecendo com a mesma energia do fóton incidente. Para os fótons que sofreram espalhamento incoerente, a energia absorvida em cada interação foi calculada em função do ângulo de espalhamento. A energia absorvida pela mama, considerando somente o espalhamento incoerente em todas as fatias, foi calculada a partir da equação:

$$E_{abs}^{incoe} = \sum_k \sum_{\theta} E_{k,\theta,E}^{incoe} = \sum_k \sum_{\theta} \left( N_{k,\theta,E}^{incoe} \times \left( \frac{\gamma \cdot (1 - \cos\theta)}{1 + \gamma \cdot (1 - \cos\theta)} \right) \right) \quad (3.38)$$

onde  $\gamma = E/m_0c^2$ , com  $m_0$  sendo a massa de repouso do elétron e  $c$  a velocidade da luz.

Os fótons que sofreram espalhamento simples podem interagir novamente antes de deixarem o material, entregando toda ou parte de sua energia. Essa energia também irá

contribuir para a dose absorvida, sendo significativa principalmente para mamas mais espessas. Assim, a próxima etapa foi considerar interações secundárias.

Inicialmente foram interpoladas as novas seções de choque e coeficientes de atenuação para fótons que interagiram por espalhamento incoerente e tiveram sua energia modificada. Para os fótons que sofreram espalhamento simples, sua direção de propagação após sofrer espalhamento foi determinada, e calculou-se a probabilidade destes deixarem a mama sem interagir. Esse cálculo foi realizado conhecendo-se a fatia onde ocorreu a interação primária e a posição do fóton incidente na área perpendicular ao feixe incidente. O número de fótons espalhados através do processo incoerente na interação primária, e que posteriormente sofreram outra interação, foi calculado de forma geral a partir da relação:

$$N_2^{incoe} = N_{k,\theta,E}^{incoe} \times (1 - e^{-z \cdot \mu_2}) \quad (3.39)$$

Onde  $z_{\theta,k,p,\phi}$  é o caminho percorrido pelo fóton até sair da mama, obtido como uma função dos ângulos de espalhamento  $\theta$  e  $\phi$ , da posição do fóton incidente na superfície da mama ( $p$ ) e da fatia onde ocorreu a interação primária ( $k$ ). O coeficiente de atenuação  $\mu_2$  foi interpolado para a energia do fóton espalhado pelo processo incoerente na primeira interação. Uma equação análoga foi utilizada para fótons que sofreram espalhamento coerente na interação primária.

A partir do número de fótons espalhados em uma interação primária e que sofreram uma segunda interação, um cálculo análogo ao demonstrado nas equações (3.32), (3.33), (3.34), (3.35) e (3.36) foi realizado para estimar as formas de interações secundárias sofridas pelos fótons. De maneira análoga à demonstrada nas equações (3.37) e (3.38), a energia depositada na mama em interações secundárias foi calculada.

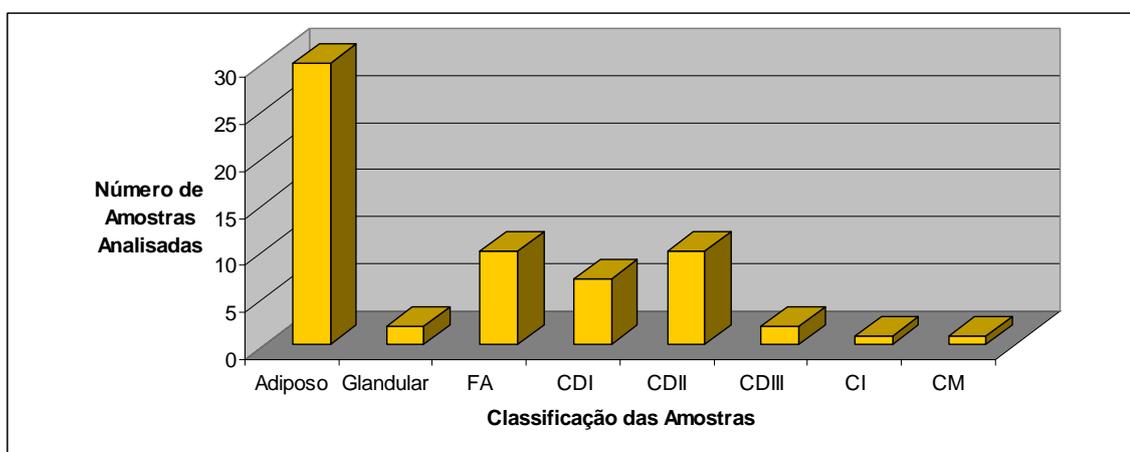
Finalmente, o valor  $\alpha(E)$  foi calculado a partir da razão entre a energia total depositada na mama em interações primárias e secundárias, e da energia total incidente, considerando mamas de diferentes espessuras e composições.

## CAPÍTULO 4

### RESULTADOS E DISCUSSÕES

#### 4.1 – Amostras de Tecido Mamário Analisadas

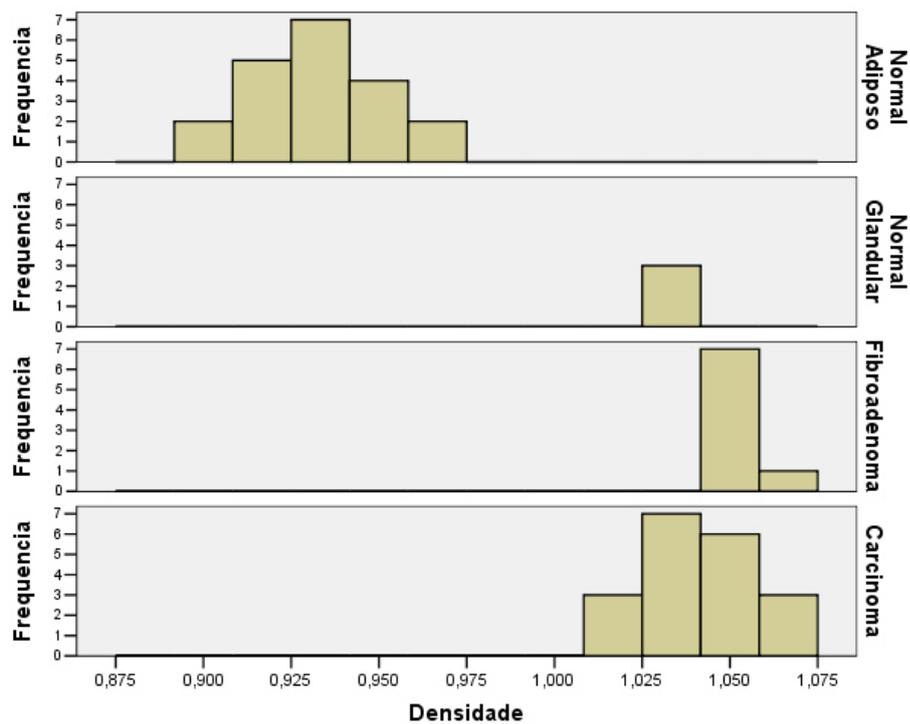
Foram coletadas 63 amostras de tecidos mamários, classificadas como tecido normal (adiposo e glandular), fibroadenoma (neoplasia benigna) e diversos tipos de carcinomas (neoplasias malignas), tais como carcinomas ductais de grau I, II e III, intraductais e mucinoso. A figura 4.1 mostra a proporção do número de tecidos analisados em função de sua classificação histológica.



**Figura 4.1** – Quantidade de amostras analisadas. TN = tecidos normais, FA = fibroadenomas, CDI, CDII, CDIII = carcinomas ductais de grau I, II e III respectivamente, CI = carcinoma intraductal e CM = carcinoma mucinoso.

#### 4.1 – Medidas de Densidade

A figura 4.2 apresenta os histogramas para os valores de densidade dos tecidos mamários normais e neoplásicos analisados neste trabalho.



**Figura 4.2** – Histograma representando a distribuição das densidades dos tecidos mamários.

Verifica-se que a densidade dos tecidos normais adiposos é menor que a de todos os outros tecidos analisados, entretanto existe uma similaridade entre os valores de densidade de tecidos normais glandulares e neoplásicos. A grande variabilidade existente nos valores encontrados para tecidos adiposos deve-se a não homogeneidade da amostra, que poderia ter diferentes quantidades de colágeno em sua composição.

A tabela 4.1 apresenta os valores médios de densidade das amostras analisadas. Estes resultados são comparados com os valores apresentados por ICRP 23 (1975), Hammerstein *et al* (HAMMERSTEIM *ET AL*, 1979), Woodard e White (WOODARD E WHITE, 1986), Johns e Yaffe (JOHNS E YAFFE, 1987) e Poletti (POLETTI, 2001).

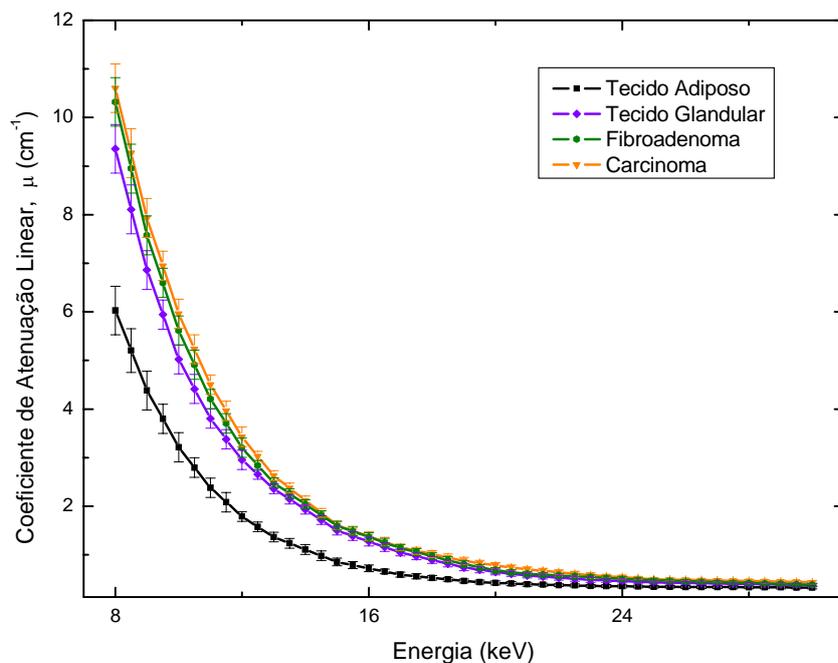
**Tabela 4.1** – Densidades dos tecidos mamários analisados neste trabalho e encontrados na literatura.

	Densidade ( $g.cm^{-3}$ )			
	Adiposo	Glandular	Fibroadenoma	Carcinoma
Neste trabalho	0,93 ± 0,02	1,03 ± 0,01	1,05 ± 0,01	1,04 ± 0,02
ICRP 23 (1975)	0,92			
Hammerstein <i>et al</i> (1979)	0,93	1,04		
Woodard e White (1986)	0,95	1,02		
Johns e Yaffe (1987)	0,928	1,013	1,042	1,044
Poletti (2001)	0,92 ± 0,02	1,04 ± 0,02		1,04 ± 0,02

Em geral, os resultados encontrados neste trabalho concordam com os dados experimentais anteriormente publicados dentro de uma faixa de 2%. Essas diferenças podem ser justificadas pelas diferentes metodologias utilizadas e pelo pequeno número de amostras analisadas por alguns autores.

#### 4.2 – Coeficiente de Atenuação Linear

A figura 4.3 mostra os resultados médios obtidos para as amostras de tecido normal adiposo, tecido normal glandular, fibroadenoma (neoplasia benigna) e a média para os diferentes tipos de carcinomas (neoplasias malignas).



**Figura 4.3** – Valores médios e desvios padrão dos coeficientes de atenuação dos tecidos mamários analisados.

Pode-se observar que a média dos coeficientes de atenuação de tecidos normais adiposos é significativamente menor do que dos outros tipos de tecido em toda faixa de energia analisada neste trabalho. Enquanto que tecidos normais glandulares, fibroadenomas e carcinomas possuem valores e comportamentos similares, sendo que a diferença entre estes grupos diminui com o aumento da energia do feixe. Não foram encontradas diferenças significativas para os diferentes tipos de carcinomas analisados neste trabalho, as diferenças

existentes são menores que o desvio padrão em cada grupo de tecidos neoplásicos de mesma classificação histológica.

Para uma energia de 17,44 keV, utilizada em mamografia, a análise comparativa dos resultados mostra que a diferença na atenuação entre tecidos normais adiposos e carcinomas é em torno de 60%, enquanto que para fibroadenomas esta diferença cai para 55%.

As tabelas 4.2, 4.3 e 4.4 mostram os valores médios dos coeficientes de atenuação linear das amostras medidas. Os resultados obtidos são comparados com valores experimentais previamente publicados para cada tipo de tecido mamário (WHITE, 1980; JOHNS E YAFFE, 1987; POLETTI, 2001), além de valores teóricos calculados de acordo com a regra das misturas, que utiliza a composição elementar dos tecidos e os coeficientes de atenuação de cada elemento químico. Diferentes valores foram obtidos utilizando a regra das misturas: (a) usando os dados do ICRP 23 (1975), (b) usando os valores de composições químicas de Hammerstein *et al* (HAMMERSTEIN *ET AL*, 1979) e (c) usando as composições obtidas por Woodard e White (WOODARD E WHITE, 1986) e publicadas no ICRU 44 (1989).

**Tabela 4.2** – Coeficiente de atenuação linear de tecidos normais adiposos medidos neste trabalho, obtidos em trabalhos previamente publicados e calculados através da regra das misturas para diferentes energias ( $\text{cm}^{-1}$ ).

Adiposo	Energia do Fóton (keV)					
	9,88	17,44	18	20	25	30
Neste trabalho	3,3±0,2	0,69±0,05	0,62±0,05	0,46±0,04	0,36±0,03	0,29±0,03
White (1980)	2,907	0,606				
Johns e Yaffe (1987)			0,558	0,456	0,322	0,264
Poletti (2001)		0,64±0,03				
ICRP N° 23 (1975)	2,91	0,66	0,62	0,50	0,34	0,27
Hammerstein <i>et al</i> (1979)	2,95	0,67	0,63	0,50	0,34	0,28
Woodard e White (1986)	3,24	0,72	0,67	0,52	0,37	0,29

**Tabela 4.3** – Coeficientes de atenuação linear medidos neste trabalho, apresentados na literatura e calculados a partir da regra das misturas para tecido fibroglandular ( $\text{cm}^{-1}$ ).

Glandular	Energia do Fóton (keV)				
	17,44	18	20	25	30
Neste Trabalho	1,01±0,05	0,97±0,04	0,76±0,04	0,48±0,03	0,36±0,03
Johns e Yaffe (1987)		1,028	0,802	0,506	0,378
Poletti (2001)	1,08±0,04				
Hammerstein <i>et al</i> (1979)	1,04	0,96	0,75	0,48	0,36
Woodard e White (1986)	0,93	0,87	0,68	0,44	0,34

**Tabela 4.4** – Coeficiente linear de atenuação de carcinomas medidos neste trabalho e previamente publicados na literatura em diferentes energias ( $\text{cm}^{-1}$ ).

Carcinoma	Energia do Fóton (keV)			
	18	20	25	30
Neste Trabalho	$1,01 \pm 0,04$	$0,81 \pm 0,03$	$0,52 \pm 0,03$	$0,41 \pm 0,03$
Johns e Yaffe (1987)	1,085	0,844	0,529	0,392

Em geral, os resultados dos coeficientes de atenuação obtidos neste trabalho concordam dentro de  $\pm 10\%$  com os dados experimentais anteriormente publicados. Quando os valores experimentais obtidos são comparados com valores teóricos, calculados a partir da regra das misturas, divergências de até  $\pm 11\%$  são observadas. As maiores discrepâncias surgem quando comparamos os valores obtidos para tecidos normais adiposos, que também apresentam a maior variabilidade dentro do próprio grupo.

### 4.3 – Espectros Mamográficos

Os espectros incidentes para diferentes combinações anodo-filtro, utilizados nos cálculos do contraste e da dose absorvida, são apresentados nas tabelas 4.5, 4.6 e 4.7, juntamente com os valores calculados para a camada semi-redutora (CSR), para a energia efetiva ( $E_{efetiva}$ ) e a energia média ( $\bar{E}$ ), parâmetros estes obtidos através de cálculos numéricos.

**Tabela 4.5** – CSR, energias efetivas e médias do espectro incidente para a combinação anodo-filtro Mo/Mo.

Tensão no Tubo ( $kVp$ )	Mo/Mo		
	CSR ( $mm$ de Al)	$E_{efetiva}$ (keV)	$\bar{E}$ (keV)
22	$0,275 \pm 0,001$	$14,20 \pm 0,3$	$15,6 \pm 0,2$
23	$0,291 \pm 0,001$	$14,46 \pm 0,3$	$15,9 \pm 0,2$
24	$0,304 \pm 0,001$	$14,69 \pm 0,3$	$16,2 \pm 0,2$
25	$0,317 \pm 0,001$	$14,90 \pm 0,3$	$16,4 \pm 0,2$
26	$0,330 \pm 0,001$	$15,11 \pm 0,3$	$16,6 \pm 0,3$
27	$0,341 \pm 0,001$	$15,28 \pm 0,3$	$16,8 \pm 0,3$
28	$0,351 \pm 0,001$	$15,43 \pm 0,4$	$17,0 \pm 0,3$
29	$0,361 \pm 0,001$	$15,58 \pm 0,4$	$17,1 \pm 0,4$
30	$0,370 \pm 0,001$	$15,71 \pm 0,5$	$17,3 \pm 0,4$
35	$0,408 \pm 0,001$	$16,25 \pm 0,5$	$18,3 \pm 0,4$

**Tabela 4.6** – CSR, energias efetivas e médias do espectro incidente para a combinação anodo-filtro Mo/Rh.

Tensão no Tubo ( <i>kVp</i> )	Mo/Rh		
	CSR ( <i>mm</i> de Al)	$E_{efetiva}$ ( <i>keV</i> )	$\bar{E}$ ( <i>keV</i> )
26	0,384 ± 0,001	15,91 ± 0,3	17,5 ± 0,3
27	0,397 ± 0,001	16,10 ± 0,3	17,7 ± 0,3
28	0,408 ± 0,001	16,25 ± 0,3	17,8 ± 0,3
29	0,418 ± 0,001	16,38 ± 0,4	18,0 ± 0,3
30	0,427 ± 0,001	16,51 ± 0,5	18,1 ± 0,4
35	0,461 ± 0,001	16,95 ± 0,5	18,9 ± 0,4

**Tabela 4.7** – CSR, energias efetivas e médias do espectro incidente com combinação anodo-filtro Rh/Rh.

Tensão no Tubo ( <i>kVp</i> )	Rh/Rh		
	CSR ( <i>mm</i> de Al)	$E_{efetiva}$ ( <i>keV</i> )	$\bar{E}$ ( <i>keV</i> )
28	0,402 ± 0,001	16,16 ± 0,4	18,3 ± 0,3
29	0,417 ± 0,001	16,37 ± 0,4	18,6 ± 0,3
30	0,432 ± 0,001	16,57 ± 0,5	18,8 ± 0,3
35	0,494 ± 0,001	17,36 ± 0,5	19,8 ± 0,3

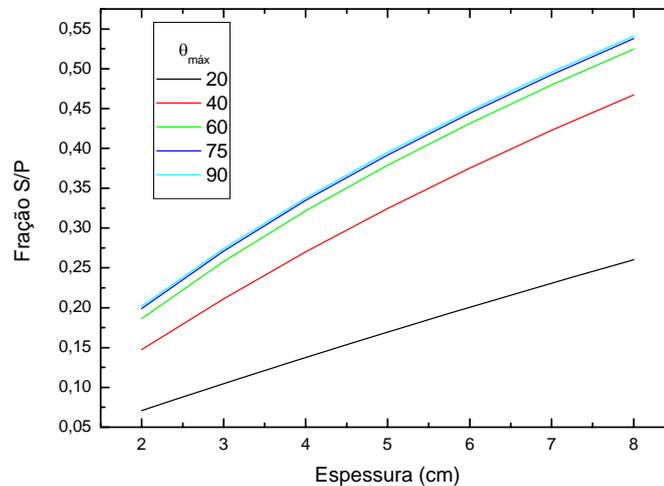
Para uma mesma combinação anodo-filtro, as energias efetivas e médias do espectro aumentam com a tensão no tubo de raios-X. Um aumento também é observado quando são analisadas diferentes combinações anodo-filtro, mantendo a tensão constante, como era esperado. Os valores calculados para a camada semi-redutora de cada espectro analisado estão dentro dos limites considerados aceitáveis, conforme apresentado na resolução n ° 64 da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA, 2003) e na portaria 453 do Ministério da Saúde (Ministério da Saúde, 1998).

#### 4.4 – Contraste Objeto

##### 4.4.1 – Razão entre Intensidade Espalhada e Primária – S/P

A figura 4.4 mostra a razão *S/P* entre a intensidade espalhada e a primária transmitidas através de diferentes espessuras de um fantoma de água para uma energia de 17,44 keV (as incertezas não são mostradas para manter a clareza do gráfico, estando dentro de 6%). Estes resultados são apresentados considerando diferentes valores para o ângulo máximo de

espalhamento que contribuirá para a formação da imagem radiográfica ( $\theta_{m\acute{a}x}$ ). Os resultados apresentados foram obtidos considerando somente o espalhamento simples.



**Figura 4.4** – Razão entre intensidade espalhada e primária S/P em função da espessura de água, para uma energia de 17,44 keV. Os valores foram obtidos considerando diferentes  $\theta_{m\acute{a}x}$ .

Os resultados mostrados na figura 4.4 foram comparados com os apresentados por Magalhães *et al* (MAGALHÃES ET AL, 1995), e observou-se uma discrepância em torno de 5%. Embora estejam dentro da incerteza deste trabalho, tais discrepâncias podem estar relacionadas ao fato de descrevermos o espalhamento coerente a partir do modelo atômico independente, enquanto Magalhães *et al* considera os efeitos de interferência, utilizando perfis de espalhamento obtidos experimentalmente.

A partir da figura 4.4 verifica-se que a maior parte da radiação (em torno de 85%) é espalhada em ângulos menores que  $40^\circ$ . Observa-se também que fótons espalhados em ângulos maiores que  $75^\circ$  não contribuem significativamente na formação da imagem radiográfica. Assim, consideramos nos cálculos posteriores  $\theta_{m\acute{a}x} = 75^\circ$ , visando minimizar o tempo de computação e simplificar o desenvolvimento dos cálculos.

Utilizando os valores corrigidos para o múltiplo espalhamento, a validação dos resultados também foi realizada comparando os valores encontrados neste trabalho com os publicados na literatura (BARNES E BREZOVICH, 1978; DANCE ET AL, 1992; POLETTI ET AL, 2001). Nesta comparação, os valores de S/P calculados para os tecidos mamários apresentam diferenças percentuais menores que 8%.

Na tabela 4.8 são apresentados valores médios da razão S/P obtidos para algumas distribuições espectrais utilizadas nos cálculos, incluindo a contribuição do múltiplo

espalhamento. Considerou-se uma mama adiposa de 4 cm e um receptor de imagem ideal com 100% de eficiência. As variâncias nos valores da razão entre a intensidade espalhada e primária foram obtidas por propagação de erros na equação (3.16), resultando em um coeficiente de variação de até 6%.

**Tabela 4.8** – Razão entre intensidade espalhada e primária  $S/P$  para uma mama adiposa de 4 cm, considerando diferentes tensões e combinações anodo-filtro.

Potencial do Tubo (kVp)	Fração $S/P$		
	Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh
22	0,456		
25	0,459		
28	0,461	0,463	0,463
30	0,461	0,463	0,464

Estes resultados mostram que a variação nos valores da razão  $S/P$  é desprezível com a mudança no potencial do tubo. Isso porque tanto a probabilidade de espalhamento quanto a intensidade de radiação primária transmitida pelo material aumentam com a energia do feixe, fazendo com que o valor de  $S/P$  varie muito pouco para energias maiores que 15 keV (SKUBIC E FATOUROS, 1986).

Na tabela 4.9 são mostrados valores médios da razão  $S/P$ , obtidos para mamas de diferentes composições e espessuras, considerando um espectro de Mo/Mo operando em 28kVp. Considerou-se um receptor de imagem ideal de eficiência 100%.

**Tabela 4.9** – Dependência da razão  $S/P$  com a espessura e composição da mama

Espessura da mama (cm)	Fração $S/P$		
	Adiposa	Média	Glandular
2	0,22	0,25	0,27
4	0,46	0,48	0,50
6	0,66	0,69	0,73

A razão entre a intensidade espalhada e primária  $S/P$  cresce linearmente com o aumento da espessura da mama. Esse comportamento é resultado de um aumento da intensidade da radiação espalhada juntamente com a redução da intensidade primária transmitida. A dependência da razão  $S/P$  com o conteúdo glandular é menos evidente, sendo

resultado dos diferentes tipos de interação, cujas probabilidades dependem da composição química de cada tipo de tecido analisado (BARNES E BREZOVICH, 1978).

#### 4.4.2 – Contraste Objeto Primário

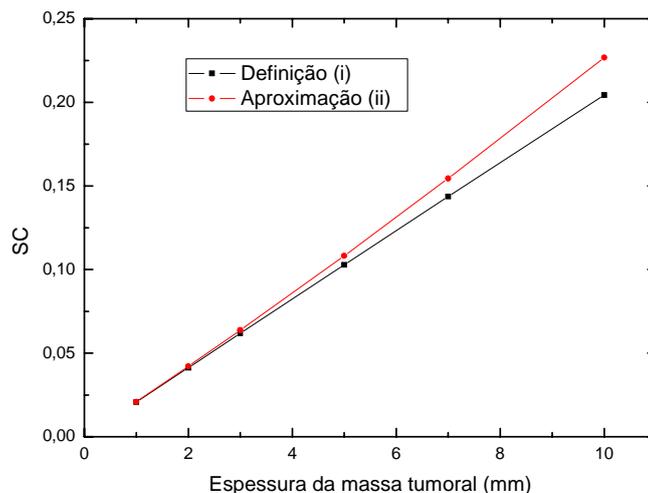
As variáveis utilizadas para o cálculo do contraste objeto primário foram os coeficientes de atenuação de tecidos mamários obtidos experimentalmente no intervalo de 8 a 30 keV, e os espectros tabulados para diferentes tensões no tubo de raios-X e combinações anodo-filtro.

O cálculo do contraste objeto primário foi realizado considerando duas formas:

(i) Cálculo pela definição:  $SC = \ln\left(\frac{q_1}{q_2}\right)$

(ii) Aproximação para baixo contraste:  $SC = \frac{\Delta q}{q} = \frac{q_1 - q_2}{q_2}$

Inicialmente, para verificar a validade da aproximação (ii) e estimar o erro introduzido quando esta é utilizada, analisou-se a dependência do contraste objeto com o tamanho de uma massa tumoral presente em uma mama de composição média de 4 cm, para um espectro de Mo/Mo a 28 kVp. A figura 4.5 mostra os resultados obtidos.



**Figura 4.5** – Contraste objeto primário em função da espessura da massa tumoral, calculado a partir da definição e de aproximações para baixo contraste.

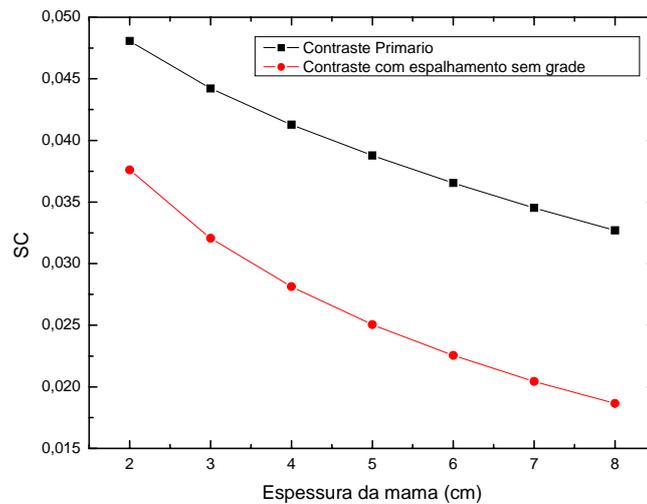
A partir da figura 4.5 verifica-se que quando o contraste objeto é calculado a partir da aproximação (ii) os valores encontrados são superestimados, e observa-se claramente que as diferenças entre os resultados obtidos através da definição e de simplificações tornam-se mais evidentes com o aumento do tamanho da massa tumoral. Isto deve-se ao fato de que a aproximação (ii) é válida somente para pequenos valores de contrastes ( $SC \ll 1$ ) (CARLSSON *ET AL*, 1986).

A variância nos valores de contraste objeto foi obtida por propagação de erros na equação 3.18, considerando as contribuições dos erros dos espectros utilizados e dos coeficientes de atenuação dos tecidos mamários. A incerteza percentual máxima foi de 8% , com média de 4%.

Para uma massa de 5 mm, valor comumente utilizado na literatura no cálculo do contraste objeto, as discrepâncias podem chegar a 5,5%. Este valor pode ser considerado alto visto que na simulação de exames mamográficos pequenas diferenças são limitantes na visualização de pequenas lesões. Devido às diferenças observadas nos valores de contraste objeto quando aproximações são consideradas, a simplificação (ii) para baixos valores de contraste, embora amplamente usada na literatura, não será mais utilizada nos cálculos posteriores, que serão obtidos utilizando apenas a definição (i).

#### **4.4.3 – Contraste Objeto com Espalhamento**

A figura 4.6 apresenta o efeito do espalhamento no cálculo do contraste objeto. Considerou-se uma massa tumoral de 2 mm localizada em uma mama média de diferentes espessuras, e um espectro incidente de Mo/Mo com tensão de 28kVp.

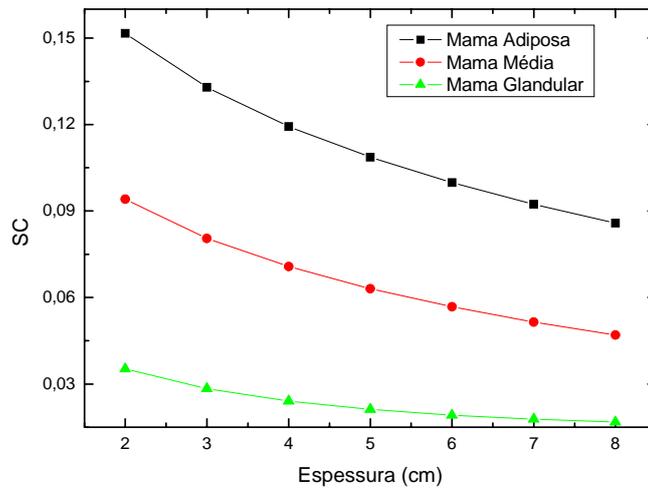


**Figura 4.6** – Contraste objeto de uma massa tumoral em função da espessura da mama, com e sem espalhamento.

Através da figura 4.6 observa-se que quando a radiação espalhada é incluída no cálculo do contraste objeto, este decresce significativamente. Verifica-se também uma diminuição mais acentuada para espessuras maiores, devido ao aumento da razão espalhada para estes casos, conforme mostrado na tabela 4.9. Devido ao efeito deletério da radiação espalhada sobre a imagem ser tão significativo, todos os resultados do contraste objeto apresentados a seguir incluirão esta componente, o que corresponde ao caso da ausência da grade numa situação clínica.

#### 4.4.4 – Dependência do Contraste Objeto com a Espessura e Composição da Mama

O contraste objeto de uma massa tumoral de 5 mm, presente em mamas de diferentes composições e espessuras, é mostrado na figura 4.7. Os valores foram obtidos considerando uma combinação anodo-filtro Mo/Mo a uma tensão de 28 kVp.



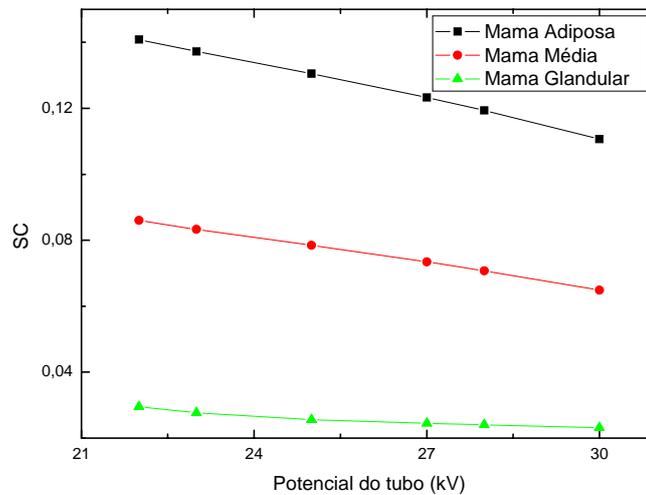
**Figura 4.7** – Dependência do contraste objeto com a espessura e composição da mama, considerando uma combinação anodo-filtro de Mo/Mo e 28 kVp.

O contraste objeto diminui com a espessura para qualquer composição da mama. Este decréscimo está relacionado com dois fatores: (i) com o aumento da fração  $S/P$  com a espessura devido ao aumento do volume irradiado; e (ii) com o endurecimento do feixe de raios-X polienergético (aumento da energia efetiva) quando atravessa materiais mais espessos. Com o endurecimento do feixe há um decréscimo na diferença entre os coeficientes de atenuação do tecido normal e da massa tumoral, o que reduz o contraste objeto primário.

Da mesma forma que diminui com a espessura, o contraste objeto também decresce com o aumento do conteúdo glandular. Isto ocorre porque o coeficiente de atenuação aumenta com a glandularidade da mama, fazendo com que as diferenças de atenuação entre o objeto e o tecido circundante diminuam, ocasionando um decréscimo no contraste objeto primário. A fração  $S/P$  também cresce com glandularidade, embora esse aumento seja menos evidente, conforme mostrado na tabela 4.9.

#### 4.4.5 – Dependência do Contraste Objeto com a Tensão

A figura 4.8 mostra o comportamento do contraste objeto em função da tensão de operação do tubo de raios-X. Para este cálculo, considerou-se uma massa tumoral de 5 mm presente em uma mama de 4 cm de diferentes composições e um espectro de Mo/Mo.

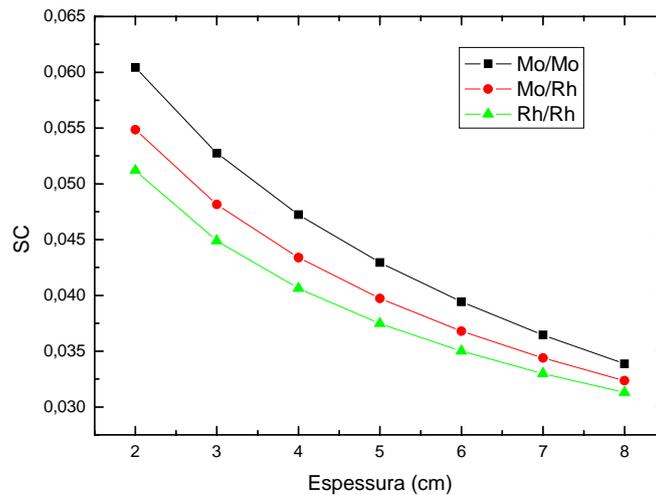


**Figura 4.8** – Dependência do contraste objeto com a tensão, para uma mama de 4 cm de diferentes composições.

Da figura 4.8 observa-se que o contraste objeto diminui com o aumento da tensão do tubo para todas as composições da mama. No intervalo de tensões analisado, os valores de  $S/P$  são praticamente constantes, e este comportamento é devido somente a uma diminuição do contraste objeto primário, resultante do acréscimo na energia efetiva do feixe de raios-X com o aumento da tensão no tubo de raios-X. Cabe ressaltar que o cálculo do contraste objeto é baseado nas diferenças de atenuação entre o objeto e o tecido adjacente, que diminui com o aumento da energia do feixe, conforme observado na figura 4.3.

#### 4.4.6 – Dependência do Contraste Objeto com a Combinação Anodo-Filtro

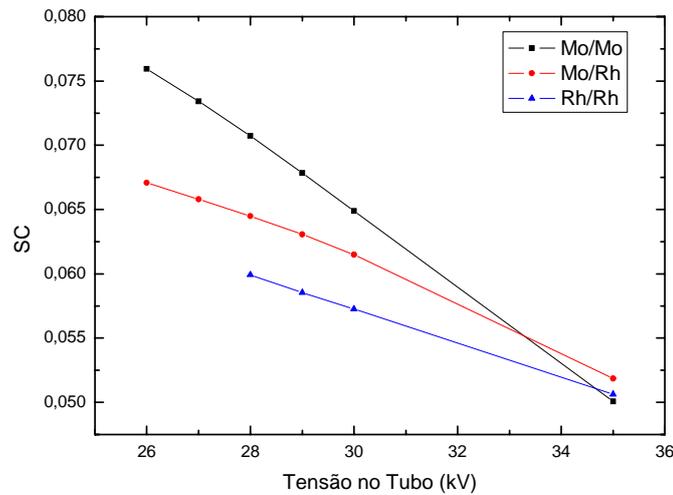
A figura 4.9 apresenta o contraste objeto em função da espessura da mama, calculado considerando radiação primária e espalhada, para uma massa tumoral de 2 mm presente em uma mama adiposa. Foram analisadas diferentes combinações anodo-filtro de um tubo de raios-X operando em 28kVp.



**Figura 4.9** – Contraste objeto em função da espessura de uma mama adiposa. Comportamento observado para diferentes combinações anodo-filtro.

Pode-se verificar que existe uma dependência do contraste objeto com a combinação anodo-filtro utilizado. Essa dependência é resultado das diferentes energias efetivas destes espectros, conforme observado nas tabelas (4.5), (4.6) e (4.7), sendo este um fator de grande influência no cálculo do contraste primário. Apesar disto, de acordo com resultados apresentados na tabela 4.8, a fração  $S/P$  é praticamente constante para todos as tensões do tubo e combinações anodo-filtro consideradas. Assim, o comportamento do contraste objeto apresentado na figura 4.9 é resultado apenas dos fótons primários que chegam ao receptor de imagem.

Na figura 4.10 está representada a dependência do contraste objeto com a tensão no tubo de raios-X e com a combinação anodo-filtro, considerando uma massa tumoral de 5 mm presente em uma mama média de 4 cm. Para energias maiores que 30 keV, os valores de contraste objeto foram calculados utilizando os coeficientes de atenuação de tecidos mamários apresentados por Johns e Yaffe (JOHNS E YAFFE, 1987).



**Figura 4.10** – Dependência do contraste objeto com a tensão no tubo para diferentes combinações anodo-filtro, considerando uma mama média de 4cm.

O contraste objeto é maior para a combinação Mo/Mo, e menor para a combinação Rh/Rh para baixas tensões de pico. Com o aumento da tensão no tubo, o contraste objeto para o espectro Mo/Mo decresce mais rapidamente se comparado às outras combinações anodo-filtro, produzindo menos contraste, conforme observado na figura 4.10.

A interseção que ocorre nas curvas é resultado da forma da distribuição espectral após atravessar a mama e depende da composição e espessura desta, deslocando-se para tensões menores à medida que a intensidade transmitida pela mama diminui (com o aumento da espessura e glandularidade). Isso ocorre porque conforme o kVp aumenta no tubo de Mo/Mo (maiores que 28 kV), o espectro transmitido terá uma distribuição bimodal, com uma contribuição de “bremsstrahlung” e raios-X característicos entre 15-20 keV, e uma contribuição mais forte de “bremsstrahlung” acima de 23 keV. As distribuições espectrais do Mo/Rh e Rh/Rh transmitidas pela mama, apresentam uma distribuição modal mais acentuada entre 20-23 keV. Desse modo, estes espectros apresentam um melhor contraste do que o espectro de Mo/Mo (GINGOLD *ET AL*, 1995, POLETTI, 1997).

O cálculo analítico do contraste objeto de massas tumorais presentes em mamas de diferentes composições, mostra uma boa concordância com valores previamente publicados (YAFFE *ET AL*, 1994), com diferenças consideradas aceitáveis (dentro de 12%). Estas divergências são esperadas devido à utilização de diferentes metodologias, coeficientes de atenuação e tabulações de espectros incidentes.

Para verificar a influência do espectro incidente, tabulados por diferentes autores, o contraste objeto também foi calculado utilizando distribuições espectrais obtidas a partir do modelo semi-empírico de Turker *et al* (TURKER *ET AL*, 1979). Os resultados obtidos mostraram diferenças de até 8%, se comparados com os obtidos utilizando as tabulações de Boone (BOONE, 1997).

A metodologia utilizada neste trabalho para o cálculo do contraste objeto, baseada equações analíticas, mostrou-se eficiente e os resultados obtidos apresentam uma boa concordância com os previamente publicados. Ao mesmo tempo, o procedimento adotado é simples e rápido.

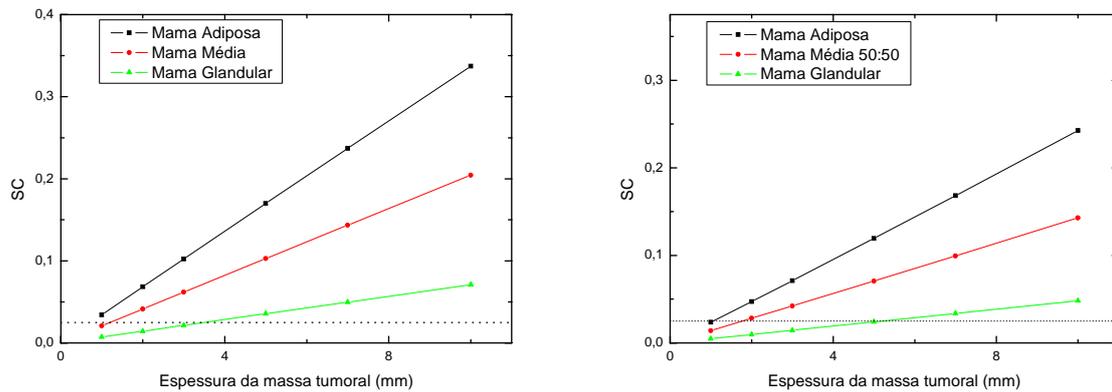
Após o desenvolvimento da metodologia de cálculo, limites de detecção podem ser estimados para diferentes combinações de composição e espessuras da mama e diferentes espectros de entrada.

#### **4.4.7 – Limites de Detecção**

Considerando um exame de mamografia convencional, onde um sistema tela-filme é utilizado, o olho humano pode distinguir diferenças de densidade óptica de até 2%. Para uma densidade óptica de background de 1,4, comumente utilizada em mamografia, esta diferença corresponde a  $\Delta D = 0,03$ . Neste trabalho, consideramos a combinação tela-filme Min-R/Ortho-M da Kodak<sup>®</sup>, que possuem um gradiente médio  $G = 3,4$  entre as densidades ópticas consideradas. A partir destes parâmetros, estimou-se que um contraste objeto mínimo de 0,025 é necessário para que diferentes estruturas sejam visualizadas numa imagem mamográfica.

#### **4.4.8 – Dependência do Contraste Objeto com o Tamanho da Massa Tumoral**

Para prever limites de detecção, o contraste objeto como função do tamanho da massa tumoral, com e sem espalhamento, é mostrado nas figuras 4.11a e 4.11b, respectivamente. O contraste objeto foi calculado para uma mama de 4 cm de diferentes composições, considerando um espectro de Mo/Mo operando em 28 kVp. O limite de detecção para o contraste objeto ( $SC = 0,025$ ) é mostrado em ambos os casos.



**Figura 4.11** – Dependência do contraste objeto com a espessura da massa tumoral, presente em mamas de diferentes composições. (a) sem espalhamento e (b) com espalhamento.

O contraste objeto aumenta com o tamanho da massa tumoral porque as diferenças entre as fluências de energia absorvidas pelo receptor de imagem tornam-se mais evidentes com o aumento da espessura do objeto. Isto ocorre devido às diferenças na intensidade do feixe transmitido pela lesão e pelo meio circundante.

Considerando o limite de detecção para o contraste objeto ( $SC = 0,025$ ), pode-se observar que quando o espalhamento está incluso no cálculo, o tamanho mínimo necessário para detectar uma massa tumoral aumenta 32% em mamas puramente adiposas. De acordo com a figura 4.6, que introduz a degradação do contraste por espalhamento, verifica-se que uma massa tumoral de 2 mm poderia ser visualizada em mamas médias de quaisquer espessuras no intervalo considerado, desde que houvesse somente radiação primária. Mas quando o efeito deletério do espalhamento é considerado, a massa tumoral seria visualizada somente em mamas finas, para esta massa ser visualizada em mamas mais espessas, seria necessário a utilização de grades.

A tabela 4.10 apresenta estimativas de limites de detecção de massas tumorais presentes em mamas de diferentes espessuras e composições, quando a radiação espalhada é considerada. Os valores foram obtidos considerando uma combinação anodo-filtro Mo/Mo e uma tensão de 28 kVp.

**Tabela 4.10** – Limites de detecção de massas tumorais em *mm* para mamas de diferentes composições e espessuras.

Espessura (cm)	Composição	
	Adiposa	Média
2	0,8 ± 0,1	1,3 ± 0,1
4	1,1 ± 0,1	2,0 ± 0,2
6	1,4 ± 0,2	2,4 ± 0,2
8	1,6 ± 0,2	2,8 ± 0,3

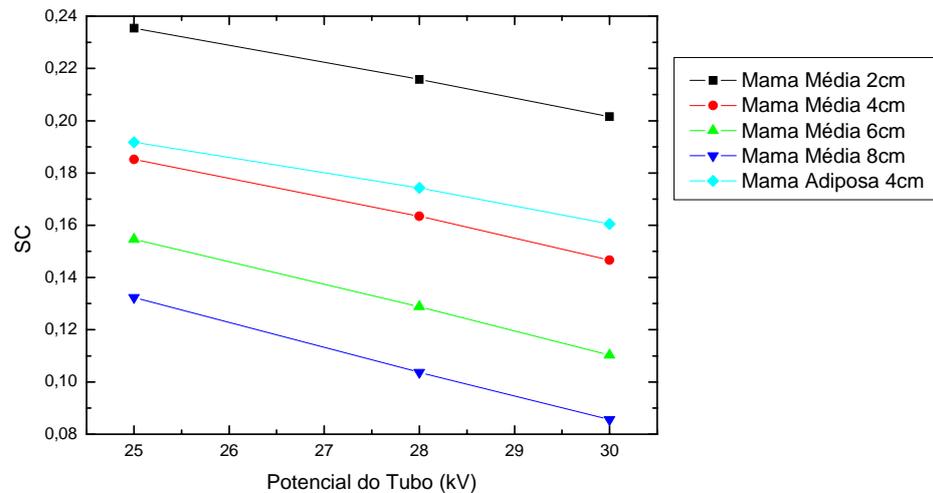
De acordo com a tabela 4.10, o tamanho limitante para detecção de massas tumorais num exame mamográfico depende fortemente da espessura e composição da mama. Com o aumento do conteúdo glandular, a similaridade entre os coeficientes de atenuação dificulta a visualização de tumores, sendo que estes deveriam ser muito grandes para serem detectados.

Brodie e Gutcheck (BRODIE E GUTCHECK, 1992) mostraram que um exame mamográfico, massas tumorais de 2 a 3 mm podem ser visualizadas para uma mama média de 4,5 cm, valores similares foram obtidos neste trabalho.

#### 4.4.9 – Contraste Objeto de uma Microcalcificação

A seguir será apresentado um caso particular de contraste objeto de microcalcificações. Este estudo é importante porque a presença destas está frequentemente associada com a existência de carcinomas na mama. Além disso, vários trabalhos da literatura apresentam apenas resultados de contraste objeto para microcalcificações (DANCE, 1992; SANDBORG *ET AL*, 1994; DANCE, 2000).

A figura 4.12 mostra o contraste como função da tensão no tubo de raios-X, para uma mama média de diferentes espessuras, considerando uma calcificação de 100 µm e uma combinação anodo-filtro Mo/Mo. Além disso, são apresentados resultados para uma mama adiposa de 4 cm.



**Figura 4.12** – Dependência do contraste objeto de uma calcificação com a tensão no tubo de raios-X.

A partir dos resultados apresentados na figura 4.12, verifica-se que o contraste objeto de uma microcalcificação é significativamente maior que o de uma massa tumoral, isto é resultado da grande diferença entre os coeficientes de atenuação desta e do tecido mamário circundante.

De uma forma geral, os resultados encontrados para o contraste objeto de uma microcalcificação, utilizando cálculos analíticos, mostram uma boa concordância com valores previamente publicados (DANCE, 1992; SANDBORG *ET AL*, 1994; DANCE, 2000), com diferenças em torno de 8%.

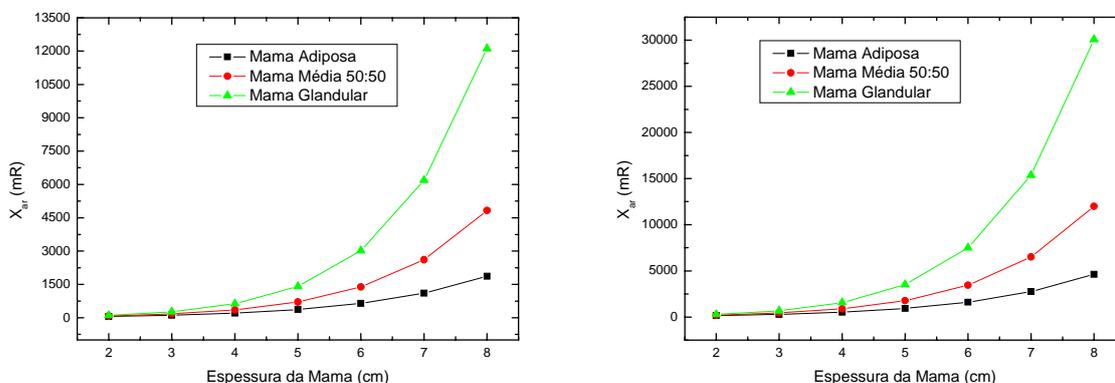
## 4.5 – Dose Média Absorvida na Mama Inteira

### 4.5.1 – Exposição de Entrada na Pele

A exposição de entrada na pele necessária para se obter uma densidade óptica 1,4 no filme, correspondente ao background, foi calculada para diferentes combinações de composição e espessura de mama, receptor de imagem, tensão e combinações anodo-filtro. A seguir serão mostradas as dependências da exposição com a variação destes parâmetros.

As figuras 4.13a e 4.13b mostram os resultados obtidos para a exposição na entrada da pele, considerando mamas de diferentes composições e espessuras, e um espectro de Mo/Mo a 28kVp, correspondente a um receptor Min-R/Ortho-M e a um Min-R/Min-R,

respectivamente. As incertezas não serão mostradas nos gráficos para simplificar sua visualização. Estas incertezas foram calculadas utilizando propagação de erros na equação 3.26, resultando em um coeficiente de variação em torno de 5%.

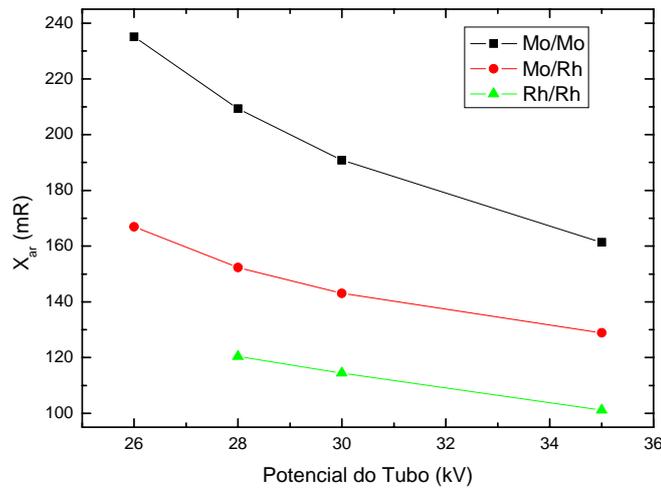


**Figura 4.13** – Dependência da exposição na entrada da pele com a espessura e composição da mama. Considerando dois sistemas tela-filme: (a) Min-R/Ortho-M e (b) Min-R/Min-R.<sup>3</sup>

Da figura 4.13 observa-se que a exposição de entrada na pele, que resulta em uma densidade óptica constante na imagem, é dependente da espessura e composição da mama e, também, do sistema tela-filme. As duas primeiras dependências devem-se ao fato de que mamas mais espessas e densas atenuam uma maior intensidade da radiação incidente, sendo necessária uma maior exposição para se conseguir a mesma densidade óptica no filme (YAFFE *ET AL*, 1994). A dependência com o sistema tela-filme é resultado de diferentes sensibilidades destes sistemas (NISHIKAWA E YAFFE, 1985).

A figura 4.14 mostra os resultados obtidos para a exposição ótima de entrada na pele em função da tensão no tubo de raios-X, para diferentes combinações anodo-filtro. Considerou-se uma mama adiposa de 4 cm e um receptor Min-R/Ortho-M da Kodak<sup>®</sup>.

<sup>3</sup> Valores da exposição na entrada da pele,  $X_{ar}$ , estão expressos em R. Fator de conversão  $1 C/Kg = (3876)^{-1}$ .



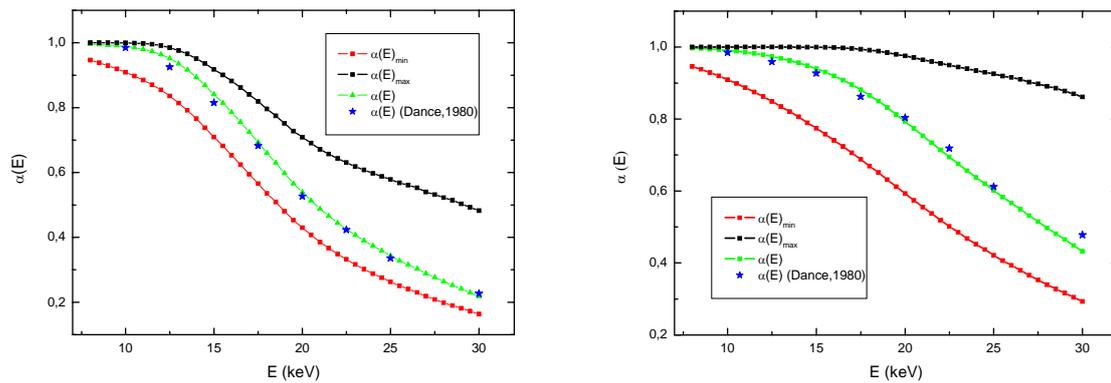
**Figura 4.14** – Dependência da exposição de entrada na pele com a quilovoltagem para diferentes combinações anodo-filtro e para uma mama adiposa de 4 cm.

Verifica-se que a exposição de entrada na pele decresce com o aumento da tensão no tubo, mantendo a mesma espessura e a mesma combinação anodo-filtro. Essa dependência é explicada pelo endurecimento do feixe com o aumento da tensão, tornando a radiação mais penetrante. A dependência da exposição com a combinação anodo-filtro é explicada pelo mesmo raciocínio.

### 5.5.2 – Fração de Energia Absorvida na Mama – $\alpha(E)$

Para obter-se a dose média normalizada na mama inteira a partir de equações analíticas, inicialmente foram calculados valores da fração da energia incidente que é absorvida na mama ( $\alpha$ ) segundo as três aproximações descritas na seção 3.6.3, considerando uma mama comprimida e homogênea de diferentes composições.

As figuras 4.15a e 4.15b mostram a fração da energia absorvida em função da energia do fóton incidente, calculada a partir das três formas citadas anteriormente, considerando uma mama de composição média. Os resultados foram comparados com valores obtidos por Dance (DANCE, 1980).



**Figura 4.15** – Fração da energia absorvida pela mama em função da energia da radiação incidente. (a) mama de 2 cm e (b) mama de 6 cm.

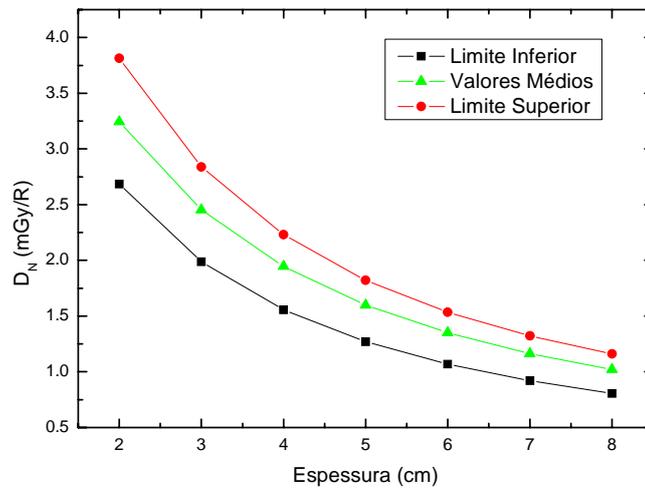
Observa-se que a fração da energia incidente absorvida na mama diminui com o aumento da energia do fóton, o que é esperado uma vez que o coeficiente de atenuação decresce e a intensidade da radiação transmitida pela mama aumenta. Observa-se também que a diferença entre os limites superior e inferior cresce com o aumento da energia da radiação incidente, devido a aumento da probabilidade dos processos de espalhamento.

Quando os valores de  $\alpha(E)$ , obtidos na aproximação mais completa, são comparados com valores previamente publicados na literatura (DANCE, 1980), o desvio percentual observado é em torno de 3%. Dessa forma verifica-se que a metodologia utilizada neste trabalho é eficiente, fornecendo resultados similares aos obtidos por simulação de Monte Carlo, mas com a vantagem de utilizar um procedimento simplificado e rápido.

### 5.5.3 – Dose Normalizada

Utilizando os resultados obtidos para a fração de energia absorvida em mamas de diferentes composições e espessuras, além dos espectros de raios-X tabulados para cada combinação anodo-filtro e tensão no tubo, a dose média normalizada na mama inteira foi calculada utilizando a equação 3.28. A incerteza na dose normalizada, para todas as situações analisadas, foi calculada utilizando propagação de erros, apresentando um desvio percentual em torno de 7%.

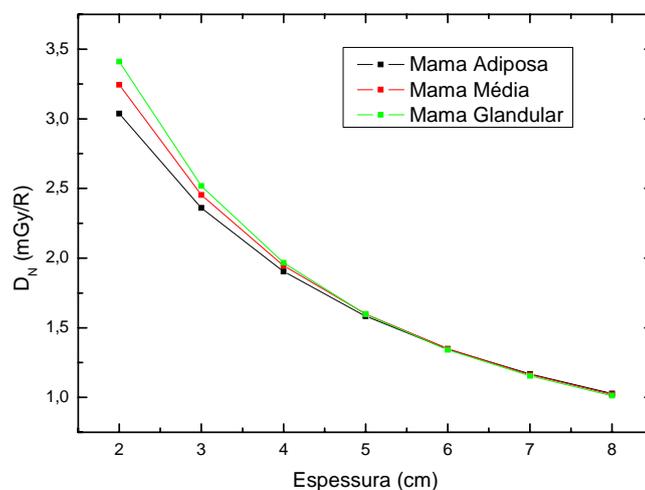
A figura 4.16 mostra os valores obtidos a partir das três aproximações adotadas neste trabalho como função da espessura, considerando uma mama média e um espectro de Mo/Mo a 28kVp.



**Figura 4.16** – Limites superior, inferior e valores médios da dose normalizada, em função da espessura para mama de composição média.

De acordo com a figura 4.16, verifica-se a existência de um intervalo para possíveis valores da dose normalizada entre o limite superior e inferior. Aqui fica evidenciado que a contribuição na energia absorvida pela mama devido aos fótons que sofreram um espalhamento simples e interagiram novamente, não é desprezível e deve ser considerada para um cálculo mais preciso da dose.

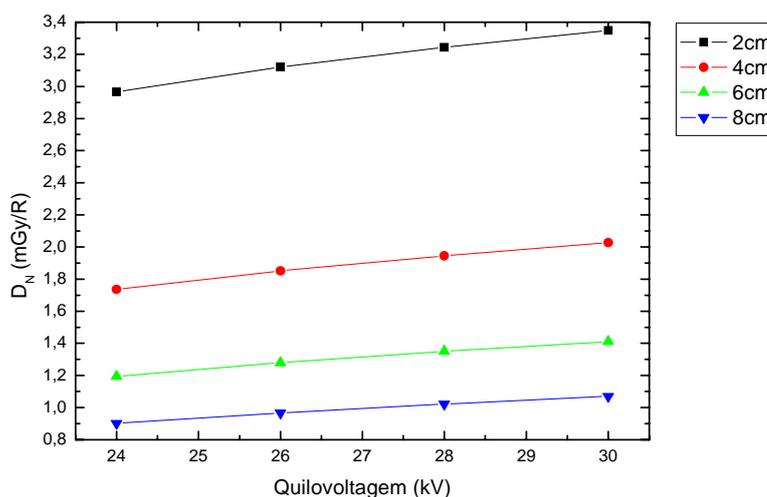
A figura 4.17 mostra a dependência dos valores médios da dose média normalizada com a espessura e composição da mama, considerando um espectro de Mo/Mo e 28kVp.



**Figura 4.17** – Dependência da dose normalizada com a espessura e composição da mama.

A partir da figura 4.17, verifica-se que a dose normalizada na mama inteira é uma função da espessura e da composição da mama. A dose normalizada diminui com o aumento da espessura, uma vez que existe um decréscimo no número de fótons absorvidos por unidade de massa. A dependência com a composição é mais acentuada para mamas mais finas, e deve-se ao aumento da absorção da energia com o conteúdo glandular. Com o aumento da espessura, a diferença entre a dose média normalizada para cada composição da mama diminui, uma vez que a energia depositada por unidade de massa torna-se praticamente igual para todas as composições, considerando a mesma exposição incidente.

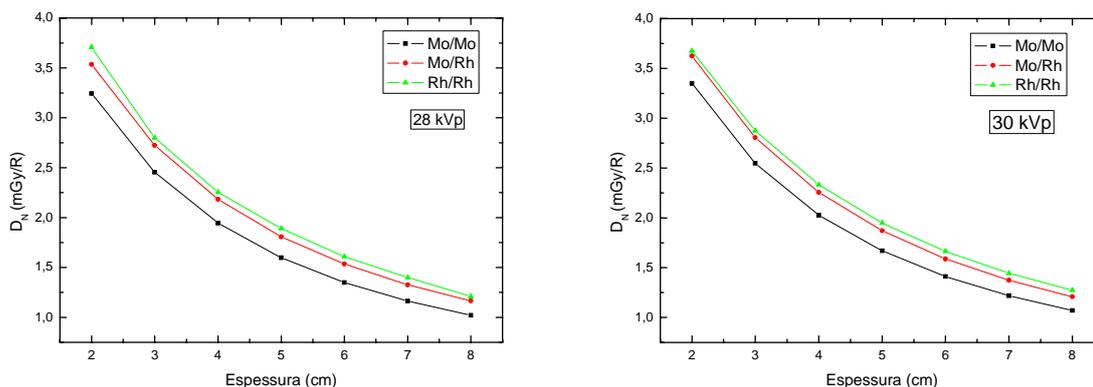
A figura 4.18 mostra a dose normalizada na mama inteira como função das tensões de operação dos tubos de raios-x, considerando uma combinação anodo-filtro Mo/Mo e uma mama média de diferentes espessuras.



**Figura 4.18** – Dose normalizada em função da tensão, para uma mama média de diferentes espessuras.

Pode-se verificar que a dose normalizada cresce com a tensão no tubo, sendo este aumento mais acentuado para mamas mais finas. Esse comportamento é causado pelo aumento da fluência do espectro com a tensão, para manter uma exposição constante de 1 R. (WU *ET AL*, 1991).

As figuras 4.19a e 4.19b mostram a dependência da dose normalizada com a espessura e combinação anodo-filtro, considerando uma mama média e diferentes potenciais de operação do tubo de raios-X.

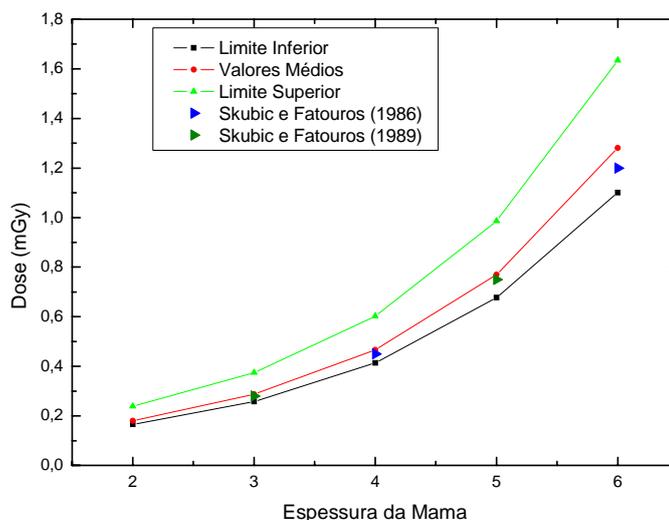


**Figura 4.19** – Dependência da dose normalizada com a espessura para diferentes combinações anodo-filtro e para uma mama média, considerando diferentes potenciais do tubo: (a) 28 kVp e (b) 30 kVp.

A partir dos resultados encontrados, verifica-se que a dose normalizada é menor para a combinação anodo-filtro Mo/Mo, se comparada com as combinações Mo/Rh e Rh/Rh. Este comportamento é explicado lembrando que a fluência total, que resulta em uma exposição de 1 R, é maior para a combinação Rh/Rh se comparada à Mo/Mo (energia efetiva menor), mantendo a tensão do tubo constante. Conforme já observado na figura 4.18, a dose normalizada decresce com o aumento da tensão do tubo de raios-X.

#### 4.5.4 – Dose Média Absorvida

Primeiramente, para validar a metodologia utilizada neste trabalho, calculamos a dose média absorvida em função da espessura para uma mama média, utilizando um espectro de Mo/Mo a 25 kVp, filtrado com 0,6 mm de Al e renormalizado para uma exposição de 1 R no ar. Considerou-se ainda um sistema tela-filme Min-R/Ortho-M da Kodak<sup>®</sup> e uma densidade óptica de background de 1, acima da base+fog. Estas condições permitem reproduzir resultados já apresentados na literatura (SKUBIC E FATOUROS, 1986; SKUBIC E FATOUROS, 1989). A figura 4.20 mostra os resultados obtidos neste trabalho (nas três aproximações utilizadas), comparados com resultados previamente publicados. As incertezas nos valores obtidos para a dose média absorvida na mama inteira foram calculadas utilizando propagação de erro, considerando as variâncias no cálculo da dose normalizada e da exposição na entrada da pele. O desvio percentual encontrado foi um em torno 9% para todas as situações analisadas.



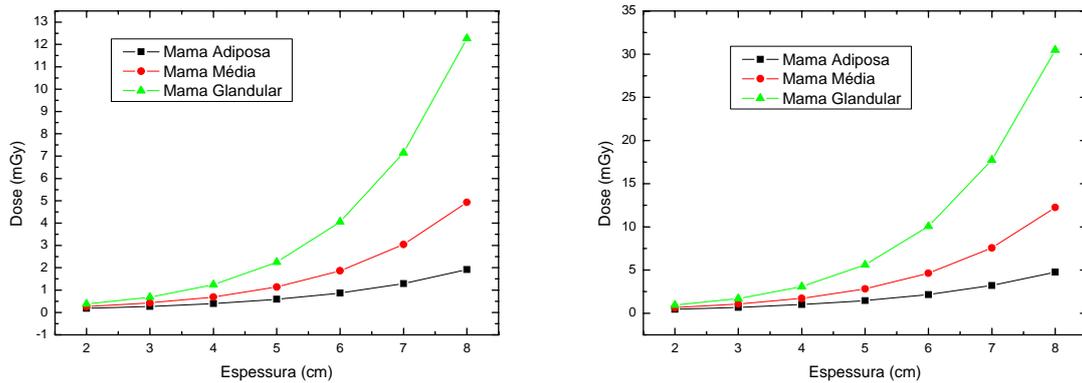
**Figura 4.20** – Valores médios, limite superior e inferior da dose média absorvida mama em função da espessura, para uma mama de composição média. Resultados obtidos neste trabalho são comparados com valores publicados na literatura.<sup>4</sup>

A partir da figura 4.20 observa-se que os valores de dose média absorvida previamente publicados na literatura estão restritos entre as curvas que estimam limites inferior e superior. Os valores obtidos, através do cálculo mais completo, apresentam-se dentro das estimativas publicadas por outros autores, com diferenças consideradas aceitáveis (dentro de 8%, com média de 5%). Para outras distribuições espectrais e tensões de operação no tubo, os resultados encontrados utilizando a metodologia descrita neste trabalho, também demonstram concordância com a literatura.

#### 4.5.5 – Dependência da Dose Média Absorvida com a Espessura e Composição da Mama

As figuras 4.21a e 4.21b apresentam os resultados obtidos para a dose média absorvida na mama inteira, calculados para diferentes receptores de imagem: Min-R/Ortho-M e Min-R/Min-R da Kodak<sup>®</sup>, respectivamente. A dose absorvida foi calculada para mamas de diferentes composições e espessuras, considerando um espectro de Mo/Mo a 28kVp.

<sup>4</sup> Valores de dose absorvida,  $D$ , estão expressos em  $mGy$ . Fator de conversão  $1mGy = 10^{-2}mrad$ .

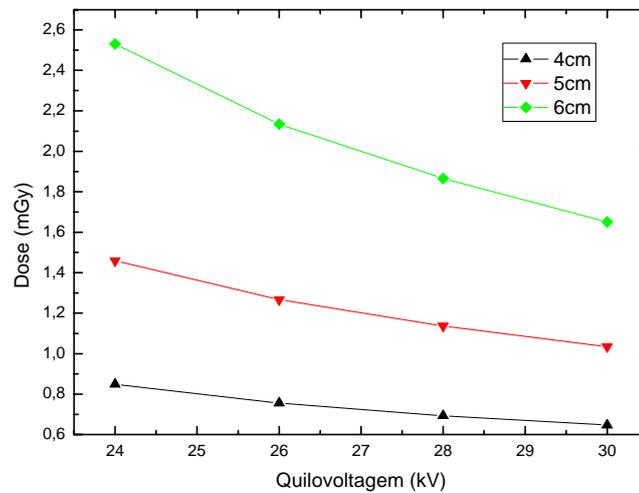


**Figura 4.21** – Dependência da dose média absorvida com a espessura, para mama de diferentes composições e sistemas tela-filme: (a) Min-R/Ortho-M e (b) Min-R/Min-R.

A dose absorvida pela mama inteira aumenta com o incremento da espessura e do conteúdo glandular, mantendo a mesma combinação anodo-filtro e a tensão constante. Esse comportamento deve-se a uma diminuição na intensidade da radiação transmitida nestes casos, sendo necessária uma maior exposição para se conseguir uma mesma densidade óptica no filme. Verifica-se também uma dependência com o sistema tela-filme, resultado da relação da exposição de entrada da pele com a sensibilidade do receptor de imagem.

#### 4.5.6 – Dependência da Dose Média Absorvida com a Tensão

A figura 4.22 apresenta a dose média absorvida em função da tensão no tubo de raios-X para mamas médias de diferentes espessuras. Foi considerada uma combinação anodo-filtro Mo/Mo e um sistema tela-filme Min-R/Ortho-M da Kodak<sup>®</sup> como receptor de imagem.

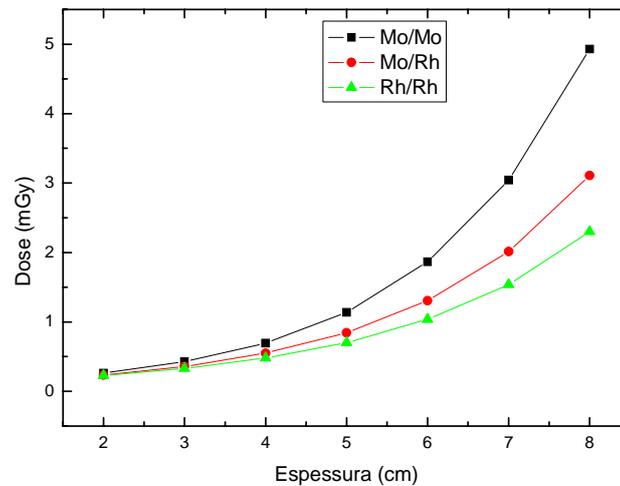


**Figura 4.22** – Dose média absorvida em função da tensão, para uma combinação anodo-filtro Mo/Mo e uma mama média de diferentes espessuras

Conforme observado na figura 4.22, a dose média absorvida na mama diminui com o aumento da tensão no tubo de raios-X, sendo este decréscimo mais evidente em mamãs espessas. Essa dependência pode ser explicada pelo endurecimento do feixe com o aumento da tensão de operação do tubo de raios-X. Desta forma há uma menor atenuação da radiação incidente e uma menor deposição de energia na mama.

#### 4.5.7 – Dependência da Dose Média Absorvida com a Combinação Anodo-Filtro

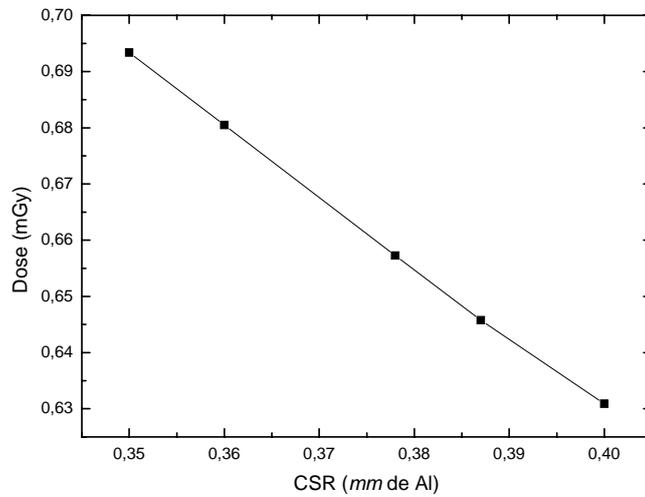
A figura 4.23 mostra o comportamento da dose média absorvida na mama como função da espessura para diferentes combinações anodo-filtro a 28kVp. Os resultados foram obtidos considerando uma mama de composição média e um sistema tela-filme Min-R/Ortho-M da Kodak<sup>®</sup>.



**Figura 4.23** – Dependência da dose absorvida com a espessura, para diferentes combinações anodo-filtro em 28kVp.

A dose absorvida na mama apresenta uma dependência espectral. A combinação Mo/Mo fornece a maior dose média, enquanto que para o espectro de Rh/Rh a dose é menor. Isso é resultado de uma menor atenuação do feixe quando um espectro de Rh/Rh é utilizado, devido à sua maior energia efetiva em relação aos outros espectros. A partir dos resultados, verifica-se uma redução significativa da dose, principalmente para mamas mais espessas, quando um espectro de Rh/Rh é selecionado.

Cabe ressaltar que também foi estudado o comportamento da dose média absorvida em função da camada semi-redutora, para cada combinação anodo-filtro. Os resultados apresentam-se na figura 4.24. Estes resultados são similares a resultados previamente publicados (SKUBIC E FATOUROS, 1989).



**Figura 4.24** – Dependência da dose média absorvida com a camada semi-redutora. Considerando uma mama média de 4 cm e um espectro de Mo/Mo a 28kVp.

Os valores calculados para a dose absorvida na mama inteira apresentam boa concordância com os resultados previamente publicados na literatura. Entretanto, a metodologia apresentada é simples, principalmente no que diz respeito a prever limites superior e inferior.

## **CAPÍTULO 5**

### **CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS**

#### **5.1 – Conclusões**

##### **5.1.1 – Sobre a Obtenção dos Coeficientes de Atenuação das Amostras de Tecido**

O presente trabalho apresenta um método experimental para obtenção dos coeficientes de atenuação de amostras de tecidos mamários, combinando alta resolução de energia e geometria de feixe estreito. A metodologia gera incertezas nos dados finais menores que 9%. Assim, o uso de difractômetros comerciais, tais como o 4-círculos P3 Nicolet-Siemens utilizado neste trabalho, se mostrou adequado para determinar os coeficientes de atenuação linear de amostras de tecidos mamários, permitindo a escolha de feixes monoenergéticos com energias entre 8 e 30 keV, com resolução em energia menor que 0,1 keV.

O procedimento de otimização da espessura da amostra permitiu minimizar a variância nas medidas do coeficiente de atenuação linear. Esta otimização associada com a colimação utilizada também minimizou o número de fótons espalhados chegando ao detector. A contribuição de fótons espalhados no valor do coeficiente de atenuação linear foi de no máximo 0,2%.

##### **5.1.2 – Sobre os Resultados Obtidos dos Coeficientes de Atenuação Linear**

Os resultados obtidos neste trabalho mostram que os tecidos mamários normais possuem coeficientes de atenuação menores que os tecidos neoplásicos em toda a faixa de energia analisada. Resultados similares são apresentados em trabalhos anteriores (JOHNS E YAFFE, 1987; AL-BAHARI *ET AL*, 1996). Além disso, diferentes resultados são obtidos para tecidos mamários normais de diferentes composições histológicas (adiposos e glandulares), este fato ressalta a importância do conhecimento da classificação histológica de

---

cada tecido, que não foram analisadas na maioria dos trabalhos prévios (RAO E GREG, 1975; WHITE *ET AL*, 1987).

Os coeficientes de atenuação linear dos tecidos mamários obtidos neste trabalho foram comparados com dados experimentais previamente publicados e, com predições teóricas calculadas a partir da regra das misturas, apresentando diferenças relativas de 10 e 11% respectivamente. Estas comparações permitiram concluir que o método utilizado é adequado para obtenção do coeficiente de atenuação linear de amostras de tecidos.

### 5.1.2 – Sobre o Contraste Objeto

Este trabalho investigou a dependência do contraste objeto com as características anatômicas da mama (composição e espessura) e com as características da radiação incidente (kVp, combinação anodo-filtro), utilizando os coeficientes de atenuação obtidos experimentalmente e distribuições espectrais tabuladas na literatura. O presente trabalho apresenta um formalismo matemático simplificado que faz uso de equações analíticas. Esta metodologia permitiu obter o contraste objeto primário e, além disso, incluir as contribuições dos fótons espalhados.

De forma geral, foram utilizadas duas equações para o cálculo do contraste objeto: a definição e uma simplificação para baixos contrastes, utilizada na maioria dos trabalhos apresentados na literatura. Os resultados obtidos mostram que a utilização de simplificações pode resultar em erros consideráveis, em casos extremos de até 25%.

A partir dos resultados obtidos neste trabalho, observou-se que o contraste objeto decresce com o aumento do conteúdo glandular e da espessura da mama. Isso evidencia a dificuldade da detecção de massas tumorais presentes em mamas densas e espessas, situação encontrada com frequência em um exame clínico real. Observa-se também uma forte dependência do contraste objeto com o espectro de raios-X utilizado. Resultados similares foram apresentados em trabalhos anteriores (DANCE *ET AL*, 1992; YAFFE, 1994; GINGOLD *ET AL*, 1995; POLETTI, 1997; DANCE *ET AL*, 2000). Juntamente com estas observações foi possível, com base nos resultados encontrados, predizer limites de detecção de massas tumorais num exame mamográfico ( $SC = 0,025$ ).

Os valores encontrados utilizando cálculos analíticos apresentam-se dentro das estimativas publicadas por outros autores (DANCE *ET AL*, 1992; YAFFE *ET AL*, 1994; GINGOLD *ET AL*, 1995), com diferenças consideradas aceitáveis (dentro de 10%). A

divergência existente é esperada devido à utilização de diferentes metodologias, coeficientes de atenuação e tabulações de espectros incidentes.

### 5.1.3 – Sobre os Parâmetros Relacionados à Dose Média Absorvida

A metodologia utilizada neste trabalho faz uso de equações analíticas para investigar a influência de alguns parâmetros físicos (tais como composição e geometria da mama, distribuição espectral e características do receptor de imagem) no cálculo da dose absorvida num exame mamográfico. O modelo empregado neste cálculo relaciona a exposição na entrada da pele com a dose normalizada por unidade de exposição no ar.

A exposição de entrada na pele foi obtida de forma teórica, utilizando equações analíticas que relacionam todos os parâmetros analisados no cálculo. A dose média normalizada por unidade de exposição no ar é comumente obtida na literatura a partir de métodos de simulação de Monte Carlo (DANCE, 1980; DOI E CHAN, 1980; DANCE, 1990; WU *ET AL*, 1991; WU *ET AL*, 1994; BOONE, 1999). Neste trabalho, utilizamos equações simplificadas para estimar o limite superior e inferior da dose normalizada. Posteriormente, foi desenvolvido um modelo mais elaborado, para obter novos valores da dose normalizada, que considerou além das contribuições das interações primárias, as interações secundárias de multiplicidade de primeira e segunda ordem na absorção de energia pelo tecido mamário.

Os resultados encontrados para a dose média normalizada apresentam uma boa concordância com resultados previamente publicados obtidos a partir de simulação de Monte Carlo, mas com a vantagem de empregarem uma metodologia simples e prática (DANCE, 1980; SKUBIC E FATOUROS, 1986; SKUBIC E FATOUROS, 1989). Além disso, os valores estimados como limites superior e inferior estabelecem um intervalo de aceitação para a dose normalizada.

A partir dos resultados obtidos para a dose média absorvida, verificou-se a sua dependência com diversos fatores relacionados às características da mama, da radiação incidente e do receptor de imagem. A dose média absorvida na mama aumenta com a espessura e glandularidade da mama, resultado de uma maior atenuação da radiação por mamas densas e espessas. A dependência com a distribuição espectral observada está relacionada com a energia efetiva do feixe incidente. A dose média absorvida apresenta também uma dependência com o receptor de imagem, devido a diferentes sensibilidades destes sistemas.

Os valores médios da dose média absorvida, obtidos neste trabalho, apresentaram-se dentro das estimativas publicadas por outros autores (SKUBIC E FATOUROS, 1986; SKUBIC E FATOUROS, 1989), com diferenças consideradas aceitáveis (dentro de 8%).

#### **5.1.4 – Conclusões Finais**

A obtenção de valores experimentais precisos e exatos dos coeficientes de atenuação de diferentes tipos de tecidos mamários (normais e neoplásicos), bem como a elaboração de uma metodologia simples e prática são de fundamental importância para uma descrição teórica do contraste e da dose absorvida num exame mamográfico.

Com base nos resultados obtidos, observa-se que a otimização da mamografia é dificultada devido ao grande número de fatores envolvidos. Com o objetivo de maximizar o contraste e minimizar a dose absorvida pelo paciente, fica evidenciado a importância de um estudo detalhado das dependências destas grandezas com a espessura e composição da mama e da massa tumoral, características do receptor de imagem e do espectro utilizado (tensão, combinação anodo-filtro, CSR).

#### **5.2 – Perspectivas**

A partir dos resultados obtidos neste trabalho, podem-se definir as seguintes perspectivas para trabalhos futuros:

- Deve-se aumentar o número de amostras de tecidos mamários analisadas, para minimizar a incerteza estatística e analisar a variabilidade existente entre diferentes tipos de tumores.
  - Obter experimentalmente as distribuições espectrais de tubos de raios-X, com o objetivo de calcular valores de contraste e dose a partir de parâmetros empíricos e que possam ser testados através de experimentos.
  - Estudar o efeito do ruído na visualização de pequenas lesões dentro da mama.
  - Considerar um sistema de detecção real, variando o tamanho, a eficiência, etc.
  - Minimizar os erros sistemáticos presentes resultantes das simplificações assumidas nos cálculos da dose e contraste, principalmente no que diz respeito a considerações
-

geométricas, distribuições espectrais (forma de onda, filtração inerentes, etc) e características físicas da mama.

- Realizar experimentos que comprovem os resultados obtidos.

---

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA, Resolução – RE n° 64. **Guia de Procedimentos para Segurança e Qualidade de Imagem em Radiodiagnóstico Médico**. Diário Oficial da União. Brasília: 4 de abril de 2003.

AL-BAHRI, J., SPYROU, N. M. Photon linear attenuation coefficients and water content of normal and pathological breast tissues. **Applied Radiation and Isotopes** 47 (8): 777-784, 1996.

ANDERSON, D. W. **Absorption of Ionizing Radiation**. Baltimore, University Park Press, 1984.

ATTIX, F. H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. A Wiley. Interscience Publication, Madison, Wisconsin, 1986.

BARNES, G. T. Contrast and Scatter in X-ray Imaging. **RadioGraphics** 11: 307, 1991.

BARNES, G. T., BREZOVICH, I. A. The intensity of scattered radiation in mammography. **Radiology** 126: 243-247, 1978.

BARÓ, J., ROTETA, M., FERNÁNDEZ-VAREA, J. M., SALVAT, F. Analytical cross sections for Monte Carlo simulation of photon transport. **Radiation Physics and Chemistry** 44 (5): 531-552, 1994.

BERGER M. J., HUBBELL J. H. **XCOM: Photon Cross Sections Database**. Web Version 1.2. National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD 20899, USA, August 1999. Disponível em <http://physics.nist.gov/xcom>. Originalmente publicado como NBSIR 87-3597, XCOM: Photon Cross Sections on a Personal Computer (1987).

BLOOM, H. J. G., RICHARDSON, W. W. Histological Grading and Prognosis in Breast Cancer. **British Journal of Cancer** 11 (3): 359-377, 1957.

BOONE, J. M. Glandular Breast dose for monoenergetic and high-energy X-ray beams: Monte Carlo Assessment. **Radiology** 213: 23-37, 1999.

BOONE, J. M. Normalized Glandular Breast dose (DgN) coefficients for arbitrary X-ray spectra en mammography: Computer-fit values of Monte Carlo derived data. **Medical Physics** 29 (5): 869-875, 2002.

BOONE, J. M., FEWELL, T. R., JENNINGS, R. J. Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolation polynomials with application to mammography. **Medical Physics** 24 (12): 1863-1875, 1997.

BRODIE, I., GUTCHECK, R. A. Radiographic information theory and application to mammography. **Medical Physics** 9 (1): 79-94, 1982.

---

- CARLSSON, G. A., CARLSSON, C. A. Effective Energy in Diagnostic Radiology. A critical review. **Physics in Medicine and Biology** 29 (8): 953-958, 1984.
- CARLSSON, G. A., CARLSSON, C. A., NIELSEN, B., PERSLIDEN, J. Generalized use of contrast degradation and contrast improvement factors in diagnostic radiology. Application to vanishing contrast. **Physics in Medicine and Biology** 31 (7): 737-749, 1986.
- CARROLL, F. E., WATERS, J. W., ANDREWS, W. W., PRICE, R. R., PICKENS, D. R., WILLCOTT, R., TOMPKINS, P., ROOS, C., PAGE, D., REED, G., UEDA, A., BAIN, R., WANG, P., BASSINGER, M. Attenuation of monochromatic X-rays by normal and abnormal breast tissues. **Investigative Radiology** 29 (3): 266-272, 1994.
- CHAN, H. P., DOI, K. Energy and Angular Dependence of X-Ray Absorption and its Effect on Radiographic Response in Screen-Film System. **Physics in Medicine and Biology** 28 (5): 565-579, 1983.
- CONNER, A. L., ATWATER, H. F., PLASSMANN, E. L. Gamma-Ray Attenuation-Coefficients Measurements. **Physical Review A** 1 (3): 539-544, 1970.
- CURRY, T. S., DOWDEY, J. E. AND MURRY, R. C. **Christensen's Physics of Diagnostic Radiology**. Philadelphia: Lea & Febiger, 1990.
- DANCE, D. R. The Monte Carlo Calculation of Integral radiation dose in xeromammography. **Physics in Medicine and Biology** 25 (1): 25-37, 1980.
- DANCE, D. R. Monte Carlo Calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. **Physics in Medicine and Biology** 35 (9): 1211-1219, 1990.
- DANCE, D. R., DAY, D. R. The computation of scatter in mammography by Monte Carlo methods. **Physics in Medicine and Biology** 29 (3): 237-247, 1984.
- DANCE, D. R., KLANG, A. T., SANDBORG, M., SMITH, A. C., CARLSSON, G. A. Influence of anode/filter material and tube potential on contrast, signal-to-noise ratio and average absorbed dose in mammography: a Monte Carlo study. **The British Journal of Radiology** 73: 1056-1067, 2000.
- DANCE, D. R., PERSLIDEN, J., CARLSSON, G. A. Calculation of the dose and contrast for two mammographic grids. **Physics in Medicine and Biology** 37 (2): 235-248, 1992.
- DANCE, D. R., SKINNER, C. L., CARLSSON, G. A. Breast dosimetry. **Applied Radiation and Isotopes** 37 (2): 195-203, 1999.
- DOI, K., CHAN, H. P. Evaluation of Absorbed Dose in Mammography: Monte Carlo Simulation Studies. **Radiology** 135: 199-208., 1980.
- FARQUHARSON, M. J. SPYROU, N. M., AL-BAHRI, J., HIGHGATE, D. J. Low energy photon attenuation measurements of Hydrophilic materials for tissue equivalent phantoms. **Applied Radiation and Isotopes** 46 (8): 783-790, 1995.
-

- FEWELL, T. R., SHUPING, R. E. A comparison of mammographic x-ray spectra. **Radiology** 128: 211-216, 1978.
- GINGOLD, E. L., WU, X., BARNES, G. T. Contrast and Dose with Mo-Mo, Mo-Rh and Rh-Rh Target-Filter Combinations in mammography. **Radiology** 195: 639-644, 1995.
- GOPAL, S., SANJEEVAIAH, B. Gamma-Ray Attenuation Coefficient Measurements. **Physical Review A** 8(6): 2814-2818, 1973.
- HAMMERSTEIN, G. R., MILLER, D. W., WHITE, D. R., MASTERSON, M. E., WOODARD, H. Q., LAUGHLIN, J.S. Absorbed Radiation Dose in Mammography. **Radiology** 130: 485-491, 1979.
- HIGGINS, P. D., ATTIX, F. H., HUBBELL, J. H., SELTZER, S. M., BERGER, M. J., SIBATA, C. H. Mass Energy-Transfer and Mass Energy-Absorption Coefficients, Including In-Flight Positron Annihilation for Photon Energies 1 keV to 100 MeV. **NISTIR** 4812. 1992.
- HUBBELL, J. H. Photon Mass Attenuation and Energy-absorption Coefficients from 1 keV to 20MeV. **International Journal of Applied Radiation and Isotopes** 33: 1269-1290, 1982.
- HUBBELL, J. H. Review of photon interaction cross section data in medical and biological context. **Physics in Medicine and Biology** 44: R1-R22, 1999.
- HUBBELL, J. H., VEIGELE, E. A., BRIGGS, E. A. BROWN, D. T. CROMER, D. T., HOWERTON, R. J. Atomic Form Factors, Incoherent Scattering Functions and Photon Scattering Cross Sections. **Journal of Physical and Chemical Reference Data** 4 (3): 471-538, 1975.
- HULKA, B. S., STARK, A. T. Breast cancer: cause and prevention. **Lancet** 346: 883-887, 1995.
- ICRP 23, **Report of the Task Group on Reference Man**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1975.
- ICRU 44, **Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement**, International Commission on Radiation Units and Measurements (Bethesda, MD), 1989.
- INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER, Ministério da Saúde. **Estimativa 2007: Incidência de Câncer no Brasil**. Rio de Janeiro: INCA, 2006.
- JACKSON, D. F., HAWKES, D. J. X-ray attenuation coefficients of elements and mixtures. **Physics Reports** 70 (3): 169-233, 1981.
- JOHNS, H. E., CUNNINGHAM, J. R. **The Physics of Radiology**. Springfield: Charles C. Thomas, 1983.
- JOHNS, P. C., YAFFE, M. J. Coherent Scatter in Diagnostic Radiology. **Medical Physics** 10(1): 40-50, 1983.
- JOHNS, P. C., YAFFE, M. J. Theoretical optimization of dual-energy x-ray imaging with application to mammography. **Medical Physics** 12 (3): 289-296, 1985.
-

- JOHNS, P. C., YAFFE, M. J. X-ray characterization of normal and neoplastic breast tissues. **Physics in Medicine and Biology** 32 (6): 675-695, 1987.
- JUNQUEIRA L. C., CARNEIRO J. Histologia Básica. Guanabara Koogan: Rio de Janeiro, 2004.
- KHARRATI, H., ZARRAD, B. Computation of beam quality parameters for Mo/Mo, Mo/Rh, and W/Al target/filter combinations in mammography. **Medical Physics** 30 (10): 2638-2642, 2003
- KODAK COMPANY, **Sistemas de Filmes para mamografia MIN – R L** da KODAK. 2000
- MAGALHÃES, S. D., EICHLER, J., GONÇALVES, O. Calculation on X-ray scattering of 17,4 keV radiation and image degradation in mammography. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B** 95: 87-90, 1995.
- MAZALI, I. O. **Determinação da Densidade de Sólidos pelo Método de Arquimedes**. Hipertexto. Campinas. Acesso em 15 janeiro 2007. Disponível em: [http://lqes.iqm.unicamp.br/images/vivencia\\_lqes\\_meprotec\\_densidade\\_arquimedes.pdf](http://lqes.iqm.unicamp.br/images/vivencia_lqes_meprotec_densidade_arquimedes.pdf).
- MAUTNER, B. D., SCHIMIDT, K. V., BRENNAN, M. B. New diagnostic techniques and treatments for early breast cancer. **Seminars in Oncology Nursing** 16 (3): 185-196, 2000.
- MIDGLEY, S. Energy resolution for accurate measurements of the X-ray linear attenuation coefficient. **Radiation Physics and Chemistry** 75: 936-944, 2006.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Portaria N.453/98 **Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**. Brasil, 1998.
- MOTZ, J. W., DICK, C. E. X-ray scatter background signals in transmission radiography. **Medical Physics** 2 (5): 259-267, 1978.
- MUNTZ, E. P.; JAFROUDI, H.; JENNINGS, R. J. An approach to specifying a minimum dose system for mammography using multiparameter optimization techniques. **Medical Physics** 12 (1): 5-12. 1985
- NIELSEN, B., CARLSSON, C. A. Energy imparted to fluorescent screens from primary and scatter radiation. Variations with atomic composition and screen thickness. **Physics in Medicine and Biology** 29 (4): 315-328, 1984.
- NORDFORS, B. N. The statistical error in X-ray absorption measurements. **Arkiv för Fysik** 18: 37-47, 1960.
- OKUNADE, A. A. Method for the evaluation of the average glandular dose in mammography. **Medical Physics** 33 (4): 1153-1164, 2006.
- PHELPS, M. E., HOFFMAN, E. J., TER-POGOSSIAN, M. M. Attenuation Coefficients of Various Body Tissues, Fluids, and Lesions at Photon Energies of 18 to 136 keV. **Radiology** 111: 573-583, 1975.
-

- POLETTI M.E. **Análise do contraste, dose e desempenho de uma grade relacionada ao espalhamento na imagem mamográfica.** Dissertação de Mestrado. Universidade de São Paulo, Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto. Ribeirão Preto, 1997.
- POLETTI M.E. **Estudo do Espalhamento de Fótons (6,94, 17,44 e 59,54 keV) em Tecidos Mamários, Materiais Equivalentes e sua Influência em Mamografia.** Tese (Doutorado). Universidade Federal do Rio de Janeiro, Instituto de Física. Rio de Janeiro, 2001.
- POLETTI, M. E., GONÇALVES, O. D., MAZZARO, I., SCHECHTER, H. Evaluation of the influence of scattering profiles on the resolution, scatter/primary ratio, and grid performance in mammography. **Radiation Physics and Chemistry** 61: 607-610, 2001.
- RAO, P. S., GREGG, E. C. Attenuation of Monoenergetic Gamma Rays in Tissues. **American Journal of Roentology** 123: 631-637, 1975.
- SANDBORG, M., DANCE, D. R., PERSLIDEN, J., CARLSSON, G. A. A Monte Carlo program for the calculation of contrast, noise and absorbed dose in diagnostic radiology. **Computer Methods and Programs in Biomedicine** 42: 167-180, 1994.
- SHIVASTAVA, P. H. Radiation Dose in Mammography: An Energy-Balance Approach. **Radiology** 140: 483-490, 1981.
- SIDHU, G. S., SINGH, K., SINGH, P. S., MUDAHAR, G. S. Effect of collimator size and absorber thickness on gamma ray attenuation measurements. **Radiation Physics and Chemistry** 56: 535-537, 1999.
- SKUBIC, S. E., FATOUROS, P. P. Absorbed Breast Dose: Dependence on Radiographic Modality and Technique, and Breast Thickness. **Radiology** 161: 263-270, 1986.
- SKUBIC, S. E., FATOUROS, P. P. The effect of breast composition on absorbed dose and image contrast. **Medical Physics** 15 (4): 544-552, 1989.
- SOBOL, W. T., WU, X. Parametrization of mammography normalized average glandular dose tables. **Medical Physics** 24 (4): 547-553, 1997.
- SPRAWLS, P. **Physical Principles of Medical Imaging.** 2nd Edition. Medical Physics Publishing, Madison, Wisconsin, 1995.
- STANTON, L., VILLAFANA, T., DAY, J. L., LIGHTFOOT, D. A. Dosage Evaluation in Mammography. **Radiology** 150: 577-584, 1984.
- TABAR, L., FABERBERG, C. J. G., GAD, A., *ET AL.* Reduction in mortality from breast cancer after mass screening with mammography. Randomized trial from the Breast Cancer Screening Working Group of the Swedish national Board of Health and Welfare. **Lancet**, 325 (8433): 829-832, 1985.
- TURKER, D. M., BARNES, G. T., WU, X. Z. Molybdenum target X-ray spectra: A semi-empirical model. **Medical Physics** 18: 402-407. 1979.
-

- 
- VARIER, KUNJU, S. N., MADHUSUDANAN. Effect of finite absorber dimensions on  $\gamma$ -ray attenuation measurements. **Physical Review A** 33 (4): 2378-2381, 1986.
- VYBORNÝ, C. J., SCHIMIDT, R. A. Technical Image Quality and the Visibility of Mammographic Detail. **RSNa Categorical Course in Physics** 103-111, 1994.
- YAFFE, M. J., JENNINGS, R. L., FAHRIG, R., FEWELL, T. R. X-ray spectral considerations for Mammography. **RSNa Categorical Course in Physics** 63-73, 1994.
- WAGNER, A. J. Contrast and Grid Performance in Mammography. In: Barnes, G. T., Frey, G. D., eds. Screen film mammography: imaging considerations and medical physics responsibilities. Madison, Wis: **Medical Physics**: 115-134, 1991.
- WHITE, D. R., PEAPLE, L. H. J., CROSBY, T. J. Measured Attenuation at Low Photon Energies (9.88-59.32 keV) for 44 Materials and Tissues. **Radiation Research** 84: 239-252, 1980.
- WOODARD, H. Q., WHITE, D. R. The composition of body tissues. **The British Journal of Radiology** 59: 1209-1219, 1986.
- WU, X., BARNES, G. T., TURKER, D. M. Spectral Dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography. **Radiology** 179: 143-148, 1991.
- WU, X., BARNES, G. T., GINGOLD, E. L., TURKER, D. M. Normalized average glandular dose in Molybdenum Target-Rhodium Filter and Rhodium Target-Rhodium Filter mammography. **Radiology** 193: 83-89, 1994.
-