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

ESTUDO SEMIANALÍTICO DA QUALIDADE DE
IMAGEM E DOSE EM MAMOGRAFIA

ALESSANDRA TOMAL

RIBEIRÃO PRETO
DEZEMBRO DE 2010

ALESSANDRA TOMAL

Estudo Semianalítico da Qualidade de Imagem e Dose em Mamografia

Tese apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Área de Concentração: Física Aplicada a Medicina e Biologia.

Orientador: Prof. Dr. Martin Eduardo Poletti.

RIBEIRÃO PRETO
DEZEMBRO DE 2010

FICHA CATALOGRÁFICA

Tomal, Alessandra

Estudo Semianalítico da Qualidade de Imagem e Dose em Mamografia, 2010.

151p.

Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Física Aplicada à Medicina e Biologia.

Orientador: Poletti, Martin Eduardo.

Palavras-chave: 1. Mamografia, 2. Coeficiente de atenuação linear, 3. Espectro de raios X, 4. Qualidade da imagem, 5. Dose glandular.

Dedico este trabalho a:

Diego, metade que me completa. Agradecendo pelo amor, dedicação, incentivo e colaboração.

Minha mãe Irene e meu pai Acir (*in memoriam*), que me guiaram pelos caminhos corretos.

Com todo o amor do mundo.

AGRADECIMENTOS

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

À minha mãe que sempre me apoiou e incentivou nas minhas escolhas.

À minha irmã Maria Inês, minha segunda mãe, por nunca me deixar desistir.

À minha família, pelo apoio incondicional em todos os momentos.

Ao Diego, por todo amor, preocupação, estímulo, ajuda e apoio em todos os momentos.

Ao Prof. Dr. Martin Eduardo Poletti, pelo incentivo, apoio, paciência e amizade em todos esses anos de convivência.

Ao técnico Eldereis de Paula do Departamento de Física e Matemática (DFM), pela disposição e ajuda imprescindível no desenvolvimento deste trabalho.

Ao técnico José Luiz Aziani, da oficina mecânica do DFM, pela ajuda na elaboração e construção do arranjo experimental utilizado nas medidas de coeficiente de atenuação e espectros de raios X.

Aos alunos e ex-alunos de iniciação científica do Grupo de Física Radiológica e Dosimetria: Ana Paula, Alessandra, Jéssica, Lucas, Maurício e em especial a Wender, pela cooperação na coleta de dados experimentais deste trabalho.

Aos colegas do Grupo de Física Radiológica e Dosimetria, Marina, André e Marcelo, pela convivência e experiências compartilhadas ao longo do curso.

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 tecidos analisados neste trabalho.

Ao pessoal da secretaria do DFM, em especial a secretária da pós-graduação Nilza Marina Leone Marino, pela boa vontade sempre presente nos atendimentos.

Aos professores do curso de pós-graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia, que contribuíram para minha formação.

Aos meus grandes amigos da UEPG, Paula de Azambuja Sobocinski e Carlos Alberto Bonin, pela amizade e apoio mesmo a distância.

Aos amigos Jorge Antonio, Fábio, Lindomar, Mirko e Thatiane, pelos momentos de descontração e convivência ao longo de todos esses anos, em especial nesses últimos meses.

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

RESUMO

TOMAL, A. **Estudo semianalítico da qualidade de imagem e dose em mamografia**. 2010. 151p. Tese (Doutorado) - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2010.

Neste trabalho, foram desenvolvidos modelos semianalíticos para estudar os parâmetros de qualidade da imagem (contraste objeto, SC , e razão contraste-ruído, CNR) e a dose glandular normalizada ($\bar{D}_{gN}$) em mamografia convencional e digital. As características de 161 amostras de tecidos mamários (coeficiente de atenuação linear e densidade) e os espectros de raios X mamográficos foram determinados experimentalmente, visando construir uma base de dados consistente destas grandezas para serem utilizadas nos modelos. Os coeficientes de atenuação linear (μ) foram determinados utilizando um feixe de raios X polienérgico e um detector de Si(Li), e as densidades (ρ) foram medidas utilizando o método da pesagem hidrostática. Os espectros de raios X de um equipamento industrial, que simula as qualidades de radiação de mamografia, foram medidos utilizando detectores de Si(Li), CdTe e SDD. A resposta de cada detector foi determinada por simulação Monte Carlo (MC). Os modelos semianalíticos desenvolvidos neste trabalho permitem calcular a deposição de energia na mama e no receptor de imagem, e foram utilizados para estudar o SC , a CNR e a $\bar{D}_{gN}$, para diferentes tipos de mama (espessura e glandularidade) e características do espectro incidente (combinação ânodo/filtro, potencial do tubo e camada semirredutora), bem como permitem avaliar a figura de mérito (FOM) em mamografia convencional e digital. Os resultados de μ e ρ , para os diferentes grupos de tecidos mamários, mostram que os tecidos normais fibroglandulares e neoplásicos possuem características similares, enquanto tecidos normais adiposos apresentam menores valores destas grandezas. Os espectros medidos com cada detector, e devidamente corrigidos por suas respostas, mostram que os três tipos de detectores podem ser usados para determinar espectros mamográficos. Com base nos resultados de SC e CNR , foram estimados limites de detecção de nódulos em mamografia convencional e digital, que se mostraram similares entre si. Os resultados de SC , CNR e $\bar{D}_{gN}$ obtidos também destacam a importância da escolha do modelo da mama e da base de dados de coeficiente de atenuação e espectros de raios X utilizados, uma vez que estes são responsáveis por uma grande variação nas grandezas estudadas. Além disso, os resultados de FOM mostram que, para mamas finas, a combinação Mo/Mo, tradicionalmente utilizada, apresenta o melhor desempenho, enquanto as combinações W/Rh e W/Ag são as mais indicadas para mamas espessas. Para mamas de espessuras médias, a melhor combinação depende da técnica utilizada (convencional ou digital). Finalmente, verificou-se que os modelos semianalíticos desenvolvidos permitem a obtenção de resultados de forma prática e rápida, com valores similares aos obtidos por simulação MC. Desta forma, estes modelos permitirão estudos futuros a respeito da otimização da mamografia, para outros tipos de mama e condições de irradiação.

Palavras-Chave: Mamografia, coeficiente de atenuação linear, espectro de raios X, qualidade da imagem, dose glandular.

ABSTRACT

TOMAL, A. **Semianalytical study of image quality and dose in mamography.** 2010. 151p. Thesis - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2010.

In this work, semianalytical models were developed to study the image quality parameters (subject contrast, SC , and contrast-to-noise ratio, CNR) and the normalized average glandular dose ($\bar{D}_{gN}$) in conventional and digital mammography. The characteristics of 161 breast tissue samples (linear attenuation coefficient and density), and the mammographic x-ray spectra were determined experimentally, aiming to establish a consistent experimental database of these quantities to be used in the models. The linear attenuation coefficients (μ) were determined using a polyenergetic x-ray beam and a Si(Li) detector, and the densities (ρ) were measured using the buoyancy method. The x-ray spectra from an industrial equipment, which reproduces the mammographic qualities, were measured using Si(Li), CdTe and SDD detectors. The responses of the detectors were determined using Monte Carlo (MC) simulation. The semianalytical models developed in this work allow computing the energy deposited in the breast and in the image receptor, and they were employed to study the SC , CNR and $\bar{D}_{gN}$, for different types of breast (thickness and glandularity) and incident x-ray spectra (anode/filter combination, tube potential and half-value layer). These models also allow evaluating the figure of merit (FOM) for conventional and digital mammography. The results of μ and ρ for the tissues analyzed show similar characteristics for the normal fibroglandular and neoplastic breast tissues, while the adipose tissue presents lower values of these quantities. From the x-ray spectra obtained using each detector, and corrected by their respective responses, it is observed that the three types of detectors can be used to determine mammographic spectra. Detection limits for nodules were estimated from the results of SC and CNR , and they were similar for both cases. The results of SC , CNR and $\bar{D}_{gN}$ also show the importance of the choice of the breast model, and of the database of attenuation coefficient of breast tissues and x-ray spectra, since they largely influence the studied quantities. Besides, the results for FOM show that, for thin breasts, the Mo/Mo spectrum exhibits the better performance, while the W/Rh and W/Ag spectra are recommended for thicker breasts. For average thickness breasts, the more indicated spectra depend on the employed technique (conventional or digital). Finally, it was verified that the semianalytical models developed in this work provided results in a fast and simple way, with a good agreement with those obtained by using MC simulation. Therefore, these models allow further studies, regarding optimization of mammography, for other breast characteristics and irradiation parameters.

Keywords: Mammography, linear attenuation coefficient, x-ray spectrum, image quality, glandular breast dose.

Lista de Figuras

3.1	Esquema da produção de radiação em um tubo de raios X (Hendee e Ritenour, 2002).	23
3.2	Espectro produzido por um tubo de raios X com um ânodo de molibdênio e um potencial de 28 kV, com filtração inerente de 0,5 mm de berílio. . . .	24
3.3	Processo de formação da imagem radiográfica. (a) Paciente; (b) Intensidade da radiação que atinge o receptor: A primária e B espalhada; (c) Imagem radiográfica. Figura adaptada de Barnes (1991)	25
3.4	Definição do SC em imagens radiográficas, considerando: (a) somente as contribuições da radiação primária, relacionadas com o tecido circundante e o objeto contrastante, q_{N_p} e q_{O_p} , respectivamente; e (b) a contribuição da radiação primária e espalhada, $q_{N_{p+s}}$ e $q_{O_{p+s}}$, respectivamente (Carlsson et al. 1986).	27
3.5	Curvas características de um receptor tela-filme e de um receptor digital (Mahesh et al. 2004).	28
4.1	Arranjo experimental utilizado nas medidas de coeficiente de atenuação linear. C indica a posição dos colimadores.	35
4.2	Comparação do coeficiente de atenuação linear do poliacetal obtido neste trabalho com valores teóricos, calculados a partir da regra das misturas. . .	40
4.3	Arranjo experimental utilizado para a determinação da massa aparente das amostras de tecidos mamários.	40
4.4	Curvas de (a) calibração e (b) resolução para o detector Si(Li).	43
4.5	Curvas de (a) calibração e (b) resolução para o detector CdTe.	43
4.6	Curvas de (a) calibração e (b) resolução para o detector SDD.	43
4.7	(a) Modelo geométrico adotado para estudo da qualidade da imagem e dose absorvida em mamografia. (b) Modelo da mama comprimida. (c) Corte transversal na mama, mostrando o objeto contrastante.	49
5.1	Valores médios dos coeficientes de atenuação linear dos tecidos mamários analisados neste trabalho.	65
5.2	<i>Box-plots</i> dos coeficientes de atenuação linear dos diferentes tipos de tecidos mamários, para as energias (a) 10 keV e (b) 17,44 keV.	66
5.3	Comparação dos coeficientes de atenuação linear de tecidos mamários normais adiposos e carcinomas obtidos neste trabalho com resultados da literatura.	67
5.4	<i>Box-plots</i> das densidades dos tecidos mamários normais (adiposo e fibroglandular) e neoplásicos (carcinoma e fibroadenoma).	68
5.5	Comparação dos espectros experimental e simulado de uma fonte de ^{55}Fe para o detector de Si(Li).	70

5.6	Espectros experimental e simulado, obtidos com um detector de CdTe, para as fontes radioativas: (a) ^{55}Fe e (b) ^{241}Am , simulada considerando uma energia incidente de 59,54 keV.	71
5.7	Comparação dos espectros experimental e simulado de uma fonte de ^{55}Fe para o detector SDD.	72
5.8	Eficiência dos detectores de Si(Li), CdTe e SDD na faixa de energia da mamografia.	73
5.9	Comparação entre os espectros medidos (curva preta), e corrigidos pela resposta do detector (curva vermelha), obtidos com os detectores: (a) Si(Li); (b) CdTe e (c) SDD.	75
5.10	Comparação entre os espectros de raios X para a combinação ânodo/filtro Mo/Mo, obtidos com o detector Si(Li) (curva em cor preta), CdTe (curva em cor vermelha) e SDD (curva em cor azul).	78
5.11	Comparação entre os espectros de raios X para a combinação ânodo/filtro Mo/Al, obtidos com o detector Si(Li) (curva em cor preta), CdTe (curva em cor vermelha) e SDD (curva em cor azul).	79
5.12	Comparação entre os espectros obtidos neste trabalho, utilizando os detectores de Si(Li), CdTe e SDD, com espectros mamográficos de referência (Boone et al., 1997; Wilkinson et al., 2001).	82
5.13	Contraste objeto de um nódulo em função da espessura da mama, com e sem espalhamento, e com a inclusão de diferentes tipos de grades.	84
5.14	Dependência do contraste objeto de um nódulo com as características da mama. Espectro de Mo/Mo em 28kV.	85
5.15	Dependência do contraste objeto com as características do espectro incidente, para uma mama de composição média de 6 cm.	86
5.16	Dependência do contraste objeto com a <i>CSR</i> para espectros de 28 kV, considerando uma mama de composição média de 4 cm.	87
5.17	Dependência do <i>SC</i> com o modelo da mama, considerando um nódulo de 5 mm presente em uma mama média de diferentes espessuras.	88
5.18	Dependência do contraste objeto com a base de dados utilizada no cálculo, considerando a combinação Mo/Mo a 28 kV. (a) Diferentes valores de coeficiente de atenuação linear, considerando uma mama adiposa. (b) Diferentes espectros de raios X, considerando uma mama média.	89
5.19	Razão contraste-ruído de um nódulo em função da espessura da mama, com e sem espalhamento, e incluindo diferentes tipos de grades.	90
5.20	Razão contraste-ruído em função da espessura da mama, considerando somente o ruído quântico, e incluindo as correções adicionais do receptor de imagem.	92
5.21	Dependência dos valores de $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ com a espessura e composição da mama.	92
5.22	Dependência do $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ com a combinação ânodo/filtro e com o potencial do tubo, para um nódulo de 5 mm presente em uma mama média de 4 cm.	93
5.23	Dependência do $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ com a <i>CSR</i> para espectros de 28 kV, e uma mama de composição média de 4 cm.	95
5.24	Dependência da razão contraste-ruído com o modelo da mama, considerando uma mama de 4 cm de diferentes glandularidades, e a combinação Mo/Mo a 28 kV.	96

5.25	Dependência da razão contraste ruído com a base de dados, considerando a combinação ânodo/filtro Mo/Mo a 28 kV. (a) Diferentes valores de coeficiente de atenuação linear, considerando uma mama adiposa. (b) Diferentes espectros de raios X, considerando uma mama média.	96
5.26	Dependência do contraste objeto com a espessura do nódulo. (a) Considerando a componente primária, a primária + espalhada, e a influência da grade anti-espalhamento. (b) Diferentes espessuras da mama. (c) Diferentes glandularidades da mama. (d) Diferentes espectros incidentes.	98
5.27	Dependência da razão contraste-ruído com a espessura do nódulo. (a) Diferentes glandularidades, e (b) diferentes espessuras da mama.	101
5.28	Dose glandular normalizada em função da espessura e glandularidade da mama. Espectro de Mo/Mo em 25 kV ($CSR=0,326$ mm de Al).	103
5.29	Influência do espectro incidente (combinação ânodo/filtro e potencial do tubo) na dose glandular normalizada, considerando uma mama de composição média de 4 cm.	104
5.30	Dependência da dose glandular normalizada com a CSR para um potencial do tubo de 28 kV, e uma mama média de 4 cm.	105
5.31	Dependência da dose glandular normalizada com o potencial do tubo para diferentes combinações ânodo/filtro com $CSR=0,380$ mm de Al.	106
5.32	Influência do modelo de mama na dose glandular normalizada, para uma mama média e um espectro incidente de Mo/Mo a 28 kV	107
5.33	Dependência dos valores de $\bar{D}_{gN}$ com a base de dados utilizada no cálculo, considerando uma mama média. (a) Diferentes coeficientes de atenuação linear. (b) Diferentes espectros de raios X.	108
5.34	Figura de mérito em mamografia convencional (FOM_{SC}) para um nódulo de 5 mm presente em uma mama média de: (a) 2 cm, (b) 4 cm, (c) 6 cm e (d) 8 cm.	110
5.35	Figura de mérito em mamografia digital para um nódulo de 5 mm presente em uma mama média de: (a) 2 cm, (b) 4 cm, (c) 6 cm e (d) 8 cm.	112

Lista de Tabelas

4.1	Características físicas dos filtros utilizados para o estudo dos parâmetros de qualidade da imagem e da dose glandular normalizada.	52
4.2	Valores de CSR (mm de Al) para as combinações ânodo/filtro e potenciais do tubo utilizados neste trabalho.	53
5.1	Parâmetros obtidos no ajuste da equação (5.1) aos valores médios de μ para cada grupo de tecidos mamários analisado neste trabalho. O parâmetro R^2 indica a qualidade do ajuste.	68
5.2	Densidades dos tecidos mamários analisados neste trabalho, comparados com resultados da literatura.	69
5.3	Qualidades de radiação para feixes de raios X mamográficos, considerando um ânodo de Mo e uma filtração total de 0,03 mm de Mo.	76
5.4	Qualidades de radiação para feixes de raios X mamográficos, considerando uma combinação ânodo/filtro Mo/Al.	76
5.5	Comparação entre os valores de CSR e $\bar{E}$ para a combinação ânodo/filtro Mo/Mo, calculados a partir dos espectros obtidos com os detectores Si(Li), CdTe e SDD.	81
5.6	Comparação entre os valores de CSR e $\bar{E}$ para a combinação ânodo/filtro Mo/Al, calculados a partir dos espectros obtidos com os detectores Si(Li), CdTe e SDD.	81

Lista de Abreviaturas e Símbolos

$\mu(E)$	Coeficiente de atenuação linear.
SPR	Razão entre as intensidades espalhada e transmitida detectada nas medidas de $\mu(E)$.
σ_μ	Incerteza no coeficiente de atenuação linear.
ρ	Densidade.
Si(Li)	Silício dopado com lítio.
CdTe	Telureto de cádmio.
SDD	Detector de silício, do inglês <i>Silicon Drift Detector</i> .
HPGe	Germânio hiperpuro.
NaI[Tl]	Iodeto de sódio dopado com tálio.
$FWHM$	Largura à meia-altura dos picos, que representa a resolução em energia do detector. Do inglês <i>Full Width at Half Maximum</i> .
CSR	Camada semirredutora.
$\bar{E}$	Energia média.
E_{ef}	Energia efetiva.
MC	Monte Carlo.
SC	Contraste objeto, do inglês <i>Subject Contrast</i> .
S/P	Razão entre a radiação espalhada e radiação primária transmitidas pela mama.
CNR	Razão contraste ruído, do inglês <i>Contrast-to-Noise Ratio</i> .
K_{ar}	Kerma no ar, na entrada da mama, sem retroespalhamento.
$CNR/\sqrt{K_{ar}}$	Razão contraste ruído por raiz do kerma de entrada na mama.
$\bar{D}_{gN}$	Dose glandular normalizada
$\bar{D}_g$	Dose glandular.
FOM_{SC}	Figura de mérito para mamografia convencional. Do inglês, <i>Figure Of Merit</i> .
FOM_{CNR}	Figura de mérito para mamografia digital.
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i> .
PTB	Laboratório primário de calibração, <i>Physikalisch-Technische Bundesanstalt</i> .
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
PENELOPE	<i>PEneetration and Energy LOss of Positrons and Electrons</i> .

Sumário

1	Introdução	1
2	Revisão Bibliográfica	5
2.1	Parâmetros fundamentais no estudo da qualidade da imagem e dose mamográfica	5
2.1.1	Características dos tecidos mamários	5
2.1.2	Espectros de raios X	8
2.2	Qualidade da imagem e dose em mamografia	10
2.2.1	Qualidade da imagem	10
2.2.2	Dose glandular normalizada	15
3	Fundamentos Teóricos	18
3.1	Interação da radiação com a matéria	18
3.1.1	Efeito fotoelétrico	18
3.1.2	Espalhamento elástico	19
3.1.3	Espalhamento inelástico	20
3.1.4	Coefficiente de atenuação linear	20
3.1.5	Regra das misturas	21
3.1.6	Atenuação exponencial	22
3.2	Produção e espectros de raios X	22
3.2.1	Tubo de raios X	22
3.2.2	Espectros de raios X	23
3.3	Imagem radiográfica	24
3.3.1	Qualidade da imagem radiográfica	25
3.3.2	Contraste radiográfico	26
3.3.3	Razão contraste-ruído	29
3.4	Grandezas dosimétricas	30
3.4.1	Kerma	30
3.4.2	Exposição	31
3.4.3	Dose absorvida	31
3.4.4	Dose média absorvida	32
3.4.5	Modelo para determinação da dose glandular média em mamografia	32
4	Materiais e Métodos	34
4.1	Características dos tecidos mamários	34
4.1.1	Amostras de tecidos mamários: coleta e classificação	34
4.1.2	Determinação experimental do coeficiente de atenuação linear	35
4.1.3	Determinação da densidade de tecidos mamários	40
4.2	Medidas de espectros de raios X	41

4.2.1	Sistemas de detecção	41
4.2.2	Calibração e resolução dos sistemas de detecção	42
4.2.3	Cálculo da resposta dos detectores	43
4.2.4	Equipamentos de raios X e filtração adicional	46
4.2.5	Espectrometria de raios X	46
4.2.6	Correção dos espectros medidos pela resposta do detector	47
4.2.7	Análise quantitativa dos espectros	48
4.3	Modelos semianalíticos para o estudo da qualidade da imagem e da dose glandular normalizada	48
4.3.1	Modelo geométrico	49
4.3.2	Base de dados	51
4.3.3	Parâmetros de qualidade da imagem mamográfica	53
4.3.4	Dose glandular normalizada	59
4.3.5	Figura de mérito	61
5	Resultados e Discussões	64
5.1	Características dos tecidos mamários	64
5.1.1	Coeficiente de atenuação linear de tecidos mamários	64
5.1.2	Densidade	68
5.2	Medidas de espectros de raios X	69
5.2.1	Resposta dos detectores semicondutores	70
5.2.2	Correção dos espectros pela resposta do detector	74
5.2.3	Qualidades de radiação: camada semirredutora	75
5.2.4	Qualidades de radiação: espectro de raios X	77
5.3	Parâmetros de qualidade da imagem e dose em mamografia	83
5.3.1	Qualidade da imagem em mamografia convencional: contraste objeto	83
5.3.2	Qualidade da imagem em mamografia digital: razão contraste-ruído	90
5.3.3	Aplicações dos resultados: limites de detecção	97
5.3.4	Dose glandular normalizada	102
5.3.5	Otimização do espectro: figura de mérito	109
6	Conclusões e Perspectivas	115
6.1	Conclusões	115
6.1.1	Características dos tecidos mamários	115
6.1.2	Sobre as medidas de espectros de raios X	116
6.1.3	Sobre o estudo da qualidade da imagem e da dose absorvida	118
6.2	Perspectivas	119
	Apêndice	121
A	Produção Bibliográfica	121
A.1	Artigos publicados em periódicos	121
A.2	Artigos aceitos para publicação	121
A.3	Resumos publicados em anais de congressos	122
B	Princípio de Funcionamento de Detectores Semicondutores	123
B.1	Transporte de cargas em detectores semicondutores	124
B.2	Resolução em energia	127

C Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa	128
Referências Bibliográficas	129

Capítulo 1

Introdução

O câncer de mama é o tipo de câncer mais comum entre as mulheres e o maior responsável por óbitos nesta população (INCA 2009). O diagnóstico precoce é a forma mais eficaz de reduzir a mortalidade por esta doença e aumentar a sobrevida dos pacientes (Michaelson et al. 2002), sendo a mamografia a técnica mais utilizada para esse fim (Yaffe 2008). Entretanto, a sensibilidade da mamografia é afetada por diversos fatores, tais como espessura e glandularidade da mama, e as características do espectro de raios X utilizado (Gingold et al. 1995, Delis et al. 2006). Além disso, a exposição da mama à radiação ionizante também está relacionada a um risco de carcinogênese (Dance 1990, Dance et al. 2009). Assim, diversos estudos vêm sendo realizados a fim de otimizar o exame mamográfico, com o objetivo de maximizar a qualidade da imagem, e ao mesmo tempo fornecer a menor dose de radiação no paciente (Jennings et al. 1981, Muntz et al. 1985, Flynn et al. 2003, Delis et al. 2007, Baldelli et al. 2010).

A otimização do exame mamográfico vem sendo estudada através da determinação dos parâmetros de qualidade da imagem, tais como contraste objeto (SC) e razão contraste-ruído (CNR), e da dose glandular normalizada ($\bar{D}_{gN}$) (Gingold et al. 1995, Bernhardt et al. 2006, Delis et al. 2007, Baldelli et al. 2010). De forma geral, o estudo destas grandezas pode ser realizado utilizando tanto métodos experimentais quanto teóricos, sendo a determinação teórica preferível, uma vez que permite uma maior variação dos parâmetros estudados e um menor custo.

Por outro lado, a elaboração de modelos teóricos para o estudo da otimização do exame

mamográfico requer o conhecimento de diversos parâmetros, tais como características da mama (coeficiente de atenuação linear e densidade), espectro de raios X incidente (combinação ânodo/filtro, potencial do tubo de raios X e camada semirredutora), características do receptor de imagem e do mamógrafo (distância foco-receptor, compressor e grade) (Jennings et al. 1981, Muntz et al. 1985, Dance et al. 2000a, Flynn et al. 2003, Delis et al. 2007, Baldelli et al. 2010). Dentre estes parâmetros destacam-se as características da mama e o espectro de raios X como os mais importantes (Jennings et al. 1981, Muntz et al. 1985, Dance et al. 2000b, Delis et al. 2007, Baldelli et al. 2010). Atualmente, estas grandezas são usualmente provenientes da literatura (Birch e Marshall 1979, Hammersstein et al. 1979, Woodard e White 1986, Johns e Yaffe 1987, Boone et al. 1997), apesar de não haver uma base de dados completa e consistente, tanto pela ausência de valores quanto pela divergência entre resultados obtidos por diferentes autores. Portanto, o estudo da otimização em mamografia permanece limitado a situações particulares e sujeito a diversas variações oriundas das bases de dados utilizadas.

O estudo teórico da otimização em mamografia é usualmente realizado por simulação Monte Carlo (MC), que é uma ferramenta bem estabelecida para a modelagem do transporte de radiação (Dance et al. 2009). Apesar de suas vantagens, o método MC constitui-se de uma série extensiva de cálculos, que podem levar várias horas ou até dias para fornecerem resultados precisos. Assim, o estudo da otimização do exame mamográfico demandaria muito tempo para ser realizado, devido ao grande número de variáveis a serem consideradas a fim de englobar todas as características da mama, do espectro incidente e do sistema de detecção. Uma alternativa a estes cálculos seria o desenvolvimento de uma metodologia baseada em equações analíticas, e que forneça resultados similares aos obtidos experimentalmente ou por simulação MC, mas em um menor tempo. O desenvolvimento de uma metodologia semianalítica simples, rápida, prática e flexível seria bastante útil no estudo da otimização da mamografia. Entretanto, a elaboração destes modelos têm sido limitada devido à dificuldade para modelar múltiplas interações através de equações analíticas.

Desta forma, este trabalho apresenta, como objetivo central, o estudo da otimização do

exame mamográfico, utilizando métodos semianalíticos, que levem em conta a contribuição das interações simples e duplas. Para isto, o trabalho apresenta dois objetivos principais:

- (i) Construir uma base de dados consistente de características físicas dos tecidos mamários e espectros de raios X, que por sua vez engloba dois objetivos secundários. O primeiro consiste em determinar o coeficiente de atenuação linear de tecidos mamários normais e neoplásicos na faixa de energia utilizada em mamografia, bem como a densidade destes tecidos. O segundo consiste na determinação experimental de espectros de raios X de um equipamento industrial, adaptado com diferentes tipos de filtro para simular as condições clínicas de mamografia, envolvendo desde a caracterização do detector utilizado até a metodologia de medida.
- (ii) Elaborar modelos semianalíticos para estudar os parâmetros de qualidade da imagem (contraste objeto e razão contraste-ruído) e a dose glandular normalizada, bem como a combinação dessas grandezas na figura de mérito, utilizada para definir as características ótimas do espectro de raios X incidente na mama.

O trabalho está organizado da seguinte forma:

No capítulo 2 é realizada uma breve revisão bibliográfica sobre a base de dados das características da mama e dos espectros de raios X incidentes. Além disso, uma breve revisão a respeito do estudo dos parâmetros de qualidade da imagem e da dose absorvida em um exame mamográfico também é apresentada.

No capítulo 3 são introduzidos os fundamentos teóricos em que este trabalho está baseado. Inicialmente são apresentados os principais processos de interação da radiação com a matéria no intervalo de energia da mamografia, bem como os conceitos referentes à produção de raios X em um tubo de raios X. Por fim, são apresentados os princípios de formação da imagem radiográfica, bem como as grandezas dosimétricas que descrevem a interação da radiação com a matéria.

O capítulo 4 descreve os materiais e métodos utilizados em cada etapa do trabalho: na determinação experimental do coeficiente de atenuação linear e densidade dos tecidos mamários (seção 4.1), na medida dos espectros de raios X e na obtenção da resposta de

cada detector utilizado (seção 4.2), no desenvolvimento dos modelos semianalíticos para determinar os parâmetros de qualidade da imagem (contraste objeto e razão contraste-ruído) e dose glandular normalizada, e também na combinação destas grandezas para determinar a figura de mérito em mamografia convencional e digital (seção 4.3).

No capítulo 5 são apresentados os resultados obtidos neste trabalho. Primeiramente, são apresentados os resultados de coeficientes de atenuação linear e densidade obtidos para as amostras de tecidos mamários (seção 5.1). Além disso, são apresentadas as respostas dos detectores utilizados para a espectrometria de raios X, bem como os espectros de raios X obtidos para um sistema que simula condições clínicas (seção 5.2). Posteriormente, são discutidos os resultados obtidos para os parâmetros de qualidade da imagem e dose glandular normalizada, bem como suas dependências com as características físicas e geométricas da mama e com o espectro de raios X utilizado (seção 5.3). Finalmente, são apresentadas as figuras de mérito em mamografia convencional e digital, e discutidos os espectros ótimos para cada condição de irradiação (seção 5.3.5).

O capítulo 6 é dedicado às conclusões, assim como às perspectivas futuras.

Capítulo 2

Revisão Bibliográfica

Este capítulo apresenta uma breve descrição dos trabalhos mais relevantes da literatura sobre a determinação das características da mama e dos espectros de raios X, que constituem a base de dados fundamental para o estudo teórico do exame mamográfico (Muntz et al. 1985, Jennings et al. 1981). Além disso, também é apresentada uma breve descrição dos trabalhos e resultados mais relevantes referentes ao estudo da qualidade da imagem e dose em mamografia.

2.1 Parâmetros fundamentais no estudo da qualidade da imagem e dose mamográfica

2.1.1 Características dos tecidos mamários

As características físicas dos tecidos mamários (coeficientes de atenuação linear e densidade) são essenciais no estudo da qualidade da imagem e da dose absorvida em mamografia (Muntz et al. 1985), uma vez que se referem a características individuais de cada paciente, e não podem ser controladas ou modificadas durante o exame. Além disso, a formação da imagem mamográfica está baseada nas diferenças de coeficiente de atenuação e densidade dos tecidos que compõe a mama (Bushberg et al. 2002).

O coeficiente de atenuação linear, $\mu(E)$, pode ser obtido de forma teórica, a partir da regra das misturas (Jackson e Hawkes 1981, Berger et al. 2005), utilizando a densidade e

a composição química de cada tecido e os coeficientes de atenuação para cada elemento químico; ou experimentalmente, utilizando técnicas espectroscópicas de raios X ou raios γ (Rao e Gregg 1975, White et al. 1980, Johns e Yaffe 1987, Al-Bahri e Spyrou 1996, Tomal et al. 2010b). Os valores teóricos de $\mu(E)$ são limitados pelo conhecimento da composição química e densidade dos materiais de interesse, sendo os dados de composição química de tecidos mamários restritos a poucos trabalhos publicados na literatura (Hammerstein et al. 1979, Woodard e White 1986, Poletti et al. 2002a, Poletti et al. 2002b).

Com relação aos trabalhos a respeito da densidade de tecidos mamários, os seguintes podem ser citados. Hammerstein et al. (1979) e Woodard e White (1986) determinaram a densidade de tecidos mamários adiposos e glandulares, utilizando um número pequeno de amostras frescas. Johns e Yaffe (1987) determinaram a densidade de tecidos mamários normais (adiposos e glandulares) e neoplásicos, e mostraram que os tecidos normais adiposos apresentam menor densidade que tecidos glandulares e neoplásicos, sendo que estes últimos grupos possuem densidades similares. Poletti et al. (2002a) mediram a densidade de tecidos normais adiposos e glandulares, utilizando um pequeno número de amostras frescas. De forma geral, verifica-se que os dados de densidade de tecidos neoplásicos continuam escassos, em especial para neoplasias.

A seguir, são descritos os trabalhos experimentais mais relevantes a respeito do coeficiente de atenuação linear dos tecidos mamários.

Rao e Gregg (1975) e White et al. (1980) mediram o coeficiente de atenuação linear de tecidos mamários normais sem classificação histológica. Rao e Gregg (1975) utilizaram um detector de NaI[Tl] e raios γ de diferentes fontes radioativas, enquanto White et al. (1980) utilizaram um detector semicondutor de HPGe e raios X fluorescentes. Somente quatro valores de energia analisados nestes trabalhos encontravam-se dentro do intervalo utilizado em mamografia (5 – 40 keV).

Johns e Yaffe (1987) caracterizaram as propriedades de atenuação de tecidos mamários normais (adiposos e glandulares) e carcinomas, utilizando um feixe de raios X polienergético com energias entre 18 keV e 120 keV e um detector de HPGe. Os resultados mostraram diferenças significativas entre tecidos normais adiposos e os outros grupos de

tecidos em toda a faixa de energia utilizada, enquanto tecidos normais glandulares e tecidos neoplásicos só diferiam para energias menores que 31 keV. Entretanto, os autores analisaram somente um pequeno número de amostras para cada tipo de tecido.

Carroll et al. (1994) mediram o coeficiente de atenuação linear de tecidos mamários normais (adiposos e glandulares) e neoplásicos, usando um feixe de raios X monoenergético produzidos por uma fonte síncroton no intervalo de 14 a 18 keV. Entretanto, os autores não mostraram os resultados de $\mu(E)$ obtidos para todos os grupos de tecidos analisados.

Al-Bahri e Spyrou (1996) usaram raios γ com energia 59,54 keV para determinar o coeficiente de atenuação linear dos tecidos normais (adiposos e glandulares) e neoplásicos provenientes do mesmo paciente. Os autores observaram que os valores de μ de todos os grupos de tecidos analisados se sobrepõem para a energia utilizada.

Baldazzi et al. (2008) determinaram o coeficiente de atenuação linear de tecidos mamários neoplásicos, na faixa de energia de 10 a 55 keV, usando um feixe de raios X polienergético e um monocromador de LiF. Os resultados obtidos foram utilizados para determinar a densidade eletrônica e número atômico efetivo destes tecidos.

Recentemente, Tomal et al. (2010b) mediram os coeficientes de atenuação linear de tecidos mamários normais (adiposos e glandulares), e neoplasias malignas e benignas, usando um feixe de raios X monoenergético com energias entre 8 e 30 keV. Os resultados mostraram que o grupo de tecidos normais adiposos apresenta diferenças significativas em todo intervalo energético analisado, enquanto os outros grupos são similares entre si.

Concluindo, é importante ressaltar que valores de coeficiente de atenuação linear de tecidos mamários continuam escassos para neoplasias benignas e malignas, principalmente para baixas energias (10 – 20 keV), um intervalo fundamental em mamografia. A comparação entre os resultados apresentados por diferentes autores também mostra que existe concordância nos valores médios para cada tipo de tecido, mas não nas variabilidades existentes. Além disso, em geral o número de amostras analisadas nestes trabalhos era reduzido, o que pode tornar os valores médios obtidos não representativos dos valores da população. Portanto, mais estudos ainda são necessários a fim de se construir uma base de dados mais completa a respeito de coeficientes de atenuação linear de tecidos mamários.

2.1.2 Espectros de raios X

O conhecimento do espectro de raios X incidente na mama é um fator de grande importância para o estudo da otimização da mamografia (Jennings et al. 1981, Yaffe et al. 1994, Dance et al. 2000a). A caracterização do feixe de raios X mamográfico pode ser obtida através de modelos semianalíticos (Turker et al. 2000), simulação MC (Ay et al. 2004) ou por métodos experimentais. Dentre as abordagens experimentais destacam-se as que utilizam métodos indiretos, como o espectrômetro Compton (Matscheko e Ribberfors 1987) ou medidas de atenuação (Archer e Wagner 1982), e métodos diretos, que utilizam detectores semicondutores (Marshall et al. 1975, O’Foghludha e Johnson 1981, Matsumoto et al. 2000, Miyajima e Imagawa 2002). Medidas diretas de espectros de raios X com detectores semicondutores são as mais utilizadas, por fornecerem os resultados mais confiáveis, embora nestes casos exista a necessidade de um procedimento próprio de correção para cada detector pela sua função resposta (Wilkinson et al. 2001). Os trabalhos experimentais mais relevantes a respeito da espectrometria de raios X com o auxílio de detectores semicondutores, são descritos a seguir.

A espectrometria de raios X produzidos por um tubo de raios X diagnóstico, utilizando detectores semicondutores, teve início na década de 1960 com o trabalho de Drexler e Gosrau (1968). Esses autores já descreviam a necessidade de um procedimento matemático específico, baseado em simulações MC, para a correção da distribuição obtida com os detectores utilizados.

Marshall et al. (1975) e Fewell e Shuping (1978) mediram os espectros de raios X de tubos com ânodos de molibdênio (Mo) e tungstênio (W), na faixa de energia de mamografia, utilizando detectores semicondutores de germânio, Ge(Li) e HPGe, respectivamente. Johnson e O’Foghludha (1978) mediram distribuições espectrais de tubos de raios X com ânodos de Mo, W e ródio (Rh), utilizando um detector de Si(Li). Nestes trabalhos, os espectros de raios X foram medidos modificando-se o tubo de raios X para uma configuração não-clínica, mantendo grandes distâncias foco-detector e utilizando baixas correntes, visando reduzir a fluência de fótons no detector.

Recentemente, detectores de CdZnTe (CZT), CdTe e fotodiodo PIN de silício vêm

sendo empregados em espectrometria de tubos de raios X clínicos na faixa de energia de mamografia, devido à sua portabilidade. Miyajima e Imagawa (2002) e Matsumoto et al. (2000) mediram espectros de raios X mamográficos utilizando detectores de CdZnTe. Os resultados obtidos nestes trabalhos mostraram algumas distorções no espectro medido devido à resposta do detector, principalmente para maiores potenciais do tubo (> 30 kV). Künzel et al. (2004) e Künzel (2006) utilizaram detectores de CdZnTe e fotodiodo PIN de silício para medir espectros de raios X em equipamentos mamográficos clínicos e não-clínicos, mostrando que os equipamentos industriais podem ser modificados com a inclusão de filtros para simular condições clínicas.

De forma geral, os resultados da literatura indicam um melhor desempenho dos detectores de Si(Li) e HPGe, que possuem as melhores eficiência e resolução em energia, e produzem as menores distorções no espectro na faixa de energia utilizada em mamografia, como mostrado por Wilkinson et al. (2001). Entretanto, ambos sistemas oferecem condições de uso apenas para sistemas não-clínicos, devido às suas características de operação, tais como necessidade de refrigeração com nitrogênio líquido, volume e alto custo. Por outro lado, novos detectores, tais como CdZnTe, CdTe, fotodiodo PIN e SDD, são compactos e mais baratos. Dessa forma, a escolha do detector utilizado para medidas de espectros deve ser cuidadosa, de forma a se obter o espectro com a melhor resolução em energia, minimizando as distorções espectrais, além da necessidade de se empregar um espectrômetro prático para medidas em diversos tipos de equipamentos de raios X.

Este trabalho apresenta medidas de espectros de raios X de um equipamento industrial, adaptado para reproduzir as qualidades clínicas, utilizando três diferentes detectores (Si(Li), CdTe e SDD). Destas medidas, é possível identificar o melhor detector para a espectrometria na faixa de energia da mamografia, além de investigar a influência de diferentes espectros nos parâmetros de qualidade da imagem e dose.

2.2 Qualidade da imagem e dose em mamografia

2.2.1 Qualidade da imagem

A formação da imagem radiográfica, considerando somente radiação primária, está baseada nas diferenças dos coeficientes de atenuação e densidades dos diversos tipos de tecidos irradiados, que resultam em uma variação espacial na intensidade de radiação transmitida (Sprawls 1995). A qualidade da imagem é usualmente quantificada a partir da resolução, contraste e ruído (Carlsson et al. 1986, Vyborny e Schmidt 1994).

Em mamografia convencional, o filme mamográfico serve de meio de obtenção e visualização das imagens (Mahesh 2004). Além disso, o filme possui uma limitada extensão dinâmica, tornando o contraste da imagem o parâmetro mais importante para a descrição de sua qualidade (Yaffe 1990). O contraste da imagem é fatorizado em termos do contraste do filme e do contraste objeto (SC , do inglês *Subject Contrast*), que por sua vez são independentes entre si (Wagner 1991, Sprawls 1995). De forma geral, o estudo do contraste em mamografia convencional resume-se, na maioria das vezes, ao estudo do contraste objeto.

Em mamografia digital, por outro lado, os processos de obtenção, visualização e arquivamento são independentes. O receptor possui uma maior extensão dinâmica, se comparado ao filme radiográfico, e o contraste na imagem pode ser manipulado computacionalmente através de técnicas de pós-processamento de imagens (Mahesh 2004). Desta forma, um dos principais fatores que afetam a visualização de alterações na mama é o ruído, e o parâmetro mais importante de qualidade nesta técnica torna-se então a razão contraste-ruído (CNR , do inglês *Contrast-to-Noise Ratio*) (Dance et al. 2000a).

Os parâmetros de qualidade da imagem (SC e CNR) em mamografia convencional e digital têm sido estudados utilizando diferentes abordagens teóricas e experimentais. A seguir, são descritos os trabalhos mais relevantes a respeito da determinação do SC , seguidos pelos de CNR .

Contraste objeto

Os trabalhos mais relevantes a respeito da determinação do contraste objeto em mamografia são descritos a seguir.

Wagner (1991) avaliou o SC de nódulos e calcificações presentes em uma mama de composição média (50% adiposa, 50% glandular), considerando as contribuições da radiação primária e espalhada. Entretanto, o autor descreveu de forma bastante simplificada a sua dependência energética com o espectro incidente, considerando somente a energia efetiva da distribuição espectral transmitida pela mama.

Dance et al. (1992) e Dance et al. (2000a) estudaram, utilizando simulação MC, os parâmetros que afetam o SC de microcalcificações presentes dentro da mama. Nestes trabalhos, o SC foi estudado para mamas de diferentes espessuras e para diversas combinações ânodo/filtro utilizadas em mamografia (Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, Rh/Al e W/Rh).

Yaffe et al. (1994) determinaram o SC de nódulos e calcificações presentes em uma mama de composição média usando uma série de feixes monoenergéticos, e integrando posteriormente estes resultados para feixes polienergéticos. A partir dos resultados, os autores estudaram os tipos de filtros mais adequados para se obter o máximo contraste, considerando ânodos de Mo e W. Entretanto, os autores não incluíram a contribuição da radiação espalhada nos cálculos.

Gingold et al. (1995) determinaram experimentalmente o SC de microcalcificações a partir do contraste da imagem. Para tal, os autores utilizaram diferentes materiais equivalentes (compostos de resina epóxi), visando simular mamas de diferentes composições. Os autores estudaram a dependência do SC com o espectro incidente, avaliando diferentes combinações ânodo/filtro e potenciais no tubo de raios X. Os resultados obtidos foram utilizados para determinar a figura de mérito (FOM , do inglês *Figure Of Merit*), que relaciona o quadrado do SC com a dose glandular, visando definir os espectros ótimos para cada tipo de mama.

Recentemente, Delis et al. (2006) determinaram o SC de microcalcificações presentes em mamas de diferentes composições usando simulação MC. Os autores utilizaram combinações ânodo/filtro diferentes das utilizadas convencionalmente, a fim de avaliar a

possibilidade de sua utilização em mamografia. Estes resultados também foram utilizados para estudar a *FOM*.

Tomal (2007) calculou o *SC* de nódulos e microcalcificações presentes em mamas de diferentes composições, utilizando um modelo semianalítico que analisava a influência do espectro polienergético e incluía a contribuição da radiação espalhada. Entretanto a contribuição do duplo espalhamento na radiação transmitida não foi calculada analiticamente, mas estimada a partir de resultados da literatura (Magalhães et al. 1995). Posteriormente, Tomal et al. (2010c) modificaram o modelo anterior, a fim de incluir a contribuição do duplo espalhamento de forma analítica, aplicando-o ao estudo do *SC* e na definição de limites de detecção.

Razão contraste-ruído

Com relação à determinação da razão contraste-ruído em mamografia, pode-se citar os seguintes trabalhos como os mais relevantes.

Motz e Danos (1978) estudaram a visualização de calcificações presentes na mama através da determinação da razão contraste-ruído (*CNR*) para feixes monoenergéticos incidentes. Os valores de *CNR* foram determinados por esses autores utilizando um modelo semianalítico simplificado, considerando somente o ruído quântico associado à incerteza estatística na contagem de fótons.

Fahrig e Yaffe (1994a) desenvolveram um modelo teórico para a otimização da forma do espectro em mamografia digital, através da determinação da *CNR*. Os autores consideraram um receptor de imagem de Gd_2O_2S , diferentes combinações ânodo/filtro (Mo/Mo e ânodo de W com diferentes tipos de filtro com borda K de absorção), e determinaram a *CNR* para calcificações e nódulos presentes na mama (Fahrig e Yaffe 1994b). Posteriormente, Fahrig et al. (1996) estenderam o modelo para calcular a *CNR* para um receptor de imagem de aSe. Em todos os trabalhos, os valores de *CNR* foram determinados considerando, além do ruído quântico, outras características dos receptores de imagem, tais como ganho, fator de Swank e amplificação do sinal. Os autores mostraram que a inclusão destas características do receptor alteram significativamente os valores de *CNR*.

Yaffe et al. (1994) determinaram a CNR de nódulos e calcificações presentes em uma mama de composição média, usando uma série de feixes monoenergéticos, e integrando posteriormente estes resultados para feixes polienergéticos. Os autores utilizaram os resultados obtidos para determinar o tipo de filtro mais adequado para se obter os maiores valores de CNR , considerando um ânodo de Mo.

Dance et al. (2000a) determinaram a CNR utilizando simulação MC. Os autores estudaram a influência de diferentes combinações ânodo/filtro (Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, Rh/Al e W/Rh), considerando uma mama de diferentes espessuras e composições, e dois tipos de objetos contrastantes presentes na mama, uma calcificação e um nódulo de tecido glandular.

Bernhardt et al. (2006) determinaram a CNR de forma experimental e usando simulação MC, para feixes monoenergéticos e para as combinações Mo/Mo, Mo/Rh e W/Rh. Os resultados foram obtidos considerando um material equivalente, correspondente a uma mama de glandularidade 50%, com uma placa de alumínio simulando uma calcificação. Os resultados foram utilizados para determinar a figura de mérito (FOM), que relaciona o quadrado da CNR com a dose glandular, cujos resultados foram utilizados para definir os espectros ótimos para cada tipo de mama.

Recentemente, Delis et al. (2006) e Koutaloni et al. (2007) determinaram a CNR de microcalcificações presentes em mamas de diferentes composições usando simulação MC. Delis et al. (2006) utilizaram combinações ânodo/filtro diferentes das comumente utilizadas, visando investigar a possibilidade de sua utilização em mamografia. Koutaloni et al. (2007) estudaram o contraste objeto em imagens mamográficas magnificadas. Ambos os trabalhos consideraram somente o ruído quântico.

Gennaro et al. (2007) estudaram experimentalmente a CNR , com e sem grade anti-espalhamento. Os autores utilizaram placas de alumínio, simulando microcalcificações, presentes em um bloco de acrílico, simulando uma mama de glandularidade 50%. Os autores mostraram que, para mamas finas, nenhuma melhoria na qualidade da imagem é observada na presença da grade.

Embora exista uma grande quantidade de trabalhos a respeito dos parâmetros de quali-

dade da imagem em mamografia (SC e CNR), estes baseiam-se em diferentes definições ou em modelos muito simplificados (Wagner 1991, Dance et al. 1992, Yaffe et al. 1994, Dance et al. 2000a, Delis et al. 2006). De forma geral, os estudos analíticos descritos na literatura apresentam deficiências, seja por descrever de forma simplificada a dependência dos parâmetros de qualidade da imagem com o espectro incidente, ou por negligenciar efeitos fundamentais na formação da imagem, como por exemplo, a radiação espalhada e as características dos receptores utilizados. Por outro lado, trabalhos experimentais e por simulação MC, embora mais completos, apresentam a desvantagem de necessitarem um tempo razoavelmente grande para fornecer resultados precisos. Desta forma, o desenvolvimento de um método semianalítico mais completo, que elimine as simplificações descritas, e forneça resultados similares aos obtidos experimentalmente ou por simulação MC, mas em um tempo mais curto, seria bastante útil no estudo da qualidade da imagem em mamografia.

Além disso, os trabalhos apresentados na literatura dizem respeito principalmente ao estudo dos parâmetros de qualidade da imagem para microcalcificações (Dance et al. 1992, Dance et al. 2000a, Delis et al. 2006), dando pouca ênfase ao estudo de nódulos (Wagner 1991, Yaffe et al. 1994). Esta restrição deve-se em grande parte à ausência de dados a respeito das características de tecidos mamários neoplásicos, como por exemplo de coeficiente de atenuação linear. Esta limitação também restringe a construção de materiais simuladores com propriedades de atenuação similares aos dos tecidos neoplásicos, prejudicando o estudo experimental dos parâmetros de qualidade da imagem.

Buscando resolver essas deficiências, este trabalho apresenta modelos semianalíticos para determinar os parâmetros de qualidade da imagem (SC e CNR) em um exame mamográfico, de forma a incluir os fatores relevantes no processo de formação da imagem, como espectro incidente, radiação espalhada e as características do receptor. Este modelo apresenta flexibilidade para estudar estes parâmetros para diversas estruturas presentes dentro da mama, como por exemplo nódulos ou calcificações, através da inclusão de valores dos respectivos coeficientes de atenuação linear ou composição elementar.

2.2.2 Dose glandular normalizada

Quando um exame mamográfico é realizado, há um pequeno, mas significativo, risco de carcinogênese, induzido pela exposição aos raios X (Hammerstein et al. 1979, Stanton et al. 1984, Dance et al. 1999). Historicamente, grandezas dosimétricas relacionados a este risco incluíam: exposição de entrada da pele, dose no ponto médio da mama e dose em uma profundidade específica (Stanton et al. 1984). Porém, todas essas grandezas são consideradas pobres indicadores de risco (Hammerstein et al. 1979, Skubic e Fatouros 1986, Dance 1990).

A dose média absorvida pelo tecido glandular é considerada atualmente a grandeza mais adequada para descrever o risco de carcinogênese associado ao exame mamográfico (Dance 1990, Wu et al. 1991, Dance et al. 2000b), uma vez que o tecido glandular é considerado o mais radiosensível (Hammerstein et al. 1979, Stanton et al. 1984). No entanto, a medida direta desta grandeza é impossível e, na maioria das situações práticas, ela é determinada a partir do produto do kerma (ou exposição) no ar na entrada da mama e fatores apropriados de conversão de dose glandular normalizada (Dance 1990, Wu et al. 1991, Wu et al. 1994, Boone 1999, Dance et al. 2000b, Dance et al. 2009). Desta forma, o estudo da dose absorvida em mamografia resume-se, na maioria das vezes, à determinação destes fatores de conversão, uma vez que o kerma de entrada na mama pode ser facilmente obtido utilizando-se uma câmara de ionização. Os trabalhos mais relevantes a respeito da dose glandular normalizada são descritos a seguir.

Hammerstein et al. (1979) introduziram um modelo de mama para estimar o fator de conversão de dose glandular normalizada. Os autores determinaram a dose absorvida por unidade de exposição incidente a partir de medidas de dose em profundidade, utilizando dosímetros termoluminescentes (*TLDs*) inseridos dentro de objetos simuladores. Entretanto, os autores apresentaram resultados somente para quatro qualidades do feixe de radiação.

Stanton et al. (1984) determinaram a dose glandular normalizada experimentalmente, a partir da integração das curvas de dose em profundidade. Os autores introduziram na literatura a dependência desta grandeza com a glandularidade da mama, mas caracteri-

zaram o espectro de raios X incidente apenas pela sua camada semirredutora (*CSR*).

Dance (1990) determinou a dose glandular normalizada utilizando simulação MC para mamas compostas de 50% de tecido adiposo e 50% de tecido glandular. O autor analisou a dependência desta grandeza com a espessura da mama e com a *CSR* do espectro incidente, considerando uma combinação ânodo/filtro Mo/Mo. Os resultados deste trabalho formam a base de fatores de conversão recomendada no Protocolo Europeu de Dosimetria (Zoetelief et al. 1996).

Wu et al. (1991, 1994) determinaram a dose glandular normalizada utilizando simulação MC. Os autores investigaram a dependência da dose em mamas de diferentes espessuras e composições, além de estudarem a variabilidade com as características do espectro incidente (combinação ânodo/filtro, potencial do tubo e *CSR*). Os resultados destes autores são recomendados no Protocolo Americano de Dosimetria para mamografia (ACR 1999).

Carlsson e Dance (1992) determinaram a dose glandular normalizada por unidade de kerma no ar utilizando aproximações experimentais (medida de dose em profundidade) e teóricas (simulação MC). Os autores mostraram que os métodos experimentais superestimam os valores de dose, além de necessitarem de um complexo procedimento de correção. Assim, os autores concluíram que é preferível usar métodos teóricos.

Zoetelief e Jansen (1995) estudaram a variação da dose glandular normalizada com a base de dados utilizada (espectros de raios X e composição dos tecidos). Os autores observaram grandes variações quando dados provenientes de diferentes trabalhos da literatura foram incluídos no cálculo. Estes resultados evidenciam a necessidade da escolha cuidadosa da base de dados a ser utilizada.

Boone (1999) calculou a dose glandular normalizada usando simulação MC e seguindo o protocolo americano. O autor expandiu os resultados desses fatores para mamas mais espessas (> 8 cm), para feixes monoenergéticos de energias mais altas (até 120 keV) e também para combinações ânodo/filtro diferentes das utilizadas em mamografia convencional (W/Ag, W/Pd e W/Rh).

Dance et al. (2000b, 2009) estenderam os resultados de dose glandular normalizada

apresentados em trabalhos anteriores (Dance 1990), incluindo um maior número de composições e espessuras de mama, além de diferentes distribuições espectrais (Mo/Rh, Rh/Rh, Rh/Al, W/Rh, W/Ag e W/Al).

Cunha et al. (2010) determinaram a dose glandular normalizada utilizando um código de simulação MC, que incluía os efeitos de interferência e alargamento Doppler na modelagem dos espalhamentos elástico e inelástico, respectivamente. Os autores analisaram mamas de diferentes espessuras e composições, e diferentes espectros de raios X incidentes.

De acordo com os trabalhos citados previamente, os fatores de dose normalizada podem ser obtidos basicamente a partir de duas aproximações: medidas de dose em profundidade (Hammerstein et al. 1979, Stanton et al. 1984, Carlsson e Dance 1992) ou usando simulação MC (Dance 1990, Wu et al. 1991, Boone 1999, Dance et al. 2009). Dentre estes métodos, a determinação de forma teórica é a preferível, pois elimina algumas limitações experimentais, como por exemplo, a variação da dose lateralmente e composição do material equivalente, além do apresentar um menor custo

O método de simulação MC é amplamente utilizado na determinação da dose glandular normalizada em mamografia, entretanto este método requer um grande tempo de simulação para fornecer resultados precisos. Essa desvantagem poderia ser contornada utilizando um modelo semianalítico que permita o estudo destes parâmetros de forma simples e rápida. Todavia, não existem na literatura modelos semianalíticos aplicados com esta finalidade. Desta forma, este trabalho apresenta um modelo semianalítico para a determinação da dose glandular normalizada, que permite uma abordagem simples, rápida e flexível deste problema.

Capítulo 3

Fundamentos Teóricos

3.1 Interação da radiação com a matéria

A interação dos raios X com a matéria ocorre por meio de processos de absorção ou espalhamento, que consistem, respectivamente, na absorção total da energia do fóton incidente ou alteração de sua direção e/ou energia. Os principais processos de interação da radiação com a matéria, considerando a faixa de energia utilizada em mamografia ($E < 40$ keV), são o efeito fotoelétrico e os espalhamentos coerente e incoerente. Nesta seção são apresentadas estas três formas de interação.

3.1.1 Efeito fotoelétrico

Neste processo, um fóton incidente de energia $h\nu$ interage com o átomo como um todo, cedendo toda sua energia a um único elétron orbital, que é ejetado com uma energia bem definida $T = h\nu - E_b$, sendo E_b a energia de ligação do elétron no átomo (Attix 1986).

Após o elétron ser removido de uma camada do átomo, a vacância resultante 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, sendo estes últimos mais prováveis para elementos de baixo número atômico (Attix 1986). Para que o efeito fotoelétrico ocorra, a energia do fóton incidente deve ser maior ou igual à energia de ligação do elétron no átomo.

A probabilidade de ocorrência do fotoelétrico é dada pela seção de choque de interação para este efeito, τ . Para energias $h\nu < 100$ keV, tem-se aproximadamente (Attix 1986):

$$\tau \propto \frac{Z^4}{(h\nu)^3} \quad (3.1)$$

em que Z é o número atômico do material.

A partir da equação 3.1, verifica-se que a probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico é maior para fótons incidentes de baixa energia e para materiais de alto número atômico Z . Além disso, este efeito é predominante para os elétrons mais fortemente ligados (Attix 1986), sendo que aproximadamente 80% das interações fotoelétricas ocorrem para elétrons da camada K (Anderson 1984).

3.1.2 Espalhamento elástico

O espalhamento elástico, ou coerente, ocorre quando um fóton interage com a matéria desviando-se da sua trajetória inicial, de modo que ele não sofra variação na sua energia (Johns e Cunningham 1983).

A distribuição angular dos fótons elasticamente espalhados num material é governada pela seção de choque diferencial de espalhamento do meio, $(d\sigma/d\Omega)_{\text{elas}}$. A expressão para a seção de choque diferencial elástica para uma molécula, considerando que os elétrons estão ligados ao material, é da forma:

$$\left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right)_{\text{elas}} = F^2(x) \left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right)_{\text{Th}} \quad (3.2)$$

Sendo que $F(x)$ é o fator de forma do meio; e x é uma grandeza proporcional ao momento transferido, dada por $x = (\lambda^{-1} \sin(\theta/2))$, sendo λ o comprimento de onda do fóton e θ o ângulo polar de espalhamento. O termo $(d\sigma/d\Omega)_{\text{Th}}$ é a seção de choque diferencial Thomson para o espalhamento por um elétron livre (Johns e Cunningham 1983).

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

$$^a\sigma_{el} \propto \frac{Z^2}{(h\nu)^2} \quad (3.3)$$

O espalhamento elástico ocorre principalmente para baixas energias e materiais de alto número atômico. Este processo de interação não contribui diretamente para as grandezas dosimétricas, pois nenhuma energia é transferida para as partículas carregadas do meio, nem qualquer ionização ou excitação é produzida (Attix 1986).

3.1.3 Espalhamento inelástico

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, tem-se o chamado espalhamento inelástico ou incoerente. A energia dos fótons espalhados é igual à diferença entre a energia do fóton incidente e a energia do elétron ejetado (de recuo).

Considerando os elétrons ligados ao material, o espalhamento inelástico para um átomo (ou molécula) pode ser descrito a partir de uma aproximação análoga à utilizada para o espalhamento elástico. Definindo o fator $S(x)$, chamado de função de espalhamento inelástico, a seção de choque diferencial para o este processo pode ser escrita como:

$$\left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right)_{\text{inel}} = S(x) \left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right)_{\text{KN}} \quad (3.4)$$

em que $(d\sigma/d\Omega)_{\text{KN}}$ é a seção de choque diferencial de Klein-Nishina para o elétron livre (Attix 1986).

Considerando um material puro, a seção de choque total para o espalhamento inelástico por átomo ($^a\sigma_{\text{inel}}$) é proporcional ao número atômico Z . Na faixa de energia analisada neste trabalho ($5 \text{ keV} < E < 40 \text{ keV}$), $^a\sigma_{\text{inel}}$ aumenta suavemente com a energia do fóton incidente (Berger et al. 2005).

3.1.4 Coeficiente de atenuação linear

A probabilidade de ocorrência de uma interação qualquer é representada pela seção de choque atômica total $^a\sigma_{\text{T}}$, que é dada como a soma das seções de choque dos processos

individuais de interação de fótons com a matéria. Na faixa de energia de interesse em mamografia, a seção de choque total pode ser escrita como:

$${}^a\sigma_T = \tau + {}^a\sigma_{el} + {}^a\sigma_{inel} \quad (3.5)$$

em que τ é a seção de choque fotoelétrica, e σ_{el} e σ_{inel} são as seções de choque atômicas para o espalhamento elástico e inelástico, respectivamente.

O coeficiente de atenuação linear (μ) de um material está relacionado com a seção de choque total (${}^a\sigma_T$), e com o número de átomos por unidade de volume (n_v), através da equação 3.6 (Attix 1986, Berger et al. 2005):

$$\mu = n_v {}^a\sigma_T \quad (3.6)$$

O coeficiente de atenuação linear depende do estado físico ou fase do material, pois é uma função do número de átomos presentes em uma dada espessura do material. Uma grandeza mais fundamental, que independe do seu estado físico, é o coeficiente de atenuação mássico μ/ρ , em que ρ é a densidade do material (Johns e Cunningham 1983).

A dependência do coeficiente de atenuação mássico com a seção de choque por átomo (${}^a\sigma_T$) e com a seção de choque por elétron (${}^e\sigma_T$), pode ser escrita como:

$$\frac{\mu}{\rho} = {}^a\sigma_T \left(\frac{N_A}{A} \right) = {}^e\sigma_T \left(N_A \frac{Z}{A} \right) \quad (3.7)$$

Sendo N_A o número de Avogadro, A o peso atômico do elemento de interesse, e $N_A Z/A$ o número de elétrons por grama do material. De forma geral, a equação 3.7 relaciona o coeficiente de atenuação mássico de um material puro com as características do elemento químico pelo qual ele é composto.

3.1.5 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 composto homogêneo, o coeficiente de atenuação mássico

pode ser calculado aproximadamente pela equação (Attix 1986):

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{mis}} = \sum_i w_i \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_i \quad (3.8)$$

em que w_i é a fração de massa de i -ésimo elemento constituinte com coeficiente de atenuação mássico $(\mu/\rho)_i$.

A regra das misturas fornece um meio de se obter valores dos coeficientes de atenuação para uma infinidade de compostos químicos, e serve como uma boa aproximação para descrever a interação da radiação com estes compostos, e verificar e validar resultados experimentais. Entretanto, a regra das misturas é uma aproximação, que ignora qualquer efeito de mudança na função de onda do átomo como resultado do arranjo molecular, químico e cristalino (Jackson e Hawkes 1981).

3.1.6 Atenuação exponencial

Quando um feixe de fótons incide sobre um material de espessura x , uma parte é absorvida, parte é espalhada, e uma fração atravessa o material sem interagir. A intensidade I do feixe transmitido sem interagir está associada à intensidade I_0 do feixe incidente, pela relação:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (3.9)$$

A equação 3.9 representa a lei da atenuação exponencial, também conhecida como Lei de Beer-Lambert, que se aplica somente ao caso ideal, onde todos os fótons incidentes e detectados têm a mesma energia e a geometria de feixe estreito é considerada.

3.2 Produção e espectros de raios X

3.2.1 Tubo de raios X

Os raios X são produzidos em um tubo quando um feixe de elétrons, liberados por emissão termiônica no cátodo, é acelerado por um campo elétrico, associado a uma dife-

rença de potencial (V) aplicada entre o cátodo e o ânodo. Os elétrons acelerados interagem com o ânodo, convertendo uma pequena parte de sua energia cinética em radiação eletromagnética, e a maior parte em calor (mais de 99%) (Attix 1986, Bushberg et al. 2002). A figura 3.1 apresenta o esquema da produção de radiação em um tubo de raios X.

Figura 3.1. Esquema da produção de radiação em um tubo de raios X (Hendee e Ritenour, 2002).

3.2.2 Espectros de raios X

O espectro de radiação produzido em um tubo de raios X apresenta duas componentes: uma contínua em energia (radiação de frenamento ou *Bremsstrahlung*), e outra discreta (raios X característicos).

O espectro de raios X contínuo é produzido pela desaceleração dos elétrons de alta energia através de interações coulombianas inelásticas com os núcleos dos átomos do ânodo. Nesse tipo de interação, a energia cinética perdida pelo elétron é emitida diretamente na forma de radiação eletromagnética. Um elétron acelerado pode perder qualquer parcela de sua energia cinética na interação com o núcleo do átomo do ânodo. Desta forma, a energia dos raios X emitidos pode variar desde valores próximos de zero até um valor máximo ($E_{\text{max}} = eV$), que corresponde à energia cinética do elétron (Hendee e Ritenour 2002, Bushberg et al. 2002).

Os raios X característicos resultam da interação de um elétron emitido pelo cátodo com um átomo do ânodo, removendo um elétron atômico das camadas mais internas. A vacância produzida nesta interação é então preenchida por um elétron da camada mais externa. Este rearranjo eletrônico é acompanhado da emissão de um fóton de raios X ca-

racterísticos, cuja energia é igual à diferença dos níveis de energia das camadas eletrônicas envolvidas (Attix 1986). A radiação característica é emitida em energias bem definidas, que dependem do material do ânodo. Além disso, a produção de raios X característicos ocorre apenas quando a energia dos elétrons incidentes no alvo for igual ou maior que a energia da borda de absorção correspondente do material que constitui o ânodo.

Os raios X característicos são rotulados pelas letras K, L, M ou N, que se referem à camada para a qual o elétron sofreu a transição, seguidas pelas letras gregas α , β ou δ , que definem a camada de onde se originou a transição. Desta forma, um fóton de raios X K_α é resultado da transição de um elétron da camada L para a K, enquanto um fóton K_β é originado de uma transição da camada M para a camada K (Attix 1986).

O espectro de emissão de um tubo de raios X com um ânodo de molibdênio é mostrado na figura 3.2, onde podem ser observadas as regiões de radiação contínua e característica do espectro (K_α e K_β).

Figura 3.2. Espectro produzido por um tubo de raios X com um ânodo de molibdênio e um potencial de 28 kV, com filtração inerente de 0,5 mm de berílio.

3.3 Imagem radiográfica

Quando um feixe de raios X incide sobre qualquer material, interações podem ocorrer entre a radiação incidente e a matéria, e parte de sua energia é removida por absorção ou por espalhamento (Sprawls 1995). A intensidade da radiação primária, transmitida sem interação, carrega informações sobre o material na forma de uma distribuição espacial de intensidades perpendicular ao eixo do feixe, sendo responsável pela formação da imagem de raios X (Barnes 1991). Este processo é ilustrado pela curva A da figura 3.3.

Entretanto, quando os fótons interagem com os diferentes tecidos, processos de espalhamento podem ocorrer, e parte desta radiação espalhada deixará o paciente, podendo atingir o receptor de imagem (Johns e Cunningham 1983). A radiação espalhada também atua na formação da imagem, adicionando um fundo quase constante ao longo da distribuição espacial dos fótons transmitidos (curva B na figura 3.3). Assim, há uma degradação da imagem devido à presença do espalhamento, uma vez que o receptor de imagem não diferencia entre fótons primários e espalhados (Barnes 1991, Wagner 1991).

A radiação transmitida pelo paciente, composta da radiação primária e espalhada atinge um receptor de imagem, é então convertida em uma imagem visível.

Figura 3.3. Processo de formação da imagem radiográfica. (a) Paciente; (b) Intensidade da radiação que atinge o receptor: A primária e B espalhada; (c) Imagem radiográfica. Figura adaptada de Barnes (1991)

3.3.1 Qualidade da imagem radiográfica

A qualidade da imagem radiográfica é usualmente quantificada em termos de resolução, contraste e ruído (Carlsson et al. 1986, Vyborny e Schmidt 1994). Estes parâmetros estão associados com as características físicas do equipamento, do receptor de imagem, e das diferenças das propriedades dos tecidos irradiados, tais como densidade, composição e coeficiente de atenuação.

A resolução é a capacidade de definir bordas e tornar visíveis detalhes pequenos e finos

em uma imagem, e está relacionada à combinação de vários fatores, tais como tamanho do ponto focal, divergência do feixe e resolução espacial do receptor de imagem (Vyborny e Schmidt 1994, Sprawls 1995). O contraste radiográfico refere-se à diferença no enegrecimento na imagem entre uma área de interesse e o material circundante, sendo responsável por tornar visíveis diferentes estruturas adjacentes (Sprawls 1995, Bushberg et al. 2002). O ruído em uma imagem refere-se à precisão com que estas possam ser geradas, sendo resultado principalmente da natureza aleatório dos processos de interação de raios X com o receptor de imagem (Sprawls 1995, Bushberg et al. 2002).

Conforme discutido na seção 2.2, dentre estes parâmetros de qualidade da imagem, o contraste é considerado o mais importante para a técnica convencional, que utiliza um sistema tela-filme como receptor de imagem, enquanto o ruído, quantificado pela CNR , é o mais importante para a técnica digital (Mahesh 2004, Delis et al. 2007). A seguir serão descritos mais detalhadamente estes parâmetros de qualidade da imagem radiográfica.

3.3.2 Contraste radiográfico

O contraste em uma imagem radiográfica é o resultado de diferentes etapas que ocorrem durante a aquisição, processamento e visualização das imagens. Diferentes definições de contraste são empregadas para descrever cada etapa da formação da imagem, sendo descritas a seguir.

Contraste objeto

O contraste objeto (SC), também chamado contraste intrínseco, reflete as diferenças entre as propriedades do objeto e do meio circundante, tais como densidade, composição química e coeficiente de atenuação linear, estando também relacionado às suas dimensões. Esta grandeza também está relacionada com as características do espectro de raios X utilizado (material do ânodo, filtração, potencial do tubo e CSR), e com a eficiência do receptor de imagem utilizado (Sprawls 1995).

A figura 3.4 ilustra a definição de SC , considerando um material homogêneo de espessura L , contendo um objeto de espessura x . A figura 3.4a mostra o caso ideal, onde

somente os fótons primários transmitidos sem interação atingem o receptor, enquanto a figura 3.4b mostra o caso real, onde a imagem também é influenciada pela presença da radiação espalhada.

Figura 3.4. Definição do SC em imagens radiográficas, considerando: (a) somente as contribuições da radiação primária, relacionadas com o tecido circundante e o objeto contrastante, q_{Np} e q_{Op} , respectivamente; e (b) a contribuição da radiação primária e espalhada, q_{Np+s} e q_{Op+s} , respectivamente (Carlsson et al. 1986).

O SC pode ser definido basicamente a partir das seguintes relações:

$$SC = \ln \left(\frac{q_N}{q_O} \right) \quad (3.10)$$

$$SC = 2 \frac{|q_N - q_O|}{q_N + q_O} \quad (3.11)$$

As grandezas q_N e q_O representam as fluências de energia absorvidas no receptor de imagem, relacionadas ao tecido circundante e ao objeto contrastante, respectivamente (Carlsson et al. 1986), e incluem as contribuições dos fótons primários e espalhados ($p+s$).

Embora as equações 3.10 e 3.11 forneçam resultados similares, a primeira é comumente utilizada para descrever o contraste em um sistema tela-filme, enquanto a segunda é empregada para receptores digitais (Carlsson et al. 1986).

Contraste do receptor de imagem

As diferenças nas intensidades transmitidas pelo objeto e sua vizinhança impressionam um receptor de imagem, e um sinal é produzido em resposta à energia incidente sobre ele, formando uma imagem visível.

A curva característica do receptor de imagem descreve o seu comportamento quando exposto à radiação, representando a conversão da energia depositada no receptor no sinal de saída da imagem visível. A figura 3.5 mostra o comportamento das curvas características de um receptor tela-filme e de um receptor digital, em um amplo intervalo de exposições relativas.

Figura 3.5. Curvas características de um receptor tela-filme e de um receptor digital (Mahesh et al. 2004).

A curva característica de um receptor tela-filme mostra uma relação não-linear entre a exposição relativa no receptor e a densidade óptica no filme. A curva característica do receptor digital, por outro lado, apresenta uma relação linear entre a exposição relativa e os níveis de cinza produzidos, em uma ampla faixa de exposição incidente no receptor.

O contraste do receptor (γ) é representado pela inclinação da curva característica no intervalo de exposições considerado, e descreve o fator de amplificação do contraste objeto pela resposta do receptor de imagem (Sprawls 1995, Bushberg et al. 2002). Para detectores não-lineares, tais como o sistema tela-filme, o contraste do receptor depende do nível de exposição. Este comportamento indica que uma exposição ótima é necessária para alcançar o máximo contraste, devido à limitada extensão dinâmica destes receptores. Para detectores lineares, tais como os digitais, o contraste do receptor é constante, de forma que este possui uma maior extensão dinâmica (Bushberg et al. 2002, Mahesh 2004).

Contraste da imagem convencional: receptor tela-filme

O contraste de uma imagem é representado pela diferença entre as densidades ópticas do objeto de interesse e sua vizinhança (ΔD), e é um produto de duas componentes: contraste objeto e contraste do receptor, sendo dado por (Sprawls 1995, Bushberg et al. 2002):

$$\Delta D = \log_{10}(e) \times \gamma \times SC \quad (3.12)$$

Sendo SC o contraste objeto e γ o contraste do sistema tela-filme, determinado a partir da curva característica na região correspondente à exposição do receptor.

3.3.3 Razão contraste-ruído

Após a imagem ser adquirida por um sistema de detecção digital, a imagem é pré-processada automaticamente pelo software de aquisição através de uma série de etapas. O processo de subtração, por exemplo, é uma das formas mais comuns de processamento da imagem digital, podendo ser responsável por uma melhoria significativa no contraste da imagem (Bushberg et al. 2002). Assim, uma vez que o contraste na imagem pode ser fortemente alterado, ele não é considerado o parâmetro de qualidade mais significativo para a descrição de uma imagem digital.

O parâmetro de qualidade da imagem mais utilizado em imagens digitais é a razão contraste ruído (CNR), descrita na equação 3.13.

$$CNR = \frac{|\epsilon_N - \epsilon_O|}{\sigma} \quad (3.13)$$

em que ϵ_N e ϵ_O representam a energia absorvida no receptor de imagem em uma área A_L , relacionadas ao tecido circundante e ao objeto, respectivamente; enquanto σ representa a incerteza neste sinal.

A CNR não é afetada pelo processamento da imagem, sendo portando uma grandeza mais relevante para descrever a visualização de diferentes estruturas em uma imagem digital (Bushberg et al. 2002). De forma análoga ao contraste, a CNR depende das

propriedades do objeto e da vizinhança, das características do feixe incidente e do receptor de imagem utilizado (Fahrig e Yaffe 1994b, Bushberg et al. 2002).

3.4 Grandezas dosimétricas

Para descrever a interação da radiação com a matéria, torna-se útil definir grandezas não-estocásticas, chamadas de grandezas dosimétricas, que representam as medidas dos processos pelos quais a energia de uma partícula é convertida ou depositada na matéria. Nesta seção são descritas as principais grandezas dosimétricas de interesse em mamografia.

3.4.1 Kerma

A grandeza chamada kerma (*Kinetic Energy Released per unit MAss*) 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 carregada para outra (Attix 1986). De forma geral, o kerma é definido pela seguinte relação:

$$K = \frac{d\bar{E}_{\text{tr}}}{dm} \quad \left[\frac{\text{J}}{\text{kg}} \right] = [\text{Gy}] \quad (3.14)$$

em que $d\bar{E}_{\text{tr}}$ é o valor esperado da energia transferida de partículas não-carregadas para partícula carregada, num volume infinitesimal de massa dm .

Considerando-se um feixe de fótons polienergético incidente em um ponto P, o kerma nesta posição pode ser determinado a partir da equação 3.15.

$$K = \int_{E=0}^{E_{\text{max}}} E \times \phi_E(E) \times \left(\frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho}(E) \right) dE \quad (3.15)$$

em que μ_{tr}/ρ é o coeficiente de transferência de energia, e $\phi_E(E)$ é a fluência incidente entre E e $E + dE$.

3.4.2 Exposição

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

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad \left[\frac{\text{C}}{\text{kg}} \right] \quad (3.16)$$

em que 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 dm de ar são completamente freados neste meio (Attix 1986).

A exposição em um ponto P pode ser relacionado com o kerma no ar no mesmo ponto a partir da equação:

$$X = (1 - g) \left(\frac{e}{\bar{W}} \right) K_{\text{ar}} \quad (3.17)$$

em que g é a fração de energia perdida pelo elétron na produção de radiação, $\bar{W}$ é a energia média gasta em um gás por par de íons formados, e e é a carga do elétron. Para o ar, $\bar{W}/e = 33,97 \text{ J/C}$ (Attix 1986).

Na condição de equilíbrio de partícula carregada, $g \cong 0$, e a relação entre a exposição e o kerma torna-se mais simples.

3.4.3 Dose absorvida

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

$$D = \frac{d\bar{E}_{\text{ab}}}{dm} \quad [\text{Gy}] \quad (3.18)$$

em que $d\bar{E}_{\text{ab}}$ 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).

3.4.4 Dose média absorvida

Para um material de uma determinada espessura, a dose absorvida depende da profundidade analisada, uma vez que o feixe incidente é atenuado pelo meio de forma que alguns fótons podem ser absorvidos ou espalhados e as partículas carregadas liberadas podem transferir energia em diferentes profundidades (Attix 1986). Assim, a dose média absorvida no material é obtida integrando-se sobre toda sua espessura L .

$$\bar{D} = \frac{1}{L} \int_{z=0}^{z=L} D(z) dz \quad (3.19)$$

em que $D(z)$ é a dose absorvida em um ponto na profundidade z , sendo dependente da fluência de fótons naquele ponto, na condição de equilíbrio de partícula carregada. Deve-se salientar que a fluência de fótons em qualquer profundidade contém contribuições de fótons primários e de fótons secundários (por exemplo, fótons espalhados).

3.4.5 Modelo para determinação da dose glandular média em mamografia

A dose glandular média ($\bar{D}_g$) é considerada a grandeza dosimétrica mais adequada para descrever o risco de carcinogênese associado ao exame mamográfico, uma vez que o tecido glandular é considerado o mais vulnerável à exposição à radiação ionizante (Hammerstein et al. 1979, Stanton et al. 1984, Dance et al. 1999). Como a medida direta desta grandeza é impossível (Dance et al. 1999), diversos modelos para sua determinação foram propostos, buscando relacionar fatores de conversão com a medida do kerma (ou exposição) no ar na entrada da mama (Stanton et al. 1984, Dance 1990, Wu et al. 1991, Dance et al. 2009).

O modelo mais simples para a determinação da $\bar{D}_g$ em mamografia relaciona esta grandeza com a medida do kerma de entrada na mama, utilizando um único parâmetro, conforme mostrado na equação 3.20 (Stanton et al. 1984, Wu et al. 1991, Boone 1999, Cunha et al. 2010).

$$\bar{D}_g = K_{ar} \cdot \bar{D}_{gN} \quad (3.20)$$

em que $\bar{D}_{gN}$ é um fator chamado de dose glandular normalizada, que representa a dose média absorvida no tecido glandular por unidade de kerma no ar na entrada na mama, sem retroespalhamento. Este modelo para a determinação da $\bar{D}_g$ foi proposto por Stanton et al. (1984) e Wu et al. (1991, 1994), sendo recomendado no Protocolo Americano de Dosimetria (ACR 1999). Entretanto, os autores utilizaram um fator de conversão para a medida de exposição na entrada da mama.

A dose glandular normalizada depende apenas das características físicas da mama (espessura e glandularidade) e da radiação incidente (combinação ânodo/filtro, potencial do tubo e CSR).

Um modelo alternativo para a determinação da $\bar{D}_g$ foi proposto por Dance (1990), e modificado em trabalhos posteriores (Dance et al. 2000b, Dance et al. 2009), sendo recomendado no Protocolo Europeu de Dosimetria (Zoetelief et al. 1996). Neste modelo, a $\bar{D}_{gN}$ é fatorizada em três diferentes grandezas: g , c e s , utilizadas para descrever separadamente as dependências com a espessura da mama e CSR , composição de mama e combinação ânodo/filtro, respectivamente. Assim, a $\bar{D}_g$ pode ser determinada utilizando a relação:

$$\bar{D}_g = K_{ar} \cdot g \cdot c \cdot s \quad (3.21)$$

De forma geral, a determinação da $\bar{D}_g$ de acordo as equações 3.20 e 3.21 é baseada somente na determinação dos fatores de dose glandular normalizada ($\bar{D}_{gN}$ ou g , c e s), uma vez que o kerma de entrada na pele pode ser facilmente determinado utilizando uma câmara de ionização (Obenauer et al. 2003).

Capítulo 4

Materiais e Métodos

Neste capítulo são apresentados os materiais e métodos utilizados neste trabalho. A seção 4.1 descreve as metodologias empregadas na determinação das características dos tecidos mamários. A seção 4.2 apresenta os materiais e métodos utilizados na espectrometria de raios X. A seção 4.3 descreve os modelos semianalíticos utilizados na determinação dos parâmetros de qualidade da imagem e da dose glandular normalizada, além dos modelos empregados para combinar essas grandezas, através da figura de mérito.

4.1 Características dos tecidos mamários

4.1.1 Amostras de tecidos mamários: coleta e classificação

Neste trabalho foram utilizadas amostras de tecidos mamários normais (adiposos e fibroglandulares) e tecidos neoplásicos (benignos e malignos), coletadas no Departamento de Patologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (HC-FMRP). O material coletado correspondia a uma parte dos tecidos retirados em procedimentos cirúrgicos de mastoplastia (cirurgia plástica para redução da mama), mastectomia (cirurgia para retirada de parte da mama invadida por tumores) e remoção de nódulos. Depois de colhidas, as amostras de tecido eram armazenadas a temperatura ambiente, em recipientes plásticos contendo solução de formol tamponado (10%), visando manter a integridade física do tecido. A classificação histológica das amostras foi realizada através

da análise microscópica das lâminas do tecido por médicos patologistas do Departamento de Patologia do HC-FMRP, e posteriormente revisadas por um especialista em patologias mamárias.

Neste trabalho foram analisadas um total de 161 amostras de tecidos mamários, 82 classificadas histologicamente como tecido normal adiposo, 22 como tecido normal fibroglandular, 46 como carcinoma (neoplasia maligna), e 11 como fibroadenoma (neoplasia benigna). O grupo de tecidos normais fibroglandulares englobava todos os tecidos normais não adiposos, incluindo parênquima mamário, tecidos fibrosos e glandulares, de forma análoga ao critério adotado por Johns e Yaffe (1987).

A utilização das amostras de tecidos mamários neste trabalho foi aprovada pelo comitê de ética em pesquisa do HC-FMRP (processo n° 4304/2009), conforme apresentado no Apêndice C.

4.1.2 Determinação experimental do coeficiente de atenuação linear

Arranjo experimental

O arranjo experimental utilizado para a determinação experimental dos coeficientes de atenuação linear de tecidos mamários foi montado no Laboratório de Física das Radiações e Dosimetria, do Departamento de Física e Matemática da Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto (DFM-FFCLRP). A figura 4.1 mostra um esquema do arranjo experimental utilizado.

Figura 4.1. Arranjo experimental utilizado nas medidas de coeficiente de atenuação linear. *C* indica a posição dos colimadores.

O tubo de raios X utilizado (Philips PW 2215/20) possuía um ânodo estacionário de Molibdênio ($Z = 42$; $K_\alpha = 17,44$ keV e $K_\beta = 19,602$ keV) e uma janela de berílio de 0,3 mm de espessura. O tubo estava acoplado a um gerador de alta tensão Philips de 4 kW, modelo PW3830.

A geometria de feixe estreito foi obtida através de um sistema de colimação coaxial, especialmente planejado e construído na oficina do DFM-FFCLRP. A distância entre a fonte e o detector foi mantida em 3,50 m usando um sistema de tubos espaçadores. Nas extremidades dos tubos foram fixados colimadores C , constituídos por placas de chumbo com espessura de 5,0 mm e diâmetros entre 0,2 mm e 1,0 mm. Para esta configuração experimental, a divergência do feixe era menor que $0,1^\circ$.

Um detector de Si(Li), com 3 mm de espessura e 30 mm^2 de área, e uma janela de berílio (Be) de $8\text{ }\mu\text{m}$ de espessura (SL30165, Canberra), foi utilizado. O detector era conectado a uma fonte de alta tensão e acoplado a um pré amplificador (modelo 2008D, Canberra). Os pulsos do detector eram processados por um módulo analisador digital de altura de pulsos (DSA-2000 da Canberra), com 2048 canais, e analisados com o *software* GENIE 2000[®], fornecido pelo fabricante do detector. Este sistema fornecia uma resolução de 165 eV para uma energia de 5,9 keV.

Preparação das amostras

Um porta-amostras de acrílico foi utilizado para acomodar as amostras analisadas e posicioná-las perpendicularmente ao feixe incidente, entre o tubo de raios X e o detector, conforme mostrado na figura 4.1.

As amostras de tecidos mamários foram cortadas em pedaços considerados homogêneos macroscopicamente, no tamanho adequado para serem acomodados no porta-amostras. A espessura de cada amostra de tecido foi medida utilizando um relógio comparador centesimal, em três posições próximas à região central da amostra, antes e depois das medidas da intensidade transmitida. A incerteza na determinação da espessura da amostra foi menor que 2%.

Medidas experimentais

A determinação dos coeficientes de atenuação linear foi realizada a partir de medidas de espectros polienergéticos, utilizando três potenciais no tubo de raios X: 20 kV, 31 kV e 47 kV. Um filtro adicional de cobre foi utilizado nas medidas com 31 e 47 kV, visando remover os fótons de baixa energia do espectro e reduzir o tempo morto do detector. Desta forma, foram analisados três feixes polienergéticos em diferentes intervalos de energia (10 – 19 keV, 15 – 30 keV e 25 – 45 keV, respectivamente). Este procedimento garantiu uma incerteza na contagem de fótons menor que 2% para todas as energias.

Para cada amostra e potencial do tubo, os espectros de raios X foram adquiridos para o feixe incidente de referência (com o porta-amostras vazio), feixe atenuado (transmitido pela amostra) e radiação de fundo. O tempo de aquisição foi ajustado em 4000 s, visando reduzir a incerteza estatística na intensidade detectada para cada energia em menos de 2%. O tempo morto do sistema de detecção, que representa o índice de empilhamento de pulsos, foi menor que 1,5% para todas as medidas.

Determinação de $\mu(E)$

A determinação experimental de $\mu(E)$ é baseada na lei de Beer-Lambert, válida para geometria de feixe estreito, quando os fótons provenientes do *background* (radiação de fundo) e do espalhamento não são detectados (Midgley 2006b). Neste caso ideal, o coeficiente de atenuação linear pode ser determinado usando a relação:

$$\mu(E) = -\frac{1}{x} \ln \left(\frac{I'_x(E)}{I'_0(E)} \right) \quad (4.1)$$

em que x é a espessura da amostra, $I'_0(E)$ e $I'_x(E)$ são as intensidades incidente e transmitida detectadas para cada energia E , respectivamente.

Entretanto, em qualquer procedimento experimental, a intensidade detectada também contém contribuições do *background* (I_b), e da radiação espalhada pela amostra (I_s) (Midgley 2006a, Midgley 2006b). Neste caso, as intensidades detectadas tornam-se $I_0 = I'_0 + I_b$ e $I_x = I'_x + I_b + I_s$, e a equação 4.1 pode ser reescrita como:

$$\mu(E) = -\frac{1}{x} \ln \left(\frac{I_x(E) - I_b(E)}{I_0(E) - I_b(E)} \right) + \frac{1}{x} \ln(1 + SPR) + \mu_{\text{ar}}(E) \quad (4.2)$$

em que $SPR = I_s/I'_x$ é a razão entre as intensidades espalhada e primária (Midgley 2006a), e $\mu_{\text{ar}}(E)$ é o coeficiente de atenuação linear do ar. Esta equação fornece uma forma precisa para a determinação experimental de $\mu(E)$, uma vez que combina diferentes fatores de correção empregados na literatura (Johns e Yaffe 1987, Midgley 2006a, Midgley 2006b, Tomal et al. 2010b).

A influência das grandezas I_b , SPR e $\mu_{\text{ar}}(E)$ pode ser estimada de forma simplificada como descrito a seguir. A intensidade de *background*, I_b , foi determinada experimentalmente, sendo correspondente a menos que 0,2% da intensidade incidente. O fator SPR foi determinado de forma teórica, em função da energia incidente e da composição da amostra, usando o fator de forma molecular $F(x)^2/M$ (Poletti et al. 2002a) e a função de espalhamento incoerente $S(x, Z)$ (Hubbell et al. 1975). Neste cálculo assumiu-se a validade do modelo atômico independente e da regra das misturas, e um ângulo de divergência de 0,1°. Esta estimativa mostrou que o fator SPR corrigia o valor de μ em até 0,5%. A correção $\mu_{\text{ar}}(E)$ também foi estimada de forma teórica, usando o XCOM (Berger et al. 2005), sendo responsável por um aumento de até 0,4% nos valores de $\mu(E)$.

Incerteza na determinação de $\mu(E)$

A incerteza na determinação de $\mu(E)$ foi estimada por propagação de incertezas na equação 4.2 (Nördfors 1960, Midgley 2006b, Tomal et al. 2010b). Negligenciando as incertezas nas grandezas SPR e $\mu_{\text{ar}}(E)$, e assumindo que as intensidades detectadas em cada energia seguem uma distribuição de Poisson, pode-se escrever:

$$\begin{aligned} \left(\frac{\sigma_\mu}{\mu} \right)^2 &= \left(\frac{\sigma_x}{x} \right)^2 + \frac{1}{(\mu x)^2} \left(\frac{\sigma_{I_0}^2 + \sigma_{I_b}^2}{(I_0 - I_b)^2} + \frac{\sigma_{I_x}^2 + \sigma_{I_b}^2}{(I_x - I_b)^2} \right) \\ &= \left(\frac{\sigma_x}{x} \right)^2 + \left(\frac{\sigma_{I_0}}{I_0} \right)^2 \frac{1}{(\mu x)^2} \frac{1}{(1 - Be^{\mu x})^2} [1 + e^{\mu x} + B(1 + e^{2\mu x})] \end{aligned} \quad (4.3)$$

em que $B = I_b/I_0$ assume valores no intervalo $0 \leq B \leq 1$ (Nördfors 1960, Midgley

2006b). O primeiro termo da equação 4.3 corresponde à incerteza na espessura da amostra, enquanto o segundo termo corresponde à incerteza na contagem de fótons, que engloba as intensidades incidente, transmitida e de *background*. A equação 4.3 mostra que a espessura da amostra é um importante fator no valor da incerteza de $\mu(E)$.

Neste trabalho, a incerteza na determinação do coeficiente de atenuação linear foi minimizada a partir da escolha de um intervalo de espessuras ótimas, seguindo o critério proposto inicialmente por Nördfors (1960) e simplificado por Midgley (2006a). O intervalo de espessuras que produzia as menores incertezas nos valores de $\mu(E)$ foi estimado considerando as seguintes variáveis observadas no arranjo experimental utilizado neste trabalho: uma incerteza de 2% na medida da espessura e na contagem de fótons incidentes, e uma intensidade de *background* correspondente a 0,2% da intensidade incidente ($B = 0,002$). Desta forma, amostras com espessuras entre 3 mm e 7 mm foram utilizadas, dependendo do intervalo de energia analisado, visando obter um valor de incerteza na medida entre 2% e 5% (valor típico em medidas de atenuação).

Validação do procedimento experimental

O procedimento experimental utilizado neste trabalho foi validado a partir da determinação do coeficiente de atenuação linear de amostras de acrílico ($(C_5O_2H_8)_n$), nylon ($(C_6H_{11}NO)_n$) e poliacetal ($(CH_2O)_n$). Estes materiais foram escolhidos por possuírem coeficientes de atenuação linear similares aos dos tecidos mamários analisados (White et al. 1980, ICRU 1989).

A comparação dos resultados obtidos para estes materiais com valores teóricos, calculados a partir da regra das misturas (Berger et al. 2005), apresentou diferenças menores que 5% para o acrílico e o poliacetal, e 3% para o nylon, sendo as diferenças observadas menores que a incerteza experimental (3 a 5%) para todos os materiais. A Figura 4.2 ilustra a comparação dos resultados obtidos neste trabalho para o poliacetal com valores teóricos (Berger et al. 2005), mostrando uma boa concordância.

A metodologia descrita neste trabalho também foi empregada para determinação experimental dos coeficientes de atenuação linear de amostras de diversos materiais equi-

Figura 4.2. Comparação do coeficiente de atenuação linear do poliacetal obtido neste trabalho com valores teóricos, calculados a partir da regra das misturas.

valentes utilizados em radiodiagnóstico convencional (Geraldelli et al. 2009) e tomografia (Ferreira et al. 2010).

4.1.3 Determinação da densidade de tecidos mamários

As densidades das amostras analisadas foram determinadas utilizando o método da “pesagem hidrostática”, baseado no princípio de Arquimedes (Akar et al. 2006, Tomal 2007). 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 e submersa em um becker com água. O arranjo experimental utilizado é mostrado na figura 4.3.

Figura 4.3. Arranjo experimental utilizado para a determinação da massa aparente das amostras de tecidos mamários.

Foram realizadas seis medidas individuais para cada amostra, com o objetivo de reduzir os erros randômicos em menos de $0,005 \text{ g/cm}^3$. O método experimental foi validado medindo-se a densidade de amostras de acrílico, nylon e poliacetal.

4.2 Medidas de espectros de raios X

Nesta seção são apresentados os materiais e métodos utilizados para a determinação experimental dos espectros de raios X de um equipamento industrial, adaptado com diferentes filtrações (Mo ou Al) para reproduzir as qualidades clínicas. Os espectros de raios X foram medidos com detectores de Si(Li), CdTe e SDD. As respostas dos detectores utilizados foram determinadas por simulação MC.

4.2.1 Sistemas de detecção

Os espectros de raios X foram adquiridos utilizando os seguintes detectores:

1. Um detector de Si(Li) da Canberra (modelo SL30165), com 3 mm de espessura e uma área ativa de 30 mm². O detector possui uma janela de Be com 8 μm de espessura e dois eletrodos de ouro (Au) com espessura de 0,2 μm , posicionados acima e abaixo do cristal de Si(Li). O detector é conectado a um gerador de alta tensão (fornecendo uma tensão de polarização de -500 V) e a um pré-amplificador (Canberra, 2008D). Os pulsos de tensão provenientes do pré-amplificador são processados por um módulo analisador digital de altura de pulsos (DSA-2000 da Canberra), com 2048 canais, e analisados com o *software* GENIE 2000[®]. O detector de Si(Li) era mantido a baixas temperaturas (196°C), utilizando nitrogênio líquido.
2. Espectrômetro de raios X com um detector de telureto de cádmio (CdTe) da Amptek (modelo XR-100T-CdTe). O detector é um diodo de CdTe com dimensões 3 mm $\times$ 3 mm de área e 1 mm de espessura, e densidade igual a 5,85 g/cm³. Os eletrodos são compostos de platina (Pt, 0,2 μm) no cátodo, e de índio (In, 1,0 μm) no ânodo. O detector é montado sobre um substrato refrigerador termoelétrico (células Peltier), que é mantido a uma temperatura de aproximadamente -30°C. O sistema de detecção é isolado hermeticamente, e possui uma janela de Be com espessura de 100 μm . O sistema detector/pré-amplificador é conectado a um processador digital de pulsos (modelo PX4), que fornece uma tensão de polarização de 400 V, e a um analisador multicanal (modelo MCA 8000A), com 2048 canais. O detector de CdTe

foi utilizado com o módulo eletrônico RTD desligado. A aquisição dos dados foi realizada usando o *software* PMCA, desenvolvido pela Amptek.

3. Espectrômetro de raios X com um detector SDD (do inglês, *Silicon Drift Detector*) da Amptek (modelo X-123SDD). O sistema de detecção X-123SDD é compacto e completo, combinando em um único dispositivo os seguintes componentes: o detector SDD e o pré-amplificador (XR-100SDD), o processador digital de pulsos (DP5) e o multicanal, a fonte de alta tensão (PC5) e a interface com o computador. O cristal de silício possui uma espessura de 450 μm e uma área de 7 mm^2 . Um sistema de colimadores internos (*Internal MultiLayer Collimator*), composto de finas camadas de tungstênio, cromo, titânio e alumínio, com orifícios de área 4,5 mm^2 , é incluído em frente ao detector para reduzir a intensidade de *background* detectada. O detector é montado sobre um substrato refrigerador termoeletrônico (células Peltier), que é mantido a uma temperatura de aproximadamente -55°C . O sistema de detecção é isolado hermeticamente, e possui uma janela de berílio com espessura de 12,5 μm . Um potencial de polarização de -261 V é aplicado ao detector. A aquisição dos dados é realizada usando o *software* PMCA.

4.2.2 Calibração e resolução dos sistemas de detecção

As curvas de calibração e resolução dos detectores utilizados neste trabalho foram obtidas a partir de medidas experimentais de espectros de fontes radioativas que apresentam picos de emissão na faixa de energia da mamografia (^{55}Fe , ^{133}Ba , ^{241}Am , ^{57}Co , e ^{137}Cs). As curvas de calibração dos sistemas de detecção foram determinadas a partir da correlação entre a energia de emissão da fonte radioativa e o número de canal correspondente a cada energia. A resolução em energia de um detector correlaciona a energia de emissão com largura à meia altura de cada pico (*FWHM*, do inglês *Full Width at Half Maximum*).

As curvas de calibração e resolução dos detectores de Si(Li), CdTe e SDD são mostradas nas figuras 4.4, 4.5 e 4.6, respectivamente.

A dependência entre o canal e a energia é linear para todos os detectores, apresentando um coeficiente de ajuste $R^2 > 0.999$. Os resultados de *FWHM* dos detectores utiliza-

Figura 4.4. Curvas de (a) calibração e (b) resolução para o detector Si(Li).

Figura 4.5. Curvas de (a) calibração e (b) resolução para o detector CdTe.

Figura 4.6. Curvas de (a) calibração e (b) resolução para o detector SDD.

dos indicam que o detector SDD apresenta uma melhor resolução em todas as energias, enquanto o detector de CdTe apresenta a pior resolução.

4.2.3 Cálculo da resposta dos detectores

A resposta de cada detector utilizado neste trabalho foi calculada com o auxílio do método MC, utilizando o código PENELOPE, versão 2003 (Salvat et al. 2003). Este cálculo foi realizado para fótons monoenergéticos com energias entre 5 keV e 40 keV, em incrementos de 0,25 keV. Além disso, a energia de maior probabilidade de emissão de uma fonte de ^{241}Am , 59,54 keV, também foi simulada para validar a simulação para maiores

energias. Considerou-se um feixe estreito, incidindo perpendicularmente à superfície do detector. Para cada energia incidente, foram simulados 10^7 fótons.

A geometria simulada dos detectores de Si(Li), CdTe e SDD consistia basicamente nos seguintes elementos: cristal do detector, eletrodos (para os detectores de Si(Li) e CdTe), janela de berílio, sistema de colimação e compartimento do detector. As dimensões de cada componente foram obtidas do fabricante e são apresentadas na seção 4.2.1. Uma camada morta, com espessuras de $0,1\ \mu\text{m}$, $0,2\ \mu\text{m}$ e $0,15\ \mu\text{m}$, também foi incluída no modelo geométrico dos detectores de Si(Li), CdTe e SDD, respectivamente.

A simulação MC é um método bem estabelecido para simular a interação de fótons com um detector semicondutor (Seelentag e Panzer 1979, Matsumoto et al. 2000, Campbell et al. 2001). Na simulação MC do detector, a história de um fóton é descrita como uma sequência probabilística de interações, nas quais ele pode ser transmitido sem interagir com o cristal do detector, interagir sem perder energia (espalhamento elástico), perdendo parte de sua energia (espalhamento inelástico) ou sendo totalmente absorvido (efeito fotoelétrico). Se o fóton é transmitido sem interagir, a eficiência da detecção é reduzida, e o espectro medido será distorcido. Se um processo de interação ocorre, partículas secundárias são produzidas: elétrons, responsáveis pela deposição de energia no detector; e/ou fótons (espalhados ou raios X característicos), que podem interagir novamente, podendo transferir energia para os elétrons do material. Se os fótons secundários escapam sem interagir, a energia depositada será menor que a incidente, dando origem à componentes específicas na resposta do detector, como por exemplo picos de escape e “joelho Compton” (Seelentag e Panzer 1979, Knoll 2000). Outros processos também podem influenciar a resposta do detector, tais como escape de elétrons secundários, que ocorrem para interações próximas à superfície do cristal ou em detectores com pequeno volume, ou interação de partículas secundárias (fótons e elétrons) produzidas na interação da radiação com outros elementos do detector, como por exemplo com os eletrodos (Campbell et al. 1998).

O código MC foi modificado para simular, além dos processos de interação, outras características de cada detector que afetam a determinação da energia depositada por cada fóton (Apêndice B). Estas modificações incluíam: (i) o efeito do armadilhamento de cargas,

modelado pela equação de Hecht, mostrada na equação B.1 (Miyajima et al. 2002, Cross et al. 2005); (ii) coleta incompleta de cargas, modelada pela função de probabilidade de coleta de cargas (*PCC*) através da equação B.2 (Goto 1993, Campbell et al. 2001); e (iii) resolução finita do detector, modelada pela inclusão de uma distribuição gaussiana da energia depositada por cada fóton (Campbell et al. 1998, Scholze e Procop 2009). Estes efeitos e características dos detectores semicondutores são descritos com mais detalhes no Apêndice B.

Os parâmetros de entrada da equação de Hecht (λ_e e λ_h) foram obtidos da literatura (Campbell et al. 1998, Knoll 2000, Cross et al. 2005) para o detector de Si(Li), assumindo os valores $\lambda_e = 3,5 \times 10^3$ cm e $\lambda_h = 12,8$ cm. Para o detector CdTe, estes parâmetros foram obtidos do fabricante (Redus 2007), porém foram posteriormente ajustados para $\lambda_e = 12,3$ cm e $\lambda_h = 0,73$ cm, visando fornecer a melhor concordância entre os dados experimentais e simulados. Para o detector SDD, o armadilhamento de cargas não foi incluído na simulação devido às características deste detector, tais como bom transporte de cargas e pequena espessura do cristal, além de um campo elétrico não uniforme, que impediria a modelagem deste efeito pela equação de Hecht (Amptek 2010).

O parâmetro D/ν da função *PCC* foi assumido como: $0,1 \mu\text{m}$ para o detector Si(Li), de acordo com trabalhos previamente publicados (Goto 1993, Campbell et al. 2001); e $0,2 \mu\text{m}$ e $0,12 \mu\text{m}$ para os detectores de CdTe e SDD, respectivamente, ajustados para fornecer a melhor concordância entre dados teóricos e experimentais. O parâmetro RC da função *PCC* foi ajustado em 0,5, 0,6 e 0,7, para os detectores Si(Li), CdTe e SDD, respectivamente.

Os dados de entrada da distribuição gaussiana são os valores de *FWHM* para cada energia. Estes parâmetros foram determinados para cada detector a partir das funções ajustadas aos dados experimentais de resolução, obtidos utilizando fontes radioativas (figuras 4.4-4.6).

4.2.4 Equipamentos de raios X e filtração adicional

O sistema de raios X utilizado neste trabalho foi em tubo de raios X industrial (Philips, PW 2215/20) com ânodo estacionário de molibdênio (Mo), acoplado a um gerador de potencial constante (Phillips PANalytical, PW 3830). O intervalo de potenciais do tubo analisado neste trabalho variou entre 20 kV e 35 kV.

Na saída do tubo de raios X, foram incluídos filtros de Mo (com espessuras entre 0,01 mm e 0,05 mm) ou Al (com espessuras entre 0,7 mm e 1,2 mm), com 99,9% de pureza. Essas filtrações foram utilizadas visando adaptar o equipamento de raios X industrial para reproduzir as qualidades de radiação de referência em mamografia, como recomendado pela norma IEC 61267 (2005) e pelo laboratório de calibração primário (PTB 2010). A espessura adequada de cada tipo de filtro foi ajustada de forma que a *CSR* do feixe produzido pelo equipamento industrial estivesse dentro dos limites recomendados para feixes de raios X mamográficos (IEC 61267 2005, PTB 2010).

Os valores de *CSR* foram determinados experimentalmente para cada potencial do tubo e filtração adicional, utilizando uma câmara de ionização (Radcal, modelo 10X5-6M), acoplada a um eletrômetro (Radcal, modelo 9015 RM-S), e posicionada a uma distância de 100 cm do ponto focal. Os atenuadores eram folhas alumínio de 0,1 mm de espessura com 99,9% de pureza, e foram posicionados a 30 cm do ponto focal. O arranjo experimental utilizado nas medidas de *CSR* era similar ao apresentado por Wagner et al. (1990).

4.2.5 Espectrometria de raios X

O arranjo experimental utilizado nas medidas de espectros de raios X produzidos por um equipamento industrial, adaptado com diferentes tipos de filtros para reproduzir as qualidades clínicas, é similar ao mostrado na figura 4.1.

Os filtros adicionais de Mo ou Al, cujas espessuras foram ajustadas conforme metodologia descrita na seção 4.2.4, foram posicionados na saída do feixe a uma distância de 13 cm do ponto focal, imediatamente após o primeiro colimador (figura 4.1). Os detectores semicondutores, Si(Li), CdTe e SDD, foram posicionados no centro do campo de radiação, a uma distância de 3,5 m do ponto focal.

Colimadores também foram utilizados em frente aos detectores para reduzir a taxa de fluência incidente, e fazer com que o feixe incidisse somente em sua região central. Nas medidas com o detector de Si(Li) foram utilizados colimadores de chumbo, com espessura de 2 mm e abertura de 0,2 mm. Nas medidas realizadas com os detectores de CdTe e SDD foram utilizados colimadores de tungstênio, com espessura de 2 mm e abertura de 0,1 mm .

O arranjo experimental utilizado nas medidas de espectros de raios X, o qual empregava grandes distâncias entre o ponto focal e o detector e um feixe altamente colimado, reduzia tanto as distorções espectrais devido ao empilhamento de pulsos, quanto aquelas devido ao tempo morto de detector, que foi mantido em menos que 2% durante todas as medidas. Além disso, longos tempos de exposição (~ 1000 s) foram utilizados para reduzir a incerteza estatística nas medidas das distribuições de altura de pulsos.

4.2.6 Correção dos espectros medidos pela resposta do detector

A fim de se obter o espectro real incidente no detector, os espectros medidos com cada detector foram corrigidos por sua resposta, utilizando a técnica de desmembramento de altura de pulsos (*stripping procedure*) (Seelentag e Panzer 1979, Di Castro et al. 1984, Miyajima et al. 2002), mostrada na equação 4.4:

$$S(E_0) = \frac{M(E_0) - \sum_{E>E_0}^{E_{\max}} R(E_0, E)S(E)}{\epsilon(E_0)} \quad (4.4)$$

Sendo $S(E_0)$ o número real de fótons de energia E_0 ; $M(E_0)$ o número de fótons detectados; $E_{\max}$ a energia máxima do espectro; $R(E_0, E)$ a resposta de cada detector a um feixe monoenergético de energia E_0 , calculada por simulação MC (seção 4.2.3); e $\epsilon(E_0)$ a eficiência do detector. O desmembramento de altura de pulsos é aplicada em cada canal do espectro medido, iniciando do canal de mais alta energia ($E_{\max}$) (Seelentag e Panzer 1979, Di Castro et al. 1984, Miyajima et al. 2002).

Além disso, os espectros também foram corrigidos pela atenuação do ar, para representar as qualidades de radiação definidas a 1 m do ponto focal. Esta correção foi efetuada utilizando os coeficientes de atenuação mássico e densidade do XCOM (Berger et al. 2005).

Após a aplicação das devidas correções aos espectros medidos, os espectros corrigidos foram convertidos em unidades de fluência (fótons/mm²), utilizado a equação 4.5.

$$\phi = \frac{N(E_0)}{A} \quad (4.5)$$

em que $N(E_0)$ é o número de fótons de energia E_0 para o espectro devidamente corrigido pela resposta do detector e pela atenuação do ar, e A corresponde à área irradiada pelo feixe no detector

4.2.7 Análise quantitativa dos espectros

Para cada espectro obtido neste trabalho, foram calculados parâmetros que caracterizam a qualidade do feixe incidente: a energia média ($\bar{E}$), a camada semirredutora (CSR) em mm de Al e a energia efetiva (Kharrati e Zarrad 2003, Tomal 2007).

A energia média do espectro foi obtida em relação à fluência $\phi(E)$ de cada espectro, para cada energia E , através da equação 4.6:

$$\bar{E} = \frac{\int_{E=0}^{E_{\max}} E \times \phi(E) dE}{\int_{E=0}^{E_{\max}} \phi(E) dE} \quad (4.6)$$

O valor da CSR foi calculado variando a espessura de um filtro adicional de alumínio em incrementos $\Delta x = 0,001$ mm, até que a exposição no ar, devido ao espectro incidente, fosse reduzida à metade do valor inicial. Para calcular os efeitos da filtração, foram utilizadas os coeficiente de atenuação do alumínio fornecidas pelo XCOM (Berger et al. 2005). A energia efetiva do feixe foi interpolada a partir do valor da CSR obtido.

4.3 Modelos semianalíticos para o estudo da qualidade da imagem e da dose glandular normalizada

Nesta seção são apresentados os modelos semianalíticos utilizados neste trabalho para o estudo da qualidade da imagem e dose absorvida em mamografia, bem como o modelo geométrico e a base de dados utilizada.

4.3.1 Modelo geométrico

O modelo geométrico utilizado no cálculo dos parâmetros de qualidade da imagem (SC e CNR) e da dose glandular normalizada ($\bar{D}_{gN}$), simula um exame mamográfico na posição crânio-caudal, e é mostrado na figura 4.7a.

Figura 4.7. (a) Modelo geométrico adotado para estudo da qualidade da imagem e dose absorvida em mamografia. (b) Modelo da mama comprimida. (c) Corte transversal na mama, mostrando o objeto contrastante.

Uma distância de 65 cm entre o tubo de raios X e o receptor de imagem foi considerada. Por simplicidade, assumiu-se um feixe paralelo, incidindo perpendicularmente sobre a seção transversal da mama, e uniformemente distribuído em sua área (Carlsson et al. 1986, Fahrig e Yaffe 1994b). De acordo com a literatura (Boone et al. 2000), esta é uma boa aproximação, devido ao pequeno ângulo máximo de divergência ($< 8^\circ$) do feixe incidente. A bandeja de compressão consistia de uma placa de acrílico (PMMA) com espessura de 3 mm, e estava posicionada em contato com a mama.

A mama comprimida era representada por um semicilindro (figura 4.7b), com uma seção transversal de área 100 cm^2 . A espessura L da mama variava de 2 cm a 8 cm, em incrementos de 1 cm. O tecido mamário era considerado uma mistura homogênea de tecido adiposo e glandular, uniformemente distribuídos na região central da mama. A porcentagem de tecido glandular (glandularidade) que compõe o tecido mamário variou

entre 0 e 100%, visando representar uma ampla variedade de composições*. A região central da mama era envolvida por uma camada externa de 0,5 cm de tecido adiposo.

O suporte da mama era posicionado diretamente sob a mama, e consistia de uma placa de acrílico com 1,5 mm de espessura. A grade anti-espalhamento estava localizada abaixo deste suporte. Dois tipos diferentes de grades foram considerados: uma grade linear e uma grade celular. A grade linear possuía paredes de chumbo (0,018 mm de espessura) e acrílico entre as paredes (0,3 mm de espessura) (Dance et al. 1992, Cunha et al. 2010). A grade possuía frequência de 32 linhas/cm e altura de 1,5 mm (razão de grade de 5:1). A grade celular possuía paredes compostas de cobre (0,03 mm de espessura), com o material entre as paredes composto de ar (0,64 mm de espessura) (Dance et al. 1992, Cunha et al. 2010). A grade possuía frequência de 32 células/cm, e altura de 2,4 mm (razão de grade de 3,8:1), representando a grade HTCTM da Hologic (Rezentes et al. 1999, Gray e Princehorn 2004). As camadas superiores e inferiores de ambas as grades eram compostas por 1 mm de acrílico cada. Os fatores de transmissão dos fótons primários e espalhados (T_p e T_s , respectivamente) através das grades foram calculados utilizando o modelo analítico proposto por Day e Dance (1983).

O receptor de imagem era posicionado diretamente sob a grade. Dois tipos de receptores foram considerados, a fim de avaliar os parâmetros de qualidade da imagem em diferentes técnicas: (i) uma camada de $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$ com espessura mássica $d_\rho = 33,4 \text{ mg/cm}^2$, compatível com sistemas tela/filme utilizados em mamografia convencional (Monnin et al. 2005, Kodak 2010); e (ii) uma camada de aSe (selênio amorfo) com $d_\rho = 107 \text{ mg/cm}^2$ (espessura de $250 \text{ }\mu\text{m}$). O primeiro receptor foi utilizado para estudar o contraste objeto em mamografia convencional, enquanto o segundo foi utilizado para avaliar a razão contraste-ruído em mamografia digital. A eficiência de detecção de cada receptor de imagem foi estimada como $IF(E) = (1 - e^{-\mu_\rho d_\rho})$, sendo μ_ρ o coeficiente de atenuação mássico do receptor. Desta forma, assume-se que todos os fótons que interagiram dentro do sistema depositam sua energia em uma única interação, ou seja, não há escape de fótons secundários (Motz e Danos 1978, Nielsen e Carlsson 1984, Bohndiek et al. 2008).

* O termo ‘mama média’ será empregado para se referir à mamas de glandularidade 50%.

Especificamente para o estudo dos parâmetros de qualidade da imagem (SC e CNR), um objeto contrastante cúbico (com dimensões x entre 1 mm e 10 mm) foi incluído dentro da região central da mama, a uma distância arbitrária da superfície (figura 4.7c). O objeto era composto por carcinoma (neoplasia maligna), representando um nódulo presente na mama. O modelo para o cálculo dos parâmetros de qualidade imagem, apresentado neste trabalho, pressupõe que a área do objeto contrastante é grande o suficiente para que problemas de resolução possam ser desprezados (Dance et al. 1992, Vyborny e Schimidt 1994).

4.3.2 Base de dados

Características da mama e coeficientes de interação

Os coeficientes de atenuação linear e densidades de tecidos mamários normais e neoplásicos utilizados nos modelos semianalíticos foram aqueles determinados neste trabalho, utilizando as metodologias descritas nas seções 4.1.2 e 4.1.3, respectivamente.

Valores teóricos de coeficientes de atenuação linear, calculados a partir da regra das misturas, utilizando diferentes bases de dados de composição e densidade de tecidos mamários da literatura (Hammerstein et al. 1979, Woodard e White 1986), também foram incluídos no cálculo, a fim de validar a metodologia semianalítica, e também verificar a influência da base de dados das características dos tecidos mamários.

Os coeficientes de atenuação linear do alumínio, do PMMA, dos materiais que compõem as grades linear e celular, e dos receptores de imagem, foram calculados utilizando o XCOM (Berger et al. 2005). As seções de choque diferenciais para os espalhamentos coerente e incoerente foram calculadas para cada material usando o modelo atômico independente (Johns e Yaffe 1983). O fator de forma atômico e a função de espalhamento incoerente atômica foram obtidos para cada elemento químico (Hubbell et al. 1975). As composições dos tecidos mamários normais e da pele foram obtidas do trabalho de Hammerstein et al. (1979).

Espectros de raios X

Com relação aos espectros de raios X incluídos nos modelos analíticos, basicamente duas bases de dados foram utilizadas.

Os espectros de raios X obtidos neste trabalho (seção 4.2), para a combinação Mo/Mo, foram utilizados a fim de verificar a influência da base de dados de espectros de raios X na determinação dos parâmetros de qualidade da imagem e dose.

Por outro lado, espectros da literatura (Boone et al. 1997) foram utilizados em todos os outros estudos para avaliar a influência de diversas características dos espectros de raios X incidentes na mama (combinação ânodo/filtro, potencial do tubo e CSR) nos valores de SC , CNR e $\bar{D}_{gN}$. Além disso, o uso destes espectros permite determinar as condições de irradiação ótimas para cada tipo de mama (espessura e glandularidade).

Os espectros de raios X da literatura utilizados nos modelos semianalíticos foram calculados a partir do modelo matemático formulado por Boone et al. (1997), correspondentes a um tubo de raios X com ânodo de Mo, Rh e W, para potenciais do tubo entre 24 e 35 kV. Os espectros para o tubo de Mo e Rh foram filtrados por 30 μm de Mo e 25 μm de Rh. Essas combinações ânodo/filtro correspondem às utilizadas em equipamentos de mamografia convencional (Wu et al. 1991, Delis et al. 2007). Os espectros produzidos com um tubo de W foram atenuados com filtros de Al, com espessura de 0,5 mm, e com filtros de Rh e Ag, ambos com espessura 50 μm . Estas combinações ânodo/filtro têm sido propostas na literatura, principalmente para mamografia digital (Flynn et al. 2003, Delis et al. 2006, Dance et al. 2009, Baldelli et al. 2010, Cunha et al. 2010). A tabela 4.1 apresenta as características dos filtros utilizados neste trabalho.

Tabela 4.1. Características físicas dos filtros utilizados para o estudo dos parâmetros de qualidade da imagem e da dose glandular normalizada.

Características	Al	Mo	Rh	Ag
Z (número atômico)	13	42	45	47
Borda K de absorção (keV)	1,56	20,00	23,22	25,51
Densidade (g/cm^3)	2,67	10,22	12,41	10,50

Os espectros foram modificados pela adição de uma placa de acrílico com 3 mm de espessura, simulando a bandeja de compressão. Para cada espectro, a *CSR* foi determinada usando métodos de cálculo numérico, seguindo o procedimento apresentado na seção 4.2.7. Os valores de *CSR* para cada combinação ânodo/filtro e potencial do tubo analisados são apresentados na tabela 4.2.

Tabela 4.2. Valores de *CSR* (mm de Al) para as combinações ânodo/filtro e potenciais do tubo utilizados neste trabalho.

Combinação ânodo/filtro	Potencial do Tubo (kV)					
	24	25	28	30	32	35
Mo/Mo	0,313	0,326	0,360	0,379	0,395	0,416
Mo/Rh	0,360	0,378	0,417	0,435	0,450	0,469
Rh/Rh	0,342	0,361	0,412	0,443	0,470	0,505
W/Al	0,343	0,362	0,418	0,455	0,491	0,544
W/Rh	0,467	0,486	0,525	0,545	0,562	0,589
W/Ag	0,461	0,490	0,563	0,595	0,622	0,657

A dependência dos parâmetros de qualidade da imagem e da dose glandular normalizada com a *CSR* do espectro de raios X, considerando uma mesma combinação ânodo/filtro e potencial do tubo, foi estudada neste trabalho considerando diferentes espessuras da bandeja de compressão, entre 0 e 4 mm.

4.3.3 Parâmetros de qualidade da imagem mamográfica

Mamografia convencional: contraste objeto

Neste trabalho, a qualidade da imagem radiográfica em mamografia convencional foi estudada em termos *SC*, que está relacionado apenas com o sinal de entrada no detector, sendo independente do número total de fótons incidentes sobre a mama.

Para mamografia convencional, o *SC* pode ser calculado a partir da equação 4.7.

$$SC = \ln \left(\frac{q_N}{q_O} \right) \quad (4.7)$$

em que q_O e q_N representam a energia absorvida por unidade de área no receptor de

imagem, devido à radiação transmitida pelo objeto de interesse e pelo tecido circundante, respectivamente (figura 3.4).

Considerando que essas grandezas podem ser divididas em componentes primárias (p) e espalhadas (s), e assumindo que a radiação espalhada é uniformemente distribuída no receptor de imagem, e supondo ainda que a intensidade de radiação espalhada pelo detalhe contrastante pode ser considerada igual à vizinhança ($q_{N_s} = q_{O_s} = q_s$), a equação 4.7 pode ser reescrita como:

$$SC = \ln \left(1 + \frac{q_{N_p} - q_{O_p}}{q_{O_p} + q_s} \right) \quad (4.8)$$

A contribuição da radiação primária na fluência de energia dos raios X absorvida no receptor de imagem foi calculada usando as equações 4.9 e 4.10.

$$q_{N_p} = \int_E E \times \phi_E(E) \times IF(E) \times e^{-\mu(E)(L-2a)} e^{-\mu_a(E)2a} dE \quad (4.9)$$

$$q_{O_p} = \int_E E \times \phi_E(E) \times IF(E) \times e^{-\mu(E)(L-2a)} e^{-\mu_a(E)2a} e^{-x[\mu_O(E) - \mu(E)]} dE \quad (4.10)$$

em que E é a energia do fóton; $\phi_E(E)$ é a fluência incidente entre E e $E + dE$; $IF(E)$ é a eficiência de detecção do receptor de imagem; $\mu(E)$ e $\mu_O(E)$ são, respectivamente, os coeficientes de atenuação linear da região central da mama e do objeto de interesse; L e x são a espessura da mama comprimida e do objeto contrastante, respectivamente; e $\mu_a(E)$ e a são o coeficiente de atenuação linear e a espessura da camada externa que envolve a mama, respectivamente.

A contribuição da radiação espalhada, q_s , foi determinada pela equação 4.11.

$$q_s = \int_E E \times \phi_E(E) \times IF(E) \times \frac{S}{P}(E) \times e^{-\mu(E)(L-2a)} e^{-\mu_a(E)2a} dE \quad (4.11)$$

em que S/P é a razão entre a intensidade espalhada e primária transmitidas pela mama.

Na ausência da grade, o cálculo da razão S/P foi efetuado considerando as contribui-

ções do espalhamento simples e duplo na radiação espalhada transmitida. A contribuição do espalhamento simples foi determinada de acordo com o modelo semianalítico proposto por Magalhães et al. (1995) e modificado por Tomal (2007). A contribuição do espalhamento duplo foi estimada usando o modelo proposto por Wong et al. (1981). Assim, a razão S/P foi determinada utilizando a equação 4.12, que considera as contribuições do espalhamento simples e duplo na radiação transmitida.

$$\frac{S}{P}(E) = \left[\left(\frac{1}{e^{-\mu L}} \right) \times \int_{\theta} n_v \times \frac{2\pi \sin\theta \cos\theta}{\mu(\cos\theta - 1)} (e^{-\mu L / \cos\theta} - e^{-\mu L}) \times \left(\frac{d\sigma}{d\theta} \right) d\theta \right] + \chi_s \quad (4.12)$$

Sendo n_v o número de átomos por unidade de volume; θ o ângulo polar de espalhamento; e $d\sigma/d\theta$ a seção de choque diferencial, que contem as contribuições dos espalhamentos elástico e inelástico para elétrons ligados (seção 3.1). A seção de choque diferencial foi determinada utilizando as seções de choque diferenciais Thomson e Klein-Nishina (Attix 1986), modificadas pelo fator de forma e a função de espalhamento incoerente (Hubbell et al. 1975), respectivamente. O primeiro termo da equação 4.12 representa a contribuição do espalhamento simples. O termo χ_s representa a contribuição do espalhamento duplo. Esta contribuição aumenta a razão S/P entre 15 e 40%, dependendo da espessura e composição da mama e da energia incidente E .

Na presença da grade anti-espalhamento, a razão entre as intensidades espalhada e primária, $(S/P)_{\text{grade}}$, foi determinada para cada energia, de acordo com a relação:

$$\left[\frac{S}{P}(E) \right]_{\text{grade}} = \frac{T_s(E)}{T_p(E)} \left[\frac{S}{P}(E) \right] \quad (4.13)$$

em que T_p e T_s são os fatores de transmissão da grade para o feixe primário e espalhado, respectivamente (Day e Dance 1983).

Mamografia digital: razão contraste-ruído

A qualidade da imagem radiográfica em mamografia digital foi estudada neste trabalho em termos da CNR , determinada utilizando a equação 4.14.

$$CNR = \frac{|\varepsilon_N - \varepsilon_O|}{\sqrt{\sigma_N^2 + \sigma_O^2}} \quad (4.14)$$

em que ε_i e σ_i^2 são a energia absorvida no receptor de imagem em uma área A_L e a variância em ε_i , respectivamente. O subscrito i assume valores $i = N$ para a radiação transmitida pela região da mama sem o objeto contrastante, e $i = O$ para a radiação transmitida pelo objeto. A área A_L representa a área do objeto contrastante. Os termos $|\varepsilon_N - \varepsilon_O|$ e $\sqrt{\sigma_N^2 + \sigma_O^2}$ descrevem, respectivamente, o contraste e o ruído na imagem. Ao contrário do SC , a CNR depende da intensidade incidente sobre a mama.

A equação 4.14 é similar às apresentadas por Motz e Danos (1978) e Fahrig e Yaffe (1994a), exceto pelo fato de que foram definidas em termos de energia absorvida no receptor de imagem, ao invés de número de fótons detectados.

Analogamente ao SC , considerou-se que as grandezas ε_i e σ_i^2 podem ser divididas em componentes primárias (p) e espalhadas (s). Assumindo que $\varepsilon_{N_s} = \varepsilon_{O_s} = \varepsilon_s$ e $\sigma_{N_s} = \sigma_{O_s} = \sigma_s$, a equação 4.14 pode ser reescrita como:

$$CNR = \frac{|\varepsilon_{N_p} - \varepsilon_{O_p}|}{\sqrt{\sigma_{N_p}^2 + \sigma_{O_p}^2 + 2\sigma_s^2}} \quad (4.15)$$

em que σ_s representa a variância devido à radiação espalhada transmitida pela mama.

Inicialmente, considerou-se que a variância em ε_i deve-se somente ao ruído quântico associado à incerteza estatística na contagem de fótons, e que o sinal no receptor depende apenas da transmissão de fótons pela mama e de sua eficiência. Neste caso, as contribuições primárias da energia depositada no receptor são dadas por $\varepsilon_{N_p} = A_L \times q_{N_p}$ e $\varepsilon_{O_p} = A_L \times q_{O_p}$, enquanto que as contribuições primárias $\sigma_{i_p}^2$ ($i = N, O$) e espalhada (σ_s) da variância são determinadas a partir das relações:

$$\sigma_{N_p}^2 = A_L \int_E E^2 \times \phi_E(E) \times IF(E) \times e^{-\mu(E)(L-2a)} e^{-\mu_a(E)2a} dE \quad (4.16)$$

$$\sigma_{O_p}^2 = A_L \int_E E^2 \times \phi_E(E) \times IF(E) \times e^{-\mu(E)(L-2a)} e^{-\mu_a(E)2a} e^{-x[\mu_O(E) - \mu(E)]} dE \quad (4.17)$$

$$\sigma_s^2 = A_L \int_E E^2 \times \phi_E(E) \times IF(E) \times \frac{S}{P}(E) \times e^{-\mu(E)(L-2a)} e^{-\mu_a(E)2a} dE \quad (4.18)$$

Entretanto, apenas o ruído quântico não é suficiente para descrever corretamente a dependência energética da razão contraste-ruído, que também é influenciada por outras características do receptor de imagem (Fahrig e Yaffe 1994a, Fahrig e Yaffe 1994b, Yaffe et al. 1994, Flynn et al. 2003). Uma descrição mais completa da CNR pode ser realizada incluindo algumas correções adicionais do receptor, tais como o ganho médio e o fator de Swank (Fahrig e Yaffe 1994b, Yaffe et al. 1994). Neste caso, as energias depositadas no receptor, e as respectivas variâncias, são determinadas utilizando as seguintes equações:

$$\varepsilon_{N_p} = A_L \int_E E \times \phi_E(E) \times IF(E) \times e^{-\mu(E)(L-2a)} e^{-\mu_a(E)2a} \times \bar{g}(E) dE \quad (4.19)$$

$$\begin{aligned} \varepsilon_{O_p} = A_L \int_E E \times \phi_E(E) \times IF(E) \times e^{-\mu(E)(L-2a)} e^{-\mu_a(E)2a} \times \\ \times e^{-x[\mu_O(E)-\mu(E)]} \times \bar{g}(E) dE \end{aligned} \quad (4.20)$$

$$\sigma_{N_p}^2 = A_L \int_E E^2 \times \phi_E(E) \times IF(E) \times e^{-\mu(E)(L-2a)} e^{-\mu_a(E)2a} \times \frac{\bar{g}^2(E)}{A_s(E)} dE \quad (4.21)$$

$$\begin{aligned} \sigma_{O_p}^2 = A_L \int_E E^2 \times \phi_E(E) \times IF(E) \times e^{-\mu(E)(L-2a)} e^{-\mu_a(E)2a} \times \\ \times e^{-x[\mu_O(E)-\mu(E)]} \times \frac{\bar{g}^2(E)}{A_s(E)} dE \end{aligned} \quad (4.22)$$

$$\sigma_s^2 = A_L \int_E E^2 \times \phi_E(E) \times IF(E) \frac{S}{P}(E) \times e^{-\mu(E)(L-2a)} e^{-\mu_a(E)2a} \times \frac{\bar{g}^2(E)}{A_s(E)} dE \quad (4.23)$$

Em que $\bar{g}(E)$ é o ganho médio do receptor de imagem, que representa o número médio de elétrons produzidos para cada fóton incidente, considerando que uma energia de 50 eV é necessária para produzir um par de cargas livres no detector de aSe para um campo elétrico 10 V/ μm (Fahrig et al. 1995, Hunt et al. 2002); e $A_s(E)$ é o fator de Swank, que descreve a distribuição de partículas secundárias detectadas, e é utilizado para quantificar o aumento no ruído devido à variabilidade na produção de cargas livres (Fahrig et al. 1995, Fahrig et al. 1996). Os valores de $\bar{g}(E)$ e $A_s(E)$ para o receptor de aSe com 250 μm de espessura foram obtidos da literatura (Fahrig et al. 1995, Stone et al. 2002). As equações 4.19-4.23 são similares às apresentadas por Fahrig et al. (1996), exceto pelo fato de que foram definidas em termos de energia, ao invés de número de fótons.

Os valores de CNR para cada tipo de mama (espessura e glandularidade) e espectro incidente foram normalizados pelo valor de $\sqrt{K_{\text{ar}}}$, onde K_{ar} é o kerma no ar na entrada da mama, determinado utilizando a equação 3.15, sem levar em conta o retroespalhamento. Desta forma, os resultados de CNR se tornam independentes da intensidade incidente sobre a mama.

De acordo com a literatura (Fahrig e Yaffe 1994b, Fahrig et al. 1996, Flynn et al. 2003), outras fontes de ruído, tais como ruído do amplificador e devido à polarização do receptor, também influenciam os valores de CNR . Entretanto, a modelagem desses fatores necessita de um conhecimento detalhado sobre a geometria do receptor e características do amplificador, além da intensidade de fótons real transmitida pela mama. Desta forma, neste trabalho optou-se por considerar somente o ruído quântico e as correções adicionais devido ao ganho do receptor e fator de Swank.

4.3.4 Dose glandular normalizada

A dose glandular normalizada ($\bar{D}_{\text{gN}}$) foi determinada neste trabalho utilizando a expressão analítica apresentada na equação 4.24 (Tomal et al. 2010c).

$$\bar{D}_{\text{gN}} = \frac{c}{w_g \rho (L - 2a)(1 - a/R_m)^2} \times \left[\int_E E \times \phi_E(E) \times \alpha(E) \times G(E) dE \right] \quad (4.24)$$

Em que c é uma constante empregada como fator de conversão de unidades e de normalização do espectro incidente para 1 mGy; w_g é a fração de massa de tecido glandular presente na região central da mama (glandularidade); ρ , L e R_m são a densidade, a espessura e o raio da mama, respectivamente; a é a espessura da camada externa que envolve a mama; o fator $w_g \rho (L - 2a)(1 - a/R_m)^2$ representa a razão entre a massa de tecido glandular e a área irradiada; $\alpha(E)$ representa a fração da energia incidente que é absorvida na região central da mama, que contém tecido glandular; e $G(E)$ é um fator que converte a energia absorvida em toda a região central para a energia absorvida somente pelo tecido glandular presente nesta região. A incerteza nos valores de $\bar{D}_{\text{gN}}$ foi calculada utilizando propagação de incertezas, considerando as incertezas de todas as variáveis.

A fração $\alpha(E)$ foi calculada a partir de equações analíticas que incluem as contribuições das interações primárias e secundárias na energia absorvida na região central da mama. O procedimento utilizado é descrito a seguir. Inicialmente, o feixe incidente (monoenergético e paralelo) foi atenuado pela camada externa superior de espessura a . Posteriormente, a região central da mama foi dividida em fatias paralelas com espessura $dz = 1$ mm, perpendiculares ao eixo de simetria do cilindro. Para todas as energias analisadas, a espessura de cada fatia correspondia a um valor menor que o livre caminho médio do fóton. O número de interações primárias na k -ésima fatia foi calculado por:

$$N_{pk} = N_0 \times [e^{-\mu(E)dz(k-1)}] \times [1 - e^{-\mu(E)dz}] \times [e^{-\mu_a(E)a}] \quad (4.25)$$

em que N_0 é o número de fótons incidentes com energia E ; μ e μ_a são os coeficientes de atenuação linear da região central da mama e da camada externa, respectivamente; dz é

a espessura da fatia e o índice k representa a k -ésima fatia.

A energia média absorvida na mama devido às interações primárias foi calculada usando a relação:

$$E_{p,abs} = \sum_k E \times N_{pk} \times \mu_{en}/\mu \quad (4.26)$$

Sendo μ_{en} o coeficiente de absorção linear, calculado para cada tipo de tecido de acordo com a literatura (Berger et al. 2005, Attix 1986, Tomal 2007), utilizando dados de coeficiente de atenuação linear e densidade obtidos neste trabalho, e de composição química obtidos da literatura (Hammerstein et al. 1979).

Em seguida, calculou-se a energia depositada na região central da mama devido às interações secundárias. Para tanto, o número de fótons espalhados em diferentes direções foi determinado a partir das seções de choque diferenciais de espalhamento (Johns e Cunningham 1983, Hubbell et al. 1975). Além disso, assumiu-se que o centro de espalhamento de cada fatia era localizado em seu ponto médio, e que as interações primárias eram uniformemente distribuídas sobre toda a área perpendicular ao feixe incidente. A partir destas considerações, o número de interações secundárias em cada fatia foi calculado de forma análoga às interações primárias (equação 4.25). A energia absorvida na região central da mama devido às interações secundárias ($E_{s,abs}$) foi determinada de forma similar à apresentada na equação 4.26.

Finalmente, a fração de energia absorvida $\alpha(E)$, devido às interações primárias e secundárias, foi determinada por:

$$\alpha(E) = \frac{(E_{p,abs} + E_{s,abs})}{(E \times N_0)} \quad (4.27)$$

Cabe mencionar que a contribuição das interações secundárias representa de 4 a 40% do valor da fração $\alpha(E)$, dependendo da espessura e composição da mama, e da energia do fóton. A amplitude desta contribuição demonstra a importância da inclusão das interações secundárias no cálculo da fração $\alpha(E)$.

O fator de conversão $G(E)$ foi determinado com base nas contribuições dos coeficientes

de absorção mássico e fração de massa de cada tipo de tecido (Dance 1990, Boone 1999, Tomal et al. 2010c), utilizando a equação 4.28.

$$G(E) = \frac{w_g \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{gl}}}{w_g \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{gl}} + (1 - w_g) \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{ad}}} \quad (4.28)$$

em que os subscritos ad e gl correspondem a tecidos mamários adiposos e glandulares, respectivamente.

O modelo semianalítico apresentado nesta subsecção para o cálculo da dose glandular normalizada foi publicado em Tomal et al. (2010c).

4.3.5 Figura de mérito

Visando estudar as condições ótimas de um exame mamográfico, os resultados dos parâmetros de qualidade da imagem (SC e CNR) e dose glandular normalizada ($\bar{D}_{\text{gN}}$) foram combinados em uma grandeza, denominada de figura de mérito (FOM , do inglês *Figure Of Merit*). A FOM descreve o desempenho de cada espectro de raios X em um exame mamográfico, através de uma relação “custo $\times$ benefício”, onde a dose glandular representa o “custo” e os parâmetros de qualidade da imagem representam o “benefício” (Gingold et al. 1995, Delis et al. 2006, Baldelli et al. 2010).

As subsecções a seguir apresentam as metodologias utilizadas para o cálculo das figuras de mérito em mamografia convencional e digital, baseadas nos valores de SC e CNR , respectivamente.

Mamografia convencional

A figura de mérito em mamografia convencional (FOM_{SC}), para cada tipo de mama (espessura e glandularidade) e espectro de raios X incidente, foi determinada utilizando a equação 4.29, de acordo com trabalhos prévios da literatura (Gingold et al. 1995, Delis et al. 2006).

$$FOM_{\text{SC}} = \frac{SC^2}{\bar{D}_g} \quad (4.29)$$

em que SC é o contraste objeto e é $\bar{D}_g$ a dose glandular média, que está relacionada com a dose glandular normalizada $\bar{D}_{gN}$ através da relação $\bar{D}_g = K_{ar} \times \bar{D}_{gN}$ (equação 3.20). O kerma no ar na entrada da mama (K_{ar}) foi determinado utilizando a equação 4.30, baseada na metodologia descrita por Skubic e Fatouros (1986) e Tomal (2007).

$$K_{ar} = \frac{Z' \times R_0}{1 + S/P} \quad (4.30)$$

Em que Z' é a razão entre o kerma de entrada na mama e o kerma no receptor de imagem, considerando somente a radiação primária; R_0 é o kerma ótimo no receptor de imagem, necessário para obter uma densidade óptica de 1,4 no filme referente ao tecido normal; e S/P é a razão entre as intensidades espalhada e primária transmitidas. A razão Z' foi determinada utilizando cálculos analíticos (Tomal 2007). O kerma ótimo R_0 foi obtido da literatura (Monnin et al. 2005, Kodak 2010) para a combinação tela/filme Min-R 2000/Min-R 2000 da Kodak, que representa um receptor típico utilizado em mamografia convencional.

Mamografia digital

A figura de mérito em mamografia digital (FOM_{CNR}), para cada tipo de mama (espessura e glandularidade) e espectro de raios X incidente, foi determinada utilizando a equação 4.31, de acordo com trabalhos prévios da literatura (Boone et al. 1990, Delis et al. 2007, Baldelli et al. 2010).

$$FOM_{CNR} = \frac{CNR^2}{\bar{D}_g} \quad (4.31)$$

em que CNR é a razão contraste-ruído e $\bar{D}_g$ é a dose glandular média.

Considerando a relação entre $\bar{D}_g$ e $\bar{D}_{gN}$, a FOM_{CNR} pode ser determinada a partir da relação:

$$FOM_{CNR} = \frac{(CNR/\sqrt{K_{ar}})^2}{\bar{D}_{gN}} \quad (4.32)$$

Otimização do espectro incidente

Para comparar os resultados de figura de mérito em mamografia convencional e digital, obtidos para diferentes espectros incidentes, os valores de FOM foram normalizados por valores de referência (FOM_{ref}), correspondentes àqueles obtidos para as condições padrões em mamografia, utilizando uma combinação ânodo/filtro Mo/Mo e potenciais do tubo ajustados em função da espessura de glandularidade da mama. Para uma mama de 2 cm de qualquer glandularidade, os valores de FOM de referência foram os obtidos para 24 kV. Para mamas de 4 cm, os valores referência correspondem aos obtidos para 24 kV para glandularidades entre 0 e 50%, e 25 kV para glandularidades maiores que 50% ($w_g > 50\%$). Para mamas de 6 cm, os valores de referência de $(FOM_{\text{SC}})_{\text{ref}}$ e $(FOM_{\text{CNR}})_{\text{ref}}$ foram aqueles obtidos para os potenciais 25 kV ($w_g \leq 25\%$), 28 kV ($25\% < w_g < 75\%$) e 32 kV ($w_g \geq 75\%$), em que w_g é a glandularidade da mama. Para mamas de 8 cm, os valores de referência foram aqueles obtidos para os potenciais 30 kV ($w_g \leq 25\%$), 32 kV ($25 < w_g < 75\%$) e 35 kV ($w_g \geq 75\%$).

Para uma dada qualidade de radiação, se $FOM_{\text{SC}} > (FOM_{\text{SC}})_{\text{ref}}$ ou $FOM_{\text{CNR}} > (FOM_{\text{CNR}})_{\text{ref}}$, então a razão $(FOM/FOM_{\text{ref}})^{\frac{1}{2}}$ representa a melhoria na qualidade da imagem (em termos de SC ou CNR) comparada com a qualidade de radiação de referência, considerando uma mesma dose. Além disso, a razão $(FOM/FOM_{\text{ref}})^{-1}$ representa a redução da dose para uma mesma qualidade da imagem.

Capítulo 5

Resultados e Discussões

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos neste trabalho. A seção 5.1 apresenta os resultados de coeficiente de atenuação linear e densidade dos tecidos mamários. A seção 5.2 apresenta os resultados referentes à espectrometria de raios X. Por fim, a seção 5.3 apresenta os resultados dos parâmetros de qualidade da imagem (SC e CNR) e de dose glandular normalizada ($\bar{D}_{gN}$), bem como alguns resultados de figura de mérito.

5.1 Características dos tecidos mamários

Nesta seção são apresentados os resultado obtidos acerca das características físicas dos tecidos mamários (coeficiente de atenuação linear e densidade), parâmetros fundamentais para o estudo da formação da imagem e da dose absorvida.

5.1.1 Coeficiente de atenuação linear de tecidos mamários

A figura 5.1 apresenta os valores médios dos coeficientes de atenuação linear para os grupos de tecido normal adiposo, tecido normal fibroglandular, carcinoma (neoplasia maligna) e fibroadenoma (neoplasia benigna). Para manter a clareza do gráfico, somente os desvios padrões do grupo de tecidos normais adiposos são mostrados.

A figura 5.1 mostra que os valores médios dos coeficientes de atenuação linear de tecidos normais adiposos difere significativamente daqueles obtidos para os outros grupos em todo o intervalo de energia analisado. Observa-se também que tecidos normais glan-

Figura 5.1. Valores médios dos coeficientes de atenuação linear dos tecidos mamários analisados neste trabalho.

dulares, carcinomas e fibroadenomas possuem coeficientes de atenuação linear similares, sendo que os valores médios das amostras classificadas como normais glandulares são levemente inferiores aos dos tecidos neoplásicos. Este comportamento pode ser explicado basicamente pelo maior número atômico efetivo de tecidos neoplásicos (carcinomas e fibroadenomas) em comparação com tecidos fibroglandulares (Antoniassi et al. 2010), como resultado de seu crescimento acelerado e do aumento da concentração de vários elementos traços (por exemplo, Ca, Fe, Cu e Zn), como mostrado em trabalhos anteriores do grupo de pesquisa (Silva et al. 2009). A figura 5.1 também mostra que as diferenças entre os valores de $\mu(E)$ para cada grupo de tecidos analisado decrescem com o aumento da energia (Tomal et al. 2010b). De forma geral, estes resultados evidenciam a dificuldade em se detectar neoplasias presentes em mamas densas (compostas de uma maior quantidade de tecido glandular), e em detectá-las empregando altas energias.

A figura 5.2 mostra os coeficientes de atenuação linear para todos os grupos de tecidos estudados neste trabalho, nas energias de 10 keV e 17,44 keV. Os *box-plots* ilustram a variabilidade existente dentro de cada grupo de tecidos, a partir de cinco valores que definem as “caixas” mostradas na figura 5.2: o 5° percentil, o quartil inferior (25° percentil), a mediana (50° percentil), o quartil superior (75° percentil) e o 95° percentil. Os *box-plots* também incluem os valores médios para cada grupo de tecidos, representados pelo símbolo (■).

Figura 5.2. *Box-plots* dos coeficientes de atenuação linear dos diferentes tipos de tecidos mamários, para as energias (a) 10 keV e (b) 17,44 keV.

A variação observada nos valores de coeficientes de atenuação linear dos tecidos mamários, mostrada na figura 5.2, pode ser explicada pela variabilidade na composição das amostras de tecidos provenientes de diferentes indivíduos, e são atribuídas tanto a parâmetros externos, como alimentação e ambiente, quanto a parâmetros individuais, como idade, genética e estado hormonal, ou ainda à provável heterogeneidade espacial da amostra. As variações nos valores de $\mu(E)$ foram maiores nos grupos com o menor número de amostras, evidenciando a necessidade de se analisar um número maior de amostras destes tecidos. Além disso, a figura 5.2 mostra a existência de alguns pontos discrepantes (*outliers*) em cada grupo de tecidos, os quais podem ocorrer devido à heterogeneidade das amostras analisadas.

Os valores médios de coeficientes de atenuação linear obtidos neste trabalho foram comparados com valores experimentais previamente publicados para cada tipo de tecido mamário (White et al. 1980, Johns e Yaffe 1987, Baldazzi et al. 2008, Tomal et al. 2010b) e com valores teóricos, calculados a partir da regra das misturas, utilizando a densidade e a composição química de cada tecido (Hammerstein et al. 1979, Woodard e White 1986) e os coeficientes de atenuação mássicos de cada elemento químico (Berger et al. 2005). A figura 5.3 mostra os valores médios dos coeficientes de atenuação linear de tecidos normais adiposos e neoplasias malignas (carcinomas) obtidos neste trabalho, juntamente com os respectivos desvios padrões, comparados com resultados experimentais e teóricos previamente publicados.

De forma geral, quando os resultados deste trabalho são comparados com dados expe-

Figura 5.3. Comparação dos coeficientes de atenuação linear de tecidos mamários normais adiposos e carcinomas obtidos neste trabalho com resultados da literatura.

rimentais previamente publicados e valores teóricos, diferenças de até 8% são observadas. A figura 5.3 também mostra que todos os valores da literatura estão dentro do desvio padrão dos valores médios obtidos neste trabalho. As diferenças observadas podem ser justificadas principalmente pela grande variação nos coeficientes de atenuação linear observadas nestes trabalhos, resultando em diferentes valores médios para cada grupo de tecidos. Além disso, a discrepância nos valores médios pode estar relacionada ao pequeno número de amostras analisadas em trabalhos anteriores, de forma que estes valores poderiam não representar adequadamente a média populacional.

Finalmente, os valores médios de $\mu(E)$, para cada grupo de tecidos mamários analisado neste trabalho, foram ajustados a uma equação paramétrica, usando o método dos mínimos quadrados. A equação paramétrica utilizada foi a proposta por White et al. (1980) e Byng et al. (1998), e é apresentada a seguir:

$$\mu(E) = \exp[a_0 + a_1 \ln E + a_2 (\ln E)^2 + a_3 (\ln E)^3] \quad (5.1)$$

em que a_0 , a_1 , a_2 e a_3 são parâmetros constantes, E é a energia em keV e $\mu(E)$ é dado em cm^{-1} .

Esta parametrização fornece precisão e simplicidade na interpolação dos coeficientes de atenuação para qualquer energia dentro do intervalo de 10 a 45 keV, mas não deve ser utilizada fora deste intervalo. Os parâmetros calculados no ajuste da equação 5.1 aos

resultados experimentais são sumarizados na tabela 5.1. A parametrização dos valores de $\mu(E)$ facilita a utilização destes resultados em modelos teóricos.

Tabela 5.1. Parâmetros obtidos no ajuste da equação (5.1) aos valores médios de μ para cada grupo de tecidos mamários analisado neste trabalho. O parâmetro R^2 indica a qualidade do ajuste.

	a_0	a_1	a_2	a_3	R^2
Normal adiposo	4,6280	1,4030	-2,0156	0,3223	0,99974
Normal fibroglandular	0,1249	6,4103	-3,6410	0,4874	0,99997
Carcinoma	0,0865	6,9931	-3,9478	0,5315	0,99991
Fibroadenoma	2,2763	3,9091	-2,6229	0,3531	0,99994

5.1.2 Densidade

Os resultados das densidades dos tecidos mamários normais e neoplásicos analisados neste trabalho são apresentados na figura 5.4. Os *box-plots* ilustram a variabilidade existente dentro de cada grupo de tecidos.

Figura 5.4. *Box-plots* das densidades dos tecidos mamários normais (adiposo e fibroglandular) e neoplásicos (carcinoma e fibroadenoma).

A figura 5.4 mostra que a densidade dos tecidos normais adiposos é menor que a de todos os outros tecidos analisados, enquanto que os tecidos normais fibroglandulares e neoplásicos (fibroadenomas e carcinomas) possuem densidades similares. Estes resultados podem ser explicados pela constituição de cada tipo de tecido. Os tecidos adiposos são constituídos basicamente por lipídios (ricos em carbono e de baixa densidade), enquanto

que os tecidos fibroglandulares e neoplásicos são constituídos por uma grande quantidade de fibras de colágeno (ricos em oxigênio e de alta densidade) (Junqueira e Carneiro 2004). A grande variabilidade observada nos valores de densidade para alguns grupos de tecidos mamários pode ser explicada pela não homogeneidade microscópica das amostras analisadas, que poderiam ser constituídos por diferentes quantidades de fibras ou lipídios.

A tabela 5.2 apresenta os valores médios e os desvios padrões de densidade dos grupos de tecidos analisados neste trabalho. Estes resultados são comparados com os valores previamente publicados (Hammerstein et al. 1979, Woodard e White 1986, Johns e Yaffe 1987, Poletti et al. 2002a).

Tabela 5.2. Densidades dos tecidos mamários analisados neste trabalho, comparados com resultados da literatura.

	Densidade (g/cm ³)			
	Adiposo	Fibroglandular	Carcinoma	Fibroadenoma
Neste trabalho	0,932 ± 0,016	1,033 ± 0,007	1,043 ± 0,011	1,049 ± 0,007
Hammerstein et al. (1979)	0,93	1,04	NM*	NM
Woodard e White (1986)	0,95	1,02	NM	NM
Johns e Yaffe (1987)	0,928	1,035	1,044	1,042
Poletti et al. (2002a)	0,92 ± 0,02	1,04 ± 0,02	NM	NM

*NM = Não Medido.

De forma geral, os resultados da tabela 5.2 mostram que os resultados deste trabalho concordam com os dados experimentais anteriormente publicados, com diferenças menores que 2%. Essas diferenças podem ser justificadas pelas diferentes metodologias utilizadas e pelo pequeno número de amostras analisadas por alguns autores.

5.2 Medidas de espectros de raios X

Nesta seção são apresentados os resultados relativos à espectrometria de raios X, realizada em um equipamento industrial que simula as condições de exposição clínicas de um exame mamográfico. Inicialmente são apresentadas as respostas dos detectores utilizados, obtidas por simulação Monte Carlo, bem como a influência da correção dos espectros medidos pela resposta de cada detector. Em seguida, são apresentadas as qualidades de

radiação implementadas neste trabalho, em termos da camada semirredutora (*CSR*) e energia efetiva (E_{ef}). Por fim, são apresentados os espectros medidos para as qualidades de radiação implementas, corrigidos pela resposta de cada detector.

5.2.1 Resposta dos detectores semicondutores

Para validar os resultados da simulação da resposta de cada detector (Si(Li), CdTe e SDD), os espectros obtidos experimentalmente e por simulação MC para fontes radioativas foram comparados.

A figura 5.5 apresenta os espectros experimental e simulado de uma fonte de ^{55}Fe , obtidos com o detector de Si(Li), normalizados pela intensidade máxima. Essa normalização foi realizada uma vez que a forma dos espectros de fontes radioativas dependem das intensidades relativas dos picos.

Figura 5.5. Comparação dos espectros experimental e simulado de uma fonte de ^{55}Fe para o detector de Si(Li).

Três principais componentes podem ser observadas no espectro da fonte de ^{55}Fe : (A) os picos gaussianos principais Mn-K de emissão da fonte, em 5,9 e 6,4 keV; (B) os picos de escape do silício, deslocados de 1,74 keV dos picos principais correspondentes; e (C) uma região plana + uma cauda, que se estende desde os picos principais até a energia nula. Esta região é devida principalmente à coleta incompleta de cargas e a perda parcial de energia da radiação secundária (Campbell et al. 2001, Scholze e Procop 2009). Em baixas energias, a contribuição do armadilhamento de cargas na resposta do detector de Si(Li) é desprezível, devido a seu bom transporte de cargas (Cross et al. 2005).

O teste do χ^2 para comparação entre as curvas mostrou que os espectros experimental e simulado da fonte de ^{55}Fe são indistinguíveis, conforme pode ser observado a partir da boa concordância entre os espectros mostrada na figura 5.5. Estes resultados indicam que tanto as modificações realizadas no código da simulação quanto os parâmetros de entrada utilizados eram adequados. Além disso, as pequenas discrepâncias para energias maiores que 6,4 keV podem ser explicadas pelo empilhamento de pulsos, que não foi considerado na simulação.

A Figura 5.6 mostra as comparações dos espectros experimentais e simulados obtidos com o detector de CdTe, para fontes de: (a) ^{55}Fe , e (b) ^{241}Am , normalizados para uma mesma intensidade incidente. Para a simulação da fonte de ^{241}Am , considerou-se somente fótons com energia incidente de 59,54 keV, uma vez que as probabilidades de emissão em outras energias são muito menores.

Figura 5.6. Espectros experimental e simulado, obtidos com um detector de CdTe, para as fontes radioativas: (a) ^{55}Fe e (b) ^{241}Am , simulada considerando uma energia incidente de 59,54 keV.

A figura 5.6a mostra que a resolução do detector de CdTe não é suficiente para separar os dois picos Mn-K da fonte de ^{55}Fe . Observa-se também na figura 5.6a, a presença da região plana + uma cauda, como no caso do detector de Si(Li). Entretanto para este detector não são observados picos de escape nessa faixa de energia, uma vez que a energia incidente é menor que a de ligação dos elétrons na camada K dos átomos de Cd (26,7 keV) e Te (31,8 keV), onde este efeito é mais provável. A figura 5.6b mostra o pico principal mais intenso da fonte de ^{241}Am em 59,45 keV, além da presença de picos de

escape dos raios X fluorescentes K_α e K_β dos átomos de Cd e Te, entre 28 keV e 38 keV (Miyajima et al. 2002). A figura 5.6b mostra que a presença da cauda exponencial é mais evidente para maiores energias, como pode ser observado à esquerda do pico de 59,54 keV, enquanto que para energias menores, correspondentes aos picos de escape, a presença da cauda é insignificante (figura 5.6c). De forma geral, uma boa concordância entre os espectros experimentais e simulados é observada nas figuras 5.6a e 5.6b para os espectros de ambas as fontes, evidenciando que os parâmetros de entrada da simulação são adequados para sua correta modelagem em todo intervalo de energia analisado.

A figura 5.7 apresenta os espectros experimental e simulado de uma fonte de ^{55}Fe , obtidos para o detector SDD, normalizados pela intensidade máxima.

Figura 5.7. Comparação dos espectros experimental e simulado de uma fonte de ^{55}Fe para o detector SDD.

O espectro da fonte de ^{55}Fe coletado com o detector SDD é similar ao obtido com o detector de Si(Li) (figura 5.5), apresentando basicamente as mesmas características, uma vez que os cristais de ambos os detectores são compostos pelo mesmo material. Pequenas diferenças são observadas na largura dos picos, devido à melhor resolução do detector SDD, e também na região plana + cauda, um vez que o detector SDD não possui contato metálico sobre sua superfície superior, melhorando a coleta de cargas (Scholze e Procop 2009, Amptek 2010). Além disso, os picos de escape para o SDD são mais intensos, devido a uma maior probabilidade de escape de raios X fluorescentes, relacionado ao tamanho do detector. A figura 5.7 também mostra uma boa concordância entre o espectro experimental e o simulado, indicando uma correta escolha dos parâmetros de entrada da

simulação.

A figura 5.8 compara as curvas de eficiência dos detectores de Si(Li), CdTe e SDD, calculadas para cada energia a partir das funções de resposta destes detectores, obtidas usando simulação MC.

Figura 5.8. Eficiência dos detectores de Si(Li), CdTe e SDD na faixa de energia da mamografia.

Como mostrado na figura 5.8, a eficiência do detector de Si(Li) é praticamente 100% para energias incidentes entre 5 e 20 keV, decrescendo rapidamente para energias mais altas. Este comportamento sugere que a correção pela eficiência dos espectros medidos com esse detector somente é importante para altos potenciais do tubo. Por outro lado, a eficiência do detector de CdTe é alta para todas as energias no intervalo da mamografia, devido ao seu maior número atômico, apresentando entretanto algumas descontinuidades. As bordas em 26,7 keV e 31,8 keV, que correspondem à energia de ligação dos elétrons da camada K do Cd e Te, respectivamente, são atribuídas ao escape de raios X fluorescentes (Miyajima 2003). As bordas em 11,5 keV e 13 keV são devidas à atenuação dos fótons incidentes pelo contato de platina, e correspondem à energia de ligação dos elétrons da camada L deste material (Miyajima 2003). Portanto, a correção pela eficiência do detector de CdTe torna-se importante para todo o intervalo de energia da mamografia, devido à presença destas descontinuidades. A figura 5.8 também mostra que a eficiência do detector SDD é máxima somente para energias menores que 10 keV, sendo menor que 40% para energias maiores que 20 keV. A menor eficiência do detector SDD deve-se à pequena espessura do cristal (450 μm) se comparada aos outros detectores utilizados neste trabalho.

Esta dependência energética demonstra que a eficiência do detector SDD é uma correção importante nos espectros medidos em todo o intervalo de energia da mamografia.

Outras componentes da resposta do detector, mostradas nas figuras 5.5-5.7, são responsáveis por distorcer os espectros de raios X na direção da região de baixa energia (Miyajima et al. 2002). De acordo com as respostas dos detectores, a maior contribuição na correção dos espectros é a eficiência de cada detector, relacionada com a área do pico principal. Para os detectores de Si(Li) e SDD as correções devido aos outros efeitos são mínimas. Como mostrado nas figuras 5.5 e 5.7, a contribuição do pico de escape é menor que 1% do pico principal, enquanto a contribuição da região plana + cauda exponencial corresponde a menos de 0,1%. Estas contribuições são pequenas devido à baixa produção e escape de raios X fluorescentes do silício, e a menor influência da coleta incompleta de cargas para baixas energias. Para o detector de CdTe, a correção pelo escape de raios X fluorescentes é relevante somente para energias incidentes acima das bordas K do Cd (26,7 keV) e do Te (31,8 keV). O efeito de coleta incompleta e armadilhamento de cargas é mínimo devido à baixa energia dos raios X em mamografia. Para todos os detectores utilizados neste trabalho, a contribuição do efeito Compton é pequena no intervalo de energia analisado, devido à pequena probabilidade de ocorrência deste efeito. Embora pequenas, as contribuições de todos estes efeitos foram consideradas na correção dos espectros medidos pelos três detectores, visando obter espectros corrigidos mais acurados.

5.2.2 Correção dos espectros pela resposta do detector

Para avaliar o efeito da correção dos espectros medidos pela função resposta de cada detector utilizado, a figura 5.9 mostra a comparação dos espectros medidos e corrigidos para um potencial do tubo de 35 kV e filtração total de 3 mm de alumínio. Esta condição de irradiação foi escolhida para ilustrar a influência da correção em toda a faixa de energia utilizada neste trabalho. Para comparação, todos os espectros estão normalizados para uma mesma área, representando assim o mesmo número de fótons detectados.

A figura 5.9a mostra que a correção no espectro medido com o detector de Si(Li) é pequena para baixas energias, entretanto torna-se bastante evidente para energias maiores

Figura 5.9. Comparação entre os espectros medidos (curva preta), e corrigidos pela resposta do detector (curva vermelha), obtidos com os detectores: (a) Si(Li); (b) CdTe e (c) SDD.

que 25 keV, devido principalmente a baixa eficiência deste detector em altas energias. A figura 5.9b mostra que embora a correção pela resposta do detector CdTe seja desprezível para baixas energias, ela é essencial para remover as descontinuidades do espectro nas energias entre 25 e 35 keV. Este intervalo de energia é o mesmo que contém as descontinuidades na curva de eficiência, conforme mostrado na figura 5.8. Finalmente, a figura 5.9c mostra que a correção pela resposta do detector SDD altera a forma do espectro medido para todas as energias do espectro, devido ao decréscimo da eficiência deste detector com a energia do fóton incidente em todo intervalo analisado neste trabalho.

5.2.3 Qualidades de radiação: camada semirredutora

Os valores de CSR para feixes de raios X mamográficos foram determinados experimentalmente ajustando a espessura da filtração total (Mo ou Al), para obter a melhor concordância com os valores estabelecidos para espectros mamográficos (IEC 61267 2005, PTB 2010). As tabelas 5.3 e 5.4 apresentam as qualidades de radiação implementadas neste trabalho, em termos da CSR e E_{ef} , obtidas usando filtros de Mo e Al, respectivamente. Para comparação, as tabelas 5.3 e 5.4 também incluem as qualidades

de referência estabelecidas pela norma IEC 61267 (2005), bem como as implementadas no laboratório primário de calibração PTB.

Tabela 5.3. Qualidades de radiação para feixes de raios X mamográficos, considerando um ânodo de Mo e uma filtração total de 0,03 mm de Mo.

Potencial do tubo (kV)	Este trabalho			IEC 61267 (2005)		PTB	
	Código	CSR^* (mm de Al)	E_{ef} (keV)	Código [†]	CSR (mm de Al)	Código [‡]	CSR (mm de Al)
20	QM 1	0,22	13,28			MMV 20	0,22
22	QM 2	0,24	13,54				
25	QM 3	0,30	14,50	RQR-M1	0,28	MMV 25	0,29
28	QM 4	0,32	14,99	RQR-M2	0,31	MMV 28	0,32
30	QM 5	0,35	15,25	RQR-M3	0,33	MMV 30	0,33
32	QM 6	0,36	15,64				
35	QM 7	0,38	15,95	RQR-M4	0,36	MMV 35	0,37

*A incerteza nos valores de CSR foi menor que 5%.

[†]Filtração total = 0,032±0,002 mm de Mo.

[‡]Filtração total = 0,03 mm de Mo.

Tabela 5.4. Qualidades de radiação para feixes de raios X mamográficos, considerando uma combinação ânodo/filtro Mo/Al.

Potencial do tubo (kV)	Este trabalho				PTB	
	Código	Filtração total (mm de Al)	CSR^* (mm de Al)	E_{ef} (keV)	Código [†]	CSR (mm de Al)
20	QA 1	1,0	0,34	15,23	MAV 20	0,34
22	QA 2	1,0	0,42	16,39		
25	QA 3	0,9	0,47	17,13	MAV 25	0,48
28	QA 4	0,9	0,54	17,90	MAV 28	0,54
30	QA 5	1,1	0,56	18,20	MAV 30	0,56
32	QA 6	1,1	0,58	18,35		
35	QA 7	1,1	0,62	18,67	MAV 35	0,61

*A incerteza nos valores de CSR foi menor que 5%.

[†]Filtração total = 1 mm de Al.

Para todos os potenciais do tubo analisados neste trabalho, uma filtração total fixa de 0,03 mm de Mo foi a mais adequada para se obter a melhor concordância com os valores de CSR de referência (IEC 61267 2005, PTB 2010). Esta espessura do filtro

de molibdênio também corresponde à utilizada em equipamentos mamográficos clínicos (Birch e Marshall 1979, Miyajima e Imagawa 2002). A tabela 5.4 mostra que filtros de alumínio com espessuras entre 0,9 mm e 1,1 mm foram necessários para obter os valores de *CSR* recomendados pelo PTB (2010), dependendo do potencial do tubo.

A comparação dos valores de *CSR* obtidos neste trabalho com os valores de referência mostra diferenças de até 6% para todos os potenciais do tubo analisados, dentro da máxima variação recomendada pelo IEC 61267 ($\pm 0,02$ mm de Al). Estes resultados indicam que as energias efetivas do equipamento de raios X utilizado neste trabalho são similares às recomendadas para feixes de raios X mamográficos (IEC 61267 2005, PTB 2010), mostrando também que ambas as filtrações podem ser usadas para implementar qualidades de radiação mamográficas em equipamentos industriais.

Os resultados apresentados nas tabelas 5.3 e 5.4 foram publicados por Tomal et al. (2010a).

5.2.4 Qualidades de radiação: espectro de raios X

As figuras 5.10 e 5.11 apresentam os espectros de raios X obtidos neste trabalho com os detectores Si(Li), CdTe e SDD, para algumas qualidades de radiação apresentadas nas tabelas 5.3 e 5.4, respectivamente. Para comparação, todos os espectros foram normalizados para uma área unitária. Os espectros mostrados na figura 5.10 foram obtidos para a combinação ânodo/filtro Mo/Mo, enquanto a figura 5.11 mostra os espectros para a combinação Mo/Al.

Os picos observados nos espectros corrigidos correspondem às linhas de raios X característicos do molibdênio, $K_\alpha = 17,44$ keV e $K_\beta = 19,602$ keV. Somente o espectro obtido para o potencial do tubo de 20 kV (Figura 5.10a) não apresenta estas linhas características, uma vez que a energia dos elétrons é menor ou igual à energia de ligação da camada K (20 keV), e, portanto, os elétrons desta camada não são excitados. As figuras 5.10 e 5.11 mostram que as contagens na região de baixa energia do espectro (abaixo de 8 keV) são desprezíveis, indicando que o procedimento de correção foi aplicado apropriadamente, removendo as distorções devido ao escape de raios X secundários. A intensidade relativa

Figura 5.10. Comparação entre os espectros de raios X para a combinação ânodo/filtro Mo/Mo, obtidos com o detector Si(Li) (curva em cor preta), CdTe (curva em cor vermelha) e SDD (curva em cor azul).

no final do espectro, acima do valor de energia máxima, também é negligenciável, devido principalmente à baixa taxa de fótons incidentes no detector, que previne as distorções relacionadas ao empilhamento de pulsos.

Além disso, as figuras 5.10 e 5.11 mostram claras diferenças entre os espectros obtidos com filtros de Mo e Al, relacionadas ao efeito de filtração produzido pela borda de absorção da camada K do filtro de Mo em 20 keV (Marshall et al. 1975). Assim, devido à maior contribuição dos fótons de maior energia, o espectro para a combinação Mo/Al apresenta um maior valor de CSR para um mesmo potencial do tubo, conforme observado nas tabelas 5.3 e 5.4.

Os espectros medidos usando os diferentes detectores apresentam uma boa concordância, como mostrado nas figuras 5.10 e 5.11. As diferenças nas intensidades e larguras dos

Figura 5.11. Comparação entre os espectros de raios X para a combinação ânodo/filtro Mo/Al, obtidos com o detector Si(Li) (curva em cor preta), CdTe (curva em cor vermelha) e SDD (curva em cor azul).

picos característicos do Mo, observadas claramente nos espectros, originam-se das diferentes resoluções em energia dos detectores empregados neste trabalho, uma vez que os espectros são normalizados para a mesma área. O detector SDD, que apresenta a melhor resolução, apresenta os picos mais estreitos e intensos, enquanto o detector de CdTe, com a pior resolução, apresenta os picos mais largos. As diferenças observadas no final do espectro de Mo/Mo a 20 kV, mostrado na figuras 5.10a, devem-se a diferentes resoluções dos detectores utilizados, e ao empilhamento de pulsos, causado por pequenas diferenças na taxa de contagens incidentes em cada detector.

A partir das figuras 5.10 e 5.11 verifica-se que todos os detectores empregados neste trabalho são adequados para medidas de espectros de raios X na faixa de energia de mamografia, fornecendo resultados similares. Entretanto, o detector SDD apresenta algumas

vantagens, tais como: (i) melhor resolução em energia, fornecendo assim espectros mais acurados; (ii) correção do espectro simplificada, uma vez que devido ao baixo número atômico do silício, ele possui um bom transporte de cargas, baixa produção fluorescente, e não possui bordas de absorção na faixa de energia de interesse; (iii) o SDD é compacto e portátil, devido ao acoplamento do detector com o multicanal; e (iv) maior limite da taxa de contagens incidente, permitindo assim medidas de espectros em menores distâncias foco-detector.

Cabe ressaltar que os resultados apresentados neste trabalho a respeito da espectrometria de raios X com o detector SDD são inéditos. Apesar de suas inúmeras vantagens, este tipo de detector ainda não havia sido utilizado para medir de espectros de raios X. Além disso, as duas últimas características do detector SDD, citadas no parágrafo anterior, permitiriam a utilização deste espectrômetro para medida de espectros clínicos.

Para validar o método de medida e correção dos espectros, parâmetros de qualidade da radiação (CSR e $\bar{E}$) foram determinados a partir dos espectros corrigidos, utilizando cálculos numéricos (Kharrati e Zarrad 2003, Tomal 2007). As tabelas 5.5 e 5.6 comparam os valores de CSR e $\bar{E}$ calculados a partir dos espectros obtidos com os três detectores, para cada qualidade de radiação implementada neste trabalho, considerando as combinações ânodo/filtro Mo/Mo e Mo/Al, respectivamente. A incerteza nos valores calculados de CSR e $\bar{E}$ foi estimada por propagação de erros, sendo menor que 6%.

As diferenças entre os valores de CSR calculados para cada espectro com os valores determinados experimentalmente, utilizando uma câmara de ionização (tabelas 5.3 e 5.4), são menores que 6% e estão dentro das incertezas experimentais associadas. De forma geral, estes resultados também permitem a validação do método experimental de medida e correção dos espectros pela resposta de cada detector (Matsumoto et al. 2000, Künzel et al. 2004). Além disso, a análise dos resultados apresentados nas tabelas 5.5 e 5.6 mostra que os valores de CSR e $\bar{E}$ são indistinguíveis dentro dos limites de incerteza.

As diferenças entre os valores de CSR calculados para os espectros obtidos com cada detector e os valores de referência para espectros mamográficos (IEC 61267 2005, PTB 2010) são menores que a máxima variação recomendada ($\pm 0,02$ mm de Al). Diferenças

Tabela 5.5. Comparação entre os valores de CSR e $\bar{E}$ para a combinação ânodo/filtro Mo/Mo, calculados a partir dos espectros obtidos com os detectores Si(Li), CdTe e SDD.

Potencial do tubo (kV)	Código *	Si(Li)		CdTe		SDD	
		CSR (mm de Al)	$\bar{E}$ (keV)	CSR (mm de Al)	$\bar{E}$ (keV)	CSR (mm de Al)	$\bar{E}$ (keV)
20	QM 1	0,23	14,8	0,22	14,8	0,23	14,8
22	QM 2	0,25	15,5	0,24	15,5	0,25	15,6
25	QM 3	0,31	16,3	0,31	16,2	0,29	16,5
28	QM 4	0,33	17,0	0,35	17,1	0,33	16,9
30	QM 5	0,35	17,4	0,36	17,5	0,35	17,3
32	QM 6	0,36	17,8	0,38	17,9	0,37	17,6
35	QM 7	0,38	18,3	0,41	18,4	0,39	18,0

*As espessuras de filtração adicional para cada qualidade de radiação são definidas na tabela 5.3.

Tabela 5.6. Comparação entre os valores de CSR e $\bar{E}$ para a combinação ânodo/filtro Mo/Al, calculados a partir dos espectros obtidos com os detectores Si(Li), CdTe e SDD.

Potencial do tubo (kV)	Código *	Si(Li)		CdTe		SDD	
		CSR (mm de Al)	$\bar{E}$ (keV)	CSR (mm de Al)	$\bar{E}$ (keV)	CSR (mm de Al)	$\bar{E}$ (keV)
20	QA 1	0,34	16,3	0,35	16,6	0,36	16,5
22	QA 2	0,43	17,5	0,42	17,4	0,43	17,5
25	QA 3	0,49	18,5	0,50	18,7	0,48	18,3
28	QA 4	0,54	19,5	0,55	19,7	0,53	19,0
30	QA 5	0,56	19,9	0,56	20,1	0,55	19,5
32	QA 6	0,58	20,5	0,59	20,6	0,58	20,2
35	QA 7	0,63	21,5	0,61	21,5	0,60	21,0

*As espessuras de filtração adicional para cada qualidade de radiação são definidas na tabela 5.4.

menores que 2% foram observadas na comparação entre as energias médias obtidas neste trabalho para os diferentes detectores e os valores de referência obtidos no laboratório primário de calibração (PTB 2010).

A forma dos espectros produzidos pelo equipamento de raios X industrial, obtidos neste trabalho utilizando três diferentes detectores, também foi comparada com espectros mamográficos de referência (Birch e Marshall 1979, Boone et al. 1997, Wilkinson

et al. 2001). A figura 5.12 mostra os espectros para 28 kV e filtração de 0,030 mm de Mo obtidos neste trabalho comparados com espectros clínicos de mamografia, obtido experimentalmente com um detector de germânio de alta pureza (HPGe) (Wilkinson et al. 2001), e com o calculado usando modelos matemáticos (Boone et al. 1997). Para comparação os espectros estão normalizados para uma área unitária.

Figura 5.12. Comparação entre os espectros obtidos neste trabalho, utilizando os detectores de Si(Li), CdTe e SDD, com espectros mamográficos de referência (Boone et al., 1997; Wilkinson et al., 2001).

A forma dos espectros obtidos neste trabalho apresenta uma boa concordância com os espectros clínicos de referência, como mostrado na figura 5.12. Algumas discrepâncias são observadas na região dos picos característicos, devido às diferentes tabulações em energia dos espectros e diferentes resoluções dos detectores empregados. De forma geral, estes resultados representam uma forma alternativa de validação do método de medida e correção dos espectros obtidos com os três detectores.

Desta forma, os resultados apresentados nesta seção indicam que um equipamento industrial pode ser adaptado com diferentes tipos de filtros para reproduzir tanto as qualidades de radiação quanto a forma dos espectros clínicos de referência em mamografia. Assim, estes espectros são úteis não apenas para calibração de instrumentos de medidas, mas também para estudos onde a forma do espectro também é um fator relevante, como por exemplo, proteção radiológica e estudos de qualidade de imagem e dose em mamografia. O uso desses equipamentos pode ser vantajoso para estes estudos em vários aspectos, principalmente devido ao longo tempo de exposição e grandes distâncias disponíveis entre

o ponto focal e o detector (Künzel et al. 2004).

5.3 Parâmetros de qualidade da imagem e dose em mamografia

Nesta seção são apresentados os resultados referentes à qualidade da imagem em mamografia convencional e digital, descrita a partir do contraste objeto e da razão contraste ruído, respectivamente, bem como os resultados referentes à dose glandular normalizada. Os resultados foram obtidos utilizando os modelos semianalíticos descritos na seção 4.3, e os valores de coeficiente de atenuação linear e densidade dos tecidos mamários apresentados na seção 5.1. De forma geral, os resultados apresentados foram obtidos utilizando espectros da literatura (Boone et al. 1997). Os espectros de raios X obtidos neste trabalho também foram incluídos no modelo para avaliar a influência da base de dados nos parâmetros de qualidade da imagem e dose em mamografia. Os resultados deste trabalho são utilizados para prever limites de detecção de nódulos em mamografia convencional e digital, bem como definir condições ótimas de irradiação (combinação ânodo/filtro e potencial do tubo), a partir da determinação da figura de mérito. A incerteza nos parâmetros de qualidade da imagem e dose glandular normalizada foi calculada por propagação de erros, apresentando um desvio percentual menor que 7%.

5.3.1 Qualidade da imagem em mamografia convencional: contraste objeto

Influência da radiação espalhada

O efeito da radiação espalhada e da inclusão de diferentes tipos de grades no cálculo do contraste objeto é apresentado na figura 5.13, considerando um nódulo de 5 mm localizado em uma mama média (glandularidade 50%) de diferentes espessuras. Considerou-se um espectro incidente de Mo/Mo e um potencial do tubo de 28 kV.

Através da figura 5.13 observa-se que quando a radiação espalhada é incluída no cál-

Figura 5.13. Contraste objeto de um nódulo em função da espessura da mama, com e sem espalhamento, e com a inclusão de diferentes tipos de grades.

culo do SC , este decresce significativamente. Verifica-se também uma diminuição mais acentuada para maiores espessuras, devido ao aumento da razão S/P para estes casos (Dance et al. 1992, Tomal 2007, Cunha et al. 2010). O SC obtido considerando o uso de grades apresenta uma melhoria substancial, devido à remoção parcial da radiação espalhada que atinge o receptor de imagem (Rezentes et al. 1999, Cunha et al. 2010). A grade celular apresenta um melhor desempenho na remoção da radiação espalhada, uma vez que ela atua em duas direções (Cunha et al. 2010). Os fatores que representam a melhoria do SC na presença da grade, obtidos neste trabalho para cada situação, estão de acordo com resultados da literatura (Dance et al. 1992, Rezentes et al. 1999, Cunha et al. 2010), com diferenças menores que 7%.

Uma vez que o efeito deletério da radiação espalhada sobre a imagem mostra-se significativo, todos os resultados de contraste objeto apresentados a seguir levam em conta a contribuição desta radiação. Entretanto, a grade anti-espalhamento não foi incluída no cálculo, a fim de investigar a dependência do SC somente com as características da mama e do espectro incidente.

Dependência com a espessura e glandularidade da mama

A figura 5.14 mostra a influência da espessura e glandularidade da mama nos valores de SC . Os resultados foram obtidos considerando um nódulo de 5 mm, e uma espectro incidente de Mo/Mo e 28 kV.

Figura 5.14. Dependência do contraste objeto de um nódulo com as características da mama. Espectro de Mo/Mo em 28kV.

O SC decresce com o aumento da espessura da mama e de seu conteúdo glandular (glandularidade) em até 90%. Este comportamento pode ser explicado principalmente por dois fatores: (i) decréscimo no contraste primário devido ao endurecimento do feixe transmitido por mamas espessas e densas, o que reduz as diferenças entre os coeficientes de atenuação do tecido normal e do nódulo; e (ii) aumento da razão S/P com a espessura da mama (Dance et al. 1992, Tomal 2007, Cunha et al. 2010).

Além disso, todas as dependências citadas previamente estão de acordo com as descritas na literatura (Dance et al. 1992, Gingold et al. 1995).

Dependência com o espectro de raios X incidente

A figura 5.15 mostra a dependência do contraste objeto de um nódulo de 5 mm presente em uma mama média de 6 cm, com as características do espectro incidente (combinação ânodo/filtro e potencial do tubo).

De forma geral, a figura 5.15 mostra que o SC decresce com o potencial do tubo para todas as combinações ânodo/filtro analisadas, devido principalmente à redução do contraste primário com o aumento da energia efetiva do feixe. A variação da fração S/P com a combinação ânodo/filtro e com o potencial é menos significativa (Cunha et al. 2010). A partir da figura 5.15 pode-se observar que o espectro de Mo/Mo apresenta o maior contraste objeto dentre todas as combinações ânodo/filtro estudadas para baixos valores

Figura 5.15. Dependência do contraste objeto com as características do espectro incidente, para uma mama de composição média de 6 cm.

de potenciais (< 30 kV). Com o aumento do potencial do tubo, o SC para a combinação Mo/Mo decresce mais rapidamente se comparado às outras combinações ânodo/filtro, produzindo um contraste menor, ou equivalente, às combinações Mo/Rh, Rh/Rh e W/Rh em 35 kV.

As interseções entre as curvas de SC para as diferentes combinações ânodo/filtro, mostradas na figura 5.15, são consequência da forma do espectro transmitido pela mama. Conforme o potencial do tubo aumenta para valores muito superiores à energia da borda de absorção do filtro utilizado (tabela 4.1), o espectro transmitido pela mama e incidente no receptor de imagem tem uma distribuição “bimodal”, com uma contribuição em energias menores e outra em energias maiores que a da borda K do filtro, resultando em um espectro mais largo (Jennings et al. 1981, Gingold et al. 1995). Por outro lado, os espectros com potenciais próximos aos valores da borda de absorção do filtro, apresentam uma distribuição “modal” e um espectro mais estreito, produzindo um melhor contraste. Isto explica, por exemplo, a inversão dos valores de SC para as combinações Mo/Mo e Rh/Rh para potenciais do tubo mais altos. Os valores de potenciais do tubo onde ocorrem as interseções dependem da composição e espessura da mama, além das características do objeto contrastante (Gingold et al. 1995).

A descontinuidade nos valores de SC obtidos para a combinação W/Ag, observada na figura 5.15, deve-se à localização da borda K do filtro de Ag. Para potenciais do tubo acima da borda de absorção do filtro, o espectro mudará de forma abruptamente devido

ao efeito da borda K, o que conseqüentemente será refletido no comportamento do SC .

A fim de estudar a influência individual do valor de CSR no contraste objeto, variou-se a espessura da bandeja de compressão entre 0 mm e 4 mm, modificando assim o valor de CSR do feixe incidente na mama, para um mesmo potencial do tubo. A figura 5.16 mostra os resultados de SC obtidos para uma mama média de 4 cm, contendo um nódulo de 5 mm. Os resultados foram obtidos para as combinações ânodo/filtro Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh, e um potencial de 28 kV. O intervalo de CSR analisado está dentro dos limites aceitáveis para espectros mamográficos, definidos pela Resolução 64 (ANVISA 2003) e pelo Ministério da Saúde (SVS-MS 2005).

Figura 5.16. Dependência do contraste objeto com a CSR para espectros de 28 kV, considerando uma mama de composição média de 4 cm.

A figura 5.16 mostra que o contraste objeto decresce linearmente com a CSR , embora as máximas variações observadas tenham sido menores que 4% para todas as combinações ânodo/filtro analisadas. Estas variações são muito pequenas se comparada às obtidas para diferentes combinações ânodo/filtro e potenciais do tubo (figura 5.15).

Os resultados de contraste objeto obtidos neste trabalho foram comparados com os previamente publicados por Tomal (2007) e Tomal et al. (2010c), apresentando diferenças menores que 8%. Essas variações são devidas aos diferentes modelos de mama e bases de dados utilizados nestes trabalhos.

Dependência com o modelo de mama e com a base de dados utilizada

Além das dependências do SC com as características da mama e do espectro de raios X incidente, a influência do modelo da mama e da base de dados de coeficiente de atenuação linear e espectros de raios X também foi investigada neste trabalho.

A figura 5.17 mostra a influência do modelo da mama utilizado no cálculo do SC , através da variação da composição e espessura da camada externa que envolve a mama, considerando 5 mm de tecido adiposo, 4 mm de pele ou a ausência desta camada externa. Estas geometrias da mama são comumente utilizadas na literatura para o estudo teórico da mamografia (Wu et al. 1991, Dance et al. 1992, Zoetelief e Jansen 1995, Bernhardt et al. 2006, Koutalonis et al. 2007). O SC foi determinado para uma mama de composição média com diferentes espessuras, um nódulo de 5 mm e um espectro de Mo/Mo em 28 kV. O coeficiente de atenuação da pele foi obtido a partir da regra das misturas, usando os dados de composição e densidade de Hammerstein et al. (1979).

Figura 5.17. Dependência do SC com o modelo da mama, considerando um nódulo de 5 mm presente em uma mama média de diferentes espessuras.

De acordo com a figura 5.17, variações entre 2% e 3% são observadas quando os resultados são obtidos considerando diferentes composições e espessuras da camada externa. Quanto esta camada não é considerada no modelo, diferenças de até 6% são observadas. De forma geral, as variações são maiores para mamas finas, onde esta camada representa uma maior parcela da espessura total da mama. As diferenças encontradas devem-se basicamente aos diferentes coeficientes de atenuação linear dos tecidos que compõe a camada

externa, que serão responsáveis por uma maior ou menor energia absorvida no receptor de imagem.

A figura 5.18 apresenta a variação do SC com a base de dados utilizada no modelo. Os valores de SC foram determinados para um nódulo de 5 mm localizado em uma mama de diferentes espessuras, considerando um espectro incidente de Mo/Mo e 28 kV. A figura 5.18a mostra os resultados obtidos para uma mama adiposa (0,1% glandular), considerando diferentes bases de dados de coeficiente de atenuação linear. Os resultados mostrados na figura 5.18b foram obtidos para uma mama média, considerando diferentes espectros de raios X.

Figura 5.18. Dependência do contraste objeto com a base de dados utilizada no cálculo, considerando a combinação Mo/Mo a 28 kV. (a) Diferentes valores de coeficiente de atenuação linear, considerando uma mama adiposa. (b) Diferentes espectros de raios X, considerando uma mama média.

A figura 5.18a mostra variações de até 6% na comparação dos valores de SC , calculados com os coeficientes de atenuação obtidos neste trabalho, com os apresentados por Tomal et al. (2010b) e com os obtidos a partir dos dados de composição e densidade de Hammerstein et al. (1979). Diferenças de até 8% são observadas na comparação com os resultados obtidos a partir dos dados de composição e densidade de Woodard e White (1986). A figura 5.18b mostra que diferenças de até 6% são observadas nos valores de SC , calculados a partir de espectros mamográficos clínicos da literatura (Boone et al. 1997) e dos espectros obtidos neste trabalho, utilizando os três diferentes detectores. Além disso, a figura 5.18b mostra que espectros produzidos por um mesmo equipamento de raios

X, e determinados utilizando diferentes detectores, produzem variações significativas nos valores de SC calculados. Esses resultados ressaltam a importância da determinação cuidadosa dos espectros de raios X, e da escolha do detector mais adequado para cada faixa de energia.

Estes resultados demonstram a importância de possuir uma base de dados confiável de coeficientes de atenuação, além de conhecer o espectro emitido pelo tubo de raios X. Este conhecimento é fundamental para comparação de dados teóricos e experimentais.

5.3.2 Qualidade da imagem em mamografia digital: razão contraste-ruído

Influência da radiação espalhada

O efeito da radiação espalhada e do uso de diferentes tipos de grades nos valores de $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ é apresentado na figura 5.19. Neste cálculo, foi considerado um nódulo de 5 mm localizado em uma mama média de diferentes espessuras, e um espectro incidente de Mo/Mo e 28 kV. Os valores de CNR foram calculados considerando somente o ruído quântico.

Figura 5.19. Razão contraste-ruído de um nódulo em função da espessura da mama, com e sem espalhamento, e incluindo diferentes tipos de grades.

Da mesma forma que para o SC , a figura 5.19 mostra que quando a radiação espalhada é considerada, a razão contraste-ruído decresce significativamente, sendo a queda mais acentuada para mamas mais espessas. Entretanto, a figura 5.19 mostra que a utilização de

grades somente é vantajosa para mamas com espessuras maiores que 3 cm (grade celular) e 6 cm (grade linear). Como já indicado por Neitzel (1992), a componente espalhada é pequena para mamas mais finas e, portanto, o benefício de remover o espalhamento não compensa a absorção parcial da radiação primária pela grade, tornando não vantajosa a sua utilização. Com o aumento da espessura da mama, a intensidade da radiação espalhada transmitida também aumenta, e o uso da grade torna-se mais conveniente, em particular o uso da grade celular (Cunha et al. 2010).

As razões dos valores de $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ obtidos com e sem grade foram comparadas com resultados da literatura (Neitzel 1992, Bernhardt et al. 2006, Cunha et al. 2010), apresentando diferenças menores que 8%. Estas variações podem estar associadas com diferentes metodologias empregadas e diferentes bases de dados utilizadas nos trabalhos teóricos.

Como no caso do SC , os resultados apresentados a seguir levam em conta a contribuição da radiação espalhada transmitida pela mama no cálculo da razão contraste-ruído, mas considerando a ausência da grade.

Influência das correções adicionais do receptor de imagem: ganho e fator de Swank

A fim de verificar o efeito da inclusão das correções adicionais na razão contraste-ruído, devido ao ganho de receptor e ao fator de Swank, a figura 5.20 mostra a comparação entre os resultados obtidos considerando somente o ruído quântico e os incluindo estas correções adicionais. Estes valores foram determinados para um nódulo de 5 mm, presente em uma mama média de diferentes espessuras, e um espectro incidente de Mo/Mo e 28 kV.

A figura 5.20 mostra que os valores de $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ decrescem em até 10% quando as correções adicionais do receptor de imagem são incluídas no modelo. Estes resultados mostram a importância da inclusão destas características do receptor no estudo da CNR , uma vez que, devido à dependência energética destes fatores (Fahrig et al. 1995, Hunt et al. 2002), diferentes conclusões podem ser obtidas em estudos de otimização da mamografia (Fahrig e Yaffe 1994a). Resultados similares são apresentados por Fahrig et al. (1996)

Figura 5.20. Razão contraste-ruído em função da espessura da mama, considerando somente o ruído quântico, e incluindo as correções adicionais do receptor de imagem.

para um feixe monoenergético com energia 20 keV.

Em razão do efeito notável das características do receptor, ganho e fator de Swank, nos valores de $CNR/\sqrt{K_{ar}}$, todos os resultados apresentados a seguir levam em conta estas contribuições, de forma a obter resultados mais realistas.

Dependência com a espessura e glandularidade da mama

A figura 5.21 apresenta a dependência dos valores de $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ com a espessura e glandularidade da mama. Estes resultados foram obtidos para um nódulo de 5 mm, e um espectro incidente de Mo/Mo e 28 kV.

Figura 5.21. Dependência dos valores de $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ com a espessura e composição da mama.

A razão contraste-ruído decresce fortemente com o aumento da espessura da mama

e de sua glandularidade em até 70 vezes. Este comportamento pode ser explicado pelos seguintes fatores: (i) diminuição da intensidade do feixe transmitido por mamas mais espessas e densas, considerando um mesmo kerma de entrada; (ii) decréscimo na diferença entre as energias absorvidas no receptor de imagem relacionadas com o objeto e com o tecido normal circundante, devido ao endurecimento do feixe transmitido por estes tipos de mama; e (iii) aumento da razão S/P com a espessura da mama.

Estes resultados evidenciam a dificuldade da detecção de alterações em mamas espessas e densas. Entretanto, os valores de CNR podem ser ampliados com o aumento do kerma de entrada nestas situações, ao contrário do SC , que independe da intensidade incidente.

Além disso, todas as dependências previamente citadas estão de acordo com as descritas na literatura (Yaffe et al. 1994, Bottigli et al. 2006).

Dependência com o espectro de raios X incidente

A figura 5.22 mostra a dependência da $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ com as características do espectro incidente (combinação ânodo/filtro e potencial do tubo) para um nódulo de 5 mm presente em uma mama média de 4 cm de espessura. Os resultados foram obtidos considerando a presença de uma bandeja de compressão de 3 mm.

Figura 5.22. Dependência do $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ com a combinação ânodo/filtro e com o potencial do tubo, para um nódulo de 5 mm presente em uma mama média de 4 cm.

De acordo com a figura 5.22, os valores de $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ apresentam uma região máxima em um dado intervalo de potenciais. Este comportamento deve-se ao fato de que a

diferença entre as energias absorvidas no receptor de imagem, relacionadas ao nódulo e ao tecido normal circundante, decresce com o aumento do potencial do tubo, enquanto um aumento no ruído é esperado, devido a uma maior transmissão do espectro incidente para maiores energias. A figura 5.22 também mostra que os valores de $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ dependem fortemente da combinação ânodo/filtro utilizada, sendo em geral menores para as combinações de menor CSR (tabela 4.2). Os máximos valores de $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ são obtidos para as combinações ânodo/filtro W/Rh e W/Ag, e estão localizados em potenciais do tubo entre 28 e 32 kV, que são entre 4 e 6 keV maiores que a borda de absorção do filtro (tabela 4.1). Os valores máximos de $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ são aproximadamente 48% maiores que os obtidos para a combinação Mo/Mo em 28 kV, sugerindo que as energias efetivas destes espectros representam valores ótimos para a melhoria da razão contraste-ruído. Estes resultados concordam com os valores preditos por Fahrig e Yaffe (1994b) e Yaffe et al. (1994). Com relação às combinações ânodo/filtro utilizadas em mamografia convencional, a combinação Rh/Rh apresenta os valores máximos de $CNR/\sqrt{K_{ar}}$, que são aproximadamente 30% maiores que um espectro de Mo/Mo. Os valores de CNR máximos para as combinações Mo/Mo e Rh/Rh estão localizados nos intervalos de energia 25 – 28 kV e 31 – 33 kV, respectivamente.

As interseções entre os valores de $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ para diferentes combinações ânodo/filtro são explicadas pela forma do espectro transmitido pela mama, que pode ser “modal” ou “bimodal”, dependendo da energia da borda de absorção, da espessura e composição da mama e do objeto contrastante, analogamente ao descrito para o SC (seção 5.3.1).

Para estudar a dependência do $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ com a energia efetiva do espectro, considerando um mesmo potencial do tubo, variou-se a espessura da bandeja de compressão entre 0 mm e 4 mm, a fim de modificar a CSR do feixe incidente na mama. A figura 5.23 mostra os resultados obtidos para uma mama média de 4 cm, contendo um nódulo de 5 mm. Nesta análise considerou-se combinações ânodo/filtro Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh e W/Al e um potencial do tubo igual a 28 kV.

A figura 5.23 mostra que o $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ aumenta linearmente com a CSR , com variações de até 12% para uma mesma combinação ânodo filtro e potencial do tubo. Estes

Figura 5.23. Dependência do $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ com a CSR para espectros de 28 kV, e uma mama de composição média de 4 cm.

resultados indicam que o conhecimento da CSR é um fator de grande importância para comparar os resultados obtidos usando diferentes bases de dados de espectros de raios X, ou resultados experimentais, uma vez que esta grandeza tem grandes influências sobre os valores de $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ para uma mesma combinação ânodo/filtro e potencial do tubo.

Dependência com o modelo de mama e com a base de dados utilizada

Além das dependências da $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ com as características da mama e do espectro de raios X incidente, a dependência com o modelo da mama e com a base de dados de coeficiente de atenuação linear e espectros de raios X também foi investigada neste trabalho.

A figura 5.24 apresenta a dependência da $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ com a glandularidade da mama, considerando um nódulo de 5 mm presente em uma mama de 4 cm. Além disso, considerou-se um espectro de Mo/Mo e 28 kV. Visando mostrar a influência do modelo da mama utilizado no cálculo, estes valores foram determinados para diferentes composições e espessuras da camada externa que envolve a mama (4 mm de pele, 5 mm de tecido adiposo ou sem camada externa).

De acordo com a figura 5.24, diferenças de até 20% são observadas entre os valores de $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ obtidos considerando diferentes composições e espessuras da camada externa. As grandes variações observadas nos valores de $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ ocorrem devido à forte dependência do ruído com a atenuação dos tecidos.

Figura 5.24. Dependência da razão contraste-ruído com o modelo da mama, considerando uma mama de 4 cm de diferentes glandularidades, e a combinação Mo/Mo a 28 kV.

A figura 5.25 mostra a variação dos valores de $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ com a base de dados utilizada no modelo. Considerou-se um nódulo de 5 mm presente em mamas de diferentes espessuras, e um espectro incidente de Mo/Mo a 28 kV. Os valores de $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ mostrados na figura 5.25a foram obtidos para uma mama adiposa, considerando diferentes bases de dados de coeficiente de atenuação linear. A figura 5.25b mostra os resultados obtidos para uma média, considerando diferentes espectros de raios X.

Figura 5.25. Dependência da razão contraste ruído com a base de dados, considerando a combinação ânodo/filtro Mo/Mo a 28 kV. (a) Diferentes valores de coeficiente de atenuação linear, considerando uma mama adiposa. (b) Diferentes espectros de raios X, considerando uma mama média.

Como mostrado na figura 5.25a, diferenças de até 12% são observadas na comparação dos valores de $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ calculados com os coeficientes de atenuação obtidos neste tra-

balho, com os obtidos da base de dados de Tomal et al. (2010b) e com os obtidos a partir dos dados de composição e densidade de Hammerstein et al. (1979). Diferenças de até 22% são observadas se os resultados deste trabalho são comparados com os obtidos utilizando os dados de composição e densidade de Woodard e White (1986). Estes resultados mostram que a $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ varia significativamente com pequenas diferenças nos valores de coeficiente de atenuação linear. A figura 5.25b mostra diferenças de até 11% quando os valores de $CNR/\sqrt{K_{ar}}$, calculados a partir de espectros mamográficos clínicos da literatura (Boone et al. 1997), são comparados com os valores determinados considerando os espectros deste trabalho, obtidos utilizando três diferentes detectores. As menores discrepâncias são observadas para os resultados obtidos para o espectro determinado com o detector de CdTe, enquanto as maiores foram para o detector SDD. Estas variações podem ser explicadas pelas diferentes resoluções em energia dos detectores, que alteram a forma do espectro na região da radiação característica, onde a intensidade é máxima. Estes resultados demonstram a importância de possuir uma base de dados confiável de coeficiente de atenuação linear, além de conhecer o espectro emitido por um tubo de raios X, que por sua vez deve ser medido por um detector com uma boa resposta em energia, principalmente no que diz respeito à resolução.

5.3.3 Aplicações dos resultados: limites de detecção

Mamografia convencional

A visualização de pequenas estruturas em mamografia convencional é limitada principalmente pelo contraste na imagem, que deve ser maior que um valor limiar para que estas sejam detectadas. Neste trabalho, estimamos o limite de detecção de nódulos considerando que diferenças de 2% a 6% na densidade óptica da imagem podem ser visibilizadas. Este intervalo foi escolhido para generalizar os resultados para diferentes tipos de filmes utilizados em mamografia convencional, com diferentes contrastes do filme (γ). Para converter estas diferenças de densidade óptica (ΔD) em valores de contraste objeto, assumiu-se a relação entre essas grandezas (equação 3.12), e considerou-se um sistema tela-filme padrão utilizado em mamografia, com um contraste médio $\gamma=3$ (Kodak 2010, Monnin et al. 2005),

e uma densidade óptica de 1,4 associada com o tecido normal da mama, que é um valor típico em mamografia convencional.

Para prever limites de detecção, o SC em função do tamanho do nódulo é mostrado na figura 5.26, considerando as seguintes situações: A figura 5.26a mostra os resultados obtidos para uma mama média de 4 cm e um espectro incidente de Mo/Mo e 28 kV, considerando apenas a componente primária, a primária + espalhada e a presença de diferentes tipos de grades (linear e celular). As figuras 5.26b e 5.26c mostram, respectivamente, os resultados obtidos para mamas médias de diferentes espessuras, e para mamas de 4 cm de diferentes glandularidades. Em ambos os casos considerou-se a radiação espalhada e ausência da grade, e um espectro incidente de Mo/Mo a 28 kV. A figura 5.26d mostra os resultados obtidos para uma mama média de 4 cm e diferentes espectros incidentes, considerando a contribuição do espalhamento e a ausência da grade. Os limites de detecção para o contraste objeto de 2% e 6% também são mostrados em todos os casos.

Figura 5.26. Dependência do contraste objeto com a espessura do nódulo. (a) Considerando a componente primária, a primária + espalhada, e a influência da grade anti-espalhamento. (b) Diferentes espessuras da mama. (c) Diferentes glandularidades da mama. (d) Diferentes espectros incidentes.

A figura 5.26 mostra que o SC aumenta linearmente com a espessura do nódulo, sendo esse aumento mais pronunciado para: (i) situações onde a radiação espalhada é desprezada ou reduzida através da utilização de grades (figura 5.26a); (ii) mamas finas (figura 5.26b); (iii) mamas com menor glandularidade (figura 5.26c); e (iv) espectros incidentes de menor energia efetiva (figura 5.26d). Esse comportamento pode ser explicado utilizando a aproximação apresentada por Gingold et al. (1995), onde o contraste objeto é escrito como $SC = \Delta\mu_{\text{ef}}x$, sendo x a espessura do nódulo e $\Delta\mu_{\text{ef}}$ a diferença entre o coeficiente de atenuação linear do tecido normal que compõe a mama e do nódulo, na energia efetiva do espectro incidente no receptor. Para mamas espessas e densas, e espectros incidente na mama de maior energia efetiva, o valor de $\Delta\mu_{\text{ef}}$ é reduzido, devido ao endurecimento do feixe transmitido pela mama. Isto explica a menor inclinação da curva de SC em função da espessura do nódulo.

O comportamento do SC com o tamanho do nódulo é similar ao apresentado na literatura para microcalcificações (Wagner 1991, Gingold et al. 1995).

A figura 5.26a mostra que o SC é maior que o limiar detectável de 2% a 6% para nódulos entre 0,8 mm e 1,9 mm presentes em mamas médias de 4 cm, se somente a radiação primária é considerada. Se a radiação espalhada for considerada, nódulos entre 1,1 mm e 2,8 mm seriam detectados, dependendo do limiar de contraste desejado. Se uma grade é utilizada, os tamanhos mínimos de nódulos detectáveis são reduzidos em até 27% e 35% para grades lineares e celulares, respectivamente. De acordo com a figura 5.26b, com o aumento da espessura da mama para 6 cm e 8 cm, apenas nódulos com tamanhos 32% e 75% maiores serão detectados, respectivamente. Além disso, a figura 5.26c mostra que os tamanhos mínimos de nódulos detectáveis decrescem por um fator 1,6 e 1,3 se o objeto contrastante está presente dentro de uma mama com glandularidade 0,1% e 25%, respectivamente; e aumentam por um fator 2,4 para uma mama 100% glandular. Essa dependência deve-se à similaridade entre os coeficientes de atenuação linear de tecidos glandulares e neoplásicos, conforme mostrado na seção 5.1.1. Estes limites de detecção foram obtidos para um espectro de Mo/Mo a 28 kV. Por outro lado, a figura 5.26d mostra que nódulos até 10% menores poderiam ser detectados reduzindo o potencial do tubo de

28 kV para 25 kV, considerando uma combinação ânodo/filtro Mo/Mo, enquanto somente nódulos até 13% e 26% maiores seriam detectáveis quando combinações Mo/Rh e Rh/Rh são utilizadas, respectivamente.

Cabe mencionar que os limites de detecção apresentados, baseados no SC , são válidos somente para objetos de área grande, com espessura constante, como por exemplo nódulos cúbicos ou cilíndricos. Para nódulos com outras formas, como por exemplo, nódulos esféricos, o tamanho mínimo detectável poderia ser estimado assumindo que os limites de detecção apresentados estão relacionados à corda média destes objetos.

A análise dos limites de detecção de nódulos tem sido limitada, até o presente momento, pela ausência de dados experimentais de coeficientes de atenuação linear de tecidos mamários neoplásicos na faixa de energia da mamografia. Assim, as estimativas destes limites são escassas na literatura, sendo que os estudos experimentais realizados até o momento utilizam materiais equivalentes, simulando apenas objetos presentes em uma mama de composição média (Wagner e Frey 1995, Del Guerra et al. 2002). De forma geral, os limites de detecção para nódulos obtidos teoricamente neste trabalho concordam com os estimativas experimentais apresentadas por Wagner e Frey (1995) e por Del Guerra et al. (2002).

Resultados de limites de detecção para nódulos foram publicados por Tomal et al. (2010b), obtidos utilizando o modelo semianalítico apresentado neste trabalho. Diferenças de até 10% foram observadas na comparação dos limites de detecção apresentados neste trabalho, e são devidas principalmente à diferentes modelos da mama e diferentes bases de dados de coeficientes de atenuação utilizados.

Mamografia digital

Em mamografia digital, a visualização de pequenas estruturas é limitada pela razão contraste-ruído, que deve ser maior que um dado valor mínimo. Neste trabalho, foi considerado um limiar $CNR = 5$ para o limite de detecção de nódulos em mamografia digital (Rose 1948, Dance et al. 2000a). Para converter os valores de $CNR/\sqrt{K_{ar}}$ em valores de CNR , assumiu-se que o kerma de entrada na mama para espectros de Mo/Mo é igual a

5 mGy, 7 mGy e 12 mGy para mamas de espessuras 4 cm, 6 cm e 8 cm, respectivamente (Obenauer et al. 2003, Moran et al. 2005).

A fim de prever limites de detecção, os valores de CNR em função do tamanho do nódulo são mostrados na figura 5.27. A CNR foi calculada considerando a contribuição da radiação espalhada e ausência da grade para as seguintes situações: (a) mamas de 4 cm com diferentes composições e um espectro de Mo/Mo a 28 kV; e (b) mamas médias com diferentes espessuras e irradiadas com um espectro de Mo/Mo a 28 kV. O valor limiar de $CNR = 5$ também é mostrado na figura 5.27.

Figura 5.27. Dependência da razão contraste-ruído com a espessura do nódulo. (a) Diferentes glandularidades, e (b) diferentes espessuras da mama.

A figura 5.27a mostra que a CNR aumenta abruptamente com a espessura do nódulo. Este comportamento deve-se tanto ao aumento do contraste com a espessura do nódulo quanto ao aumento de sua área, uma vez que um objeto cúbico presente dentro da mama foi considerado neste trabalho. Como mostrado na figura 5.27b, mesmo aumentando o kerma de entrada para mamas mais espessas, os valores de CNR continuam inferiores, evidenciando a dificuldade detecção de alterações presentes nestes tipos de mama.

Como mostrado na figura 5.27a, a CNR é maior que limiar detectável para nódulos de 1 mm, 1,5 mm e 2,5 mm, presentes em mamas de 4 cm com glandularidades 0,1%, 50% e 100%, respectivamente. De acordo com a figura 5.27b, com o aumento da espessura da mama para 6 cm e 8 cm, os tamanhos mínimos de nódulos detectáveis aumentam em 30% e 80%, respectivamente. Todos os limites de detecção apresentados foram obtidos para um espectro de Mo/Mo a 28 kV.

Os limites de detecção em mamografia digital, determinados a partir da CNR , são

próximos aos resultados obtidos para a técnica convencional, baseados na determinação do contraste objeto. Além disso, os resultados obtidos neste trabalho concordam com os valores experimentais apresentados na literatura (entre 1 mm e 2 mm) para mamas de 4,5 cm (Brodie e Gutcheck 1982, Stanton et al. 1987, Wagner e Frey 1995). Na comparação com o trabalho de Stanton et al. (1987), diferenças de até 30% são observadas para mamas mais espessas, e podem ser explicadas principalmente pelos seguintes fatores: (i) diferenças nos coeficientes de atenuação dos tecidos mamários usados neste modelo e dos materiais equivalentes utilizados por estes autores; e (ii) diferenças do kerma de entrada, que afetam fortemente os valores de CNR .

De forma geral, este trabalho inclui valores inéditos de limites de detecção de nódulos para mamografia convencional e digital, obtidos de forma teórica através de modelos semianalíticos. Os valores teóricos apresentados, baseados nos limiares de SC e CNR , concordam com estimativas experimentais, mostrando que o modelo semianalítico pode ser utilizado para determinar parâmetros de qualidade da imagem em mamografia.

5.3.4 Dose glandular normalizada

Nesta subseção são apresentados os resultados de dose glandular normalizada, obtidos utilizando o modelo semianalítico descrito na seção 4.3.4, e os valores de coeficiente de atenuação linear de tecidos mamários apresentados na seção 5.1.1. Inicialmente são apresentadas as dependências destes fatores com as características da mama e do espectro incidente. Por fim, é apresentada a dependência dos valores de $\bar{D}_{gN}$ com o modelo de mama e a base de dados de coeficiente de atenuação linear e espectros de raios X.

Dependência com a espessura e glandularidade da mama

A dependência dos valores de $\bar{D}_{gN}$ com a espessura e glandularidade da mama é mostrada na figura 5.28. Estes valores foram calculados para um espectro de Mo/Mo a 25 kV ($CSR=0,326$ mm de Al).

A dose glandular normalizada decresce com o aumento da espessura da mama e de sua glandularidade em até 80%. A dependência dos valores de $\bar{D}_{gN}$ com a espessura da

Figura 5.28. Dose glandular normalizada em função da espessura e glandularidade da mama. Espectro de Mo/Mo em 25 kV ($CSR=0,326$ mm de Al).

mama é explicada basicamente pelas curvas de dose glandular em profundidade para um mesmo kerma incidente ($D_{gN}(z)$), que decresce com a profundidade z da mama de forma aproximadamente exponencial no intervalo $a \leq z \leq L-a$ (Hammerstein et al. 1979, Cunha et al. 2010). Para uma dada espessura da mama L e espectro incidente, o valor de $\bar{D}_{gN}$ relaciona-se com a curva de $D_{gN}(z)$ através da expressão $\bar{D}_{gN} = \int_a^{L-a} D_{gN}(z) dz / \int_a^{L-a} dz$, onde a é a espessura da camada externa que envolve a mama. A integral no numerador representa a área abaixo da curva de dose em profundidade, que aumenta suavemente com z ($a \leq z \leq L-a$), tendendo a um valor máximo (Hammerstein et al. 1979, Stanton et al. 1984, Cunha et al. 2010). Por outro lado a integral no denominador aumenta linearmente com z . Desta forma, os valores de $\bar{D}_{gN}$ tendem a decrescer com o aumento de z . Sendo o máximo valor de z limitado pelo intervalo de integração a $(L-a)$, aumentar a espessura da mama equivale a aumentar este intervalo ocasionando um decréscimo na $\bar{D}_{gN}$. A dependência com a glandularidade da mama também pode ser explicada pelas curvas de dose em profundidade. Para mamas de menor glandularidade a penetração do feixe é maior, devido ao menor coeficiente de atenuação linear e densidade dos tecidos adiposos (Johns e Yaffe 1987, Tomal et al. 2010b). Neste caso, a energia é depositada em maiores profundidades da mama, provocando um decréscimo menos acentuado dos valores de $D_{gN}(z)$ e, conseqüentemente, maiores valores de $\bar{D}_{gN}$.

Dependência com o espectro de raios X incidente

A figura 5.29 mostra a dependência da dose glandular normalizada com as características do espectro de raios X incidente (combinação ânodo/filtro e potencial do tubo) para uma mama média de 4 cm.

Figura 5.29. Influência do espectro incidente (combinação ânodo/filtro e potencial do tubo) na dose glandular normalizada, considerando uma mama de composição média de 4 cm.

Os resultados apresentados na figura 5.29 mostram que a $\bar{D}_{gN}$ aumenta com o potencial do tubo, sendo menor para a combinação ânodo/filtro Mo/Mo, se comparada a todas outras combinações estudadas neste trabalho. As combinações Mo/Rh, Rh/Rh e W/Al têm valores de $\bar{D}_{gN}$ similares em baixos potenciais do tubo (<26 kV), entretanto apresentam diferenças de até 20% para maiores potenciais. As combinações W/Rh e W/Ag também apresentam valores próximos de $\bar{D}_{gN}$ em baixos potenciais do tubo e maiores diferenças em altos potenciais, onde a forma de cada espectro é alterada pela borda de absorção do filtro utilizado.

A dependência da dose glandular normalizada com a combinação ânodo/filtro e o potencial do tubo também pode ser explicada pela curva de dose em profundidade (Cunha et al. 2010). Para mamas de determinada espessura e glandularidade, os espectros de maior potencial são mais penetrantes, resultando em maiores valores de $\bar{D}_{gN}$. A dependência com a combinação ânodo/filtro deve-se às diferentes formas dos espectros incidentes, que também alteram o seu poder de penetração, caracterizado pela *CSR*.

A dependência dos valores de $\bar{D}_{gN}$ somente com a energia efetiva do espectro, para um

mesmo potencial do tubo de raios X, também foi estudada neste trabalho considerando uma bandeja de compressão com espessuras entre 0 mm e 4 mm. A figura 5.30 mostra os resultados obtidos para uma mama média de 4 cm, e um potencial do tubo igual a 28 kV.

Figura 5.30. Dependência da dose glandular normalizada com a CSR para um potencial do tubo de 28 kV, e uma mama média de 4 cm.

A figura 5.30 mostra que a dose glandular normalizada aumenta linearmente com a CSR em até 24%, para uma mesma combinação ânodo/filtro e potencial do tubo. Variações similares foram mostradas por Wu et al. (1991, 1994) para as combinações Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh. Estes resultados evidenciam a necessidade da determinação da CSR para cada técnica utilizada em medidas experimentais do kerma de entrada na mama, visando uma correta determinação da dose em mamografia.

Os menores valores de dose glandular normalizada para um dado valor de CSR são obtidos para a combinação ânodo/filtro Mo/Mo, como mostrado na figura 5.30. Para espectros de Mo/Rh, Rh/Rh e W/Al, os valores de $\bar{D}_{gN}$ aumentam até 3%, 7% e 11%, respectivamente. Além disso, extrapolando os valores de $\bar{D}_{gN}$ obtidos para a combinação Mo/Mo para maiores valores de CSR , verifica-se um aumento de 3,8% e 5% para as combinações ânodo/filtro W/Rh e W/Ag, respectivamente. Estas dependências estão de acordo com as observada na literatura (Dance 1990, Wu et al. 1994, Zoetelief e Jansen 1995, Dance et al. 2009).

A dependência dos valores de $\bar{D}_{gN}$ com o potencial do tubo de raios X, para um mesmo valor de CSR , também foi estudada neste trabalho. A figura 5.31 mostra os resultados obtidos para uma mama média de 4 cm. Foram considerados espectros incidentes para as combinações ânodo/filtro Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh, e uma $CSR=0,380$ mm de Al.

Figura 5.31. Dependência da dose glandular normalizada com o potencial do tubo para diferentes combinações ânodo/filtro com $CSR=0,380$ mm de Al.

A dose glandular normalizada aumenta linearmente com o potencial do tubo em até 9%, considerando uma mesma combinação ânodo/filtro e uma mesma CSR , como mostrado na figura 5.31. Além disso, um aumento mais acentuado é observado para as combinações Rh/Rh e W/Al, que por sua vez apresentam espectros com distribuições mais largas e são mais penetrantes, devido à maior intensidade destes espectros em energias maiores que 20 keV. Em particular, a combinação W/Al apresenta valores de $\bar{D}_{gN}$ de 7% a 12% maiores que a combinação Mo/Mo para potenciais do tubo entre 26 kV e 32 kV.

De forma geral, como mostrado nas figuras 5.28-5.30, a dose glandular normalizada apresenta grandes variações com todas as características do espectro incidente na mama (combinação ânodo/filtro, potencial do tubo e CSR). Desta forma, o conhecimento correto destas dependências é fundamental para o cálculo da dose glandular absorvida em mamografia, uma vez que o uso de valores de $\bar{D}_{gN}$ que não possuem a completa dependência com as características do espectro pode fornecer valores menores de dose absorvida, subestimando o risco de carcinogênese associado com a exposição à radiação em um exame mamográfico.

Os resultados de $\bar{D}_{gN}$ obtidos neste trabalho foram comparados com os valores de Hammerstein et al. (1979) para uma mama média de 6 cm e um espectro de Mo/Mo a 28 kV ($CSR=0,310$ mm de Al), apresentando diferenças de 10%. A comparação dos resultados deste trabalho com os da literatura por simulação MC, apresenta uma boa concordância. Na comparação com os trabalhos de Zoetelief e Jansen (1995), Dance et al. (2000b), Koutaloni et al. (2006), Dance et al. (2009) e Cunha et al. (2010), foram

observadas discrepâncias de 1 a 9%. Para a combinação ânodo/filtro W/Rh, maiores discrepâncias foram observadas na comparação com Koutalonis et al. (2006), devido às diferentes espessuras dos filtros utilizados. Na comparação com os resultados de Boone (1999) e Wu et al. (1991, 1994), foram observadas diferenças de até 20%, que podem ser explicadas principalmente pelos diferentes modelos de mama utilizados por estes autores. Sumariamente, as divergências com os resultados da literatura podem ser justificadas pelo uso de diferentes metodologias de cálculo, seções de choque e espectros de raios X.

Resultados de $\bar{D}_{gN}$ para as combinações ânodo/filtro Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh, obtidos utilizando os modelos semianalíticos, foram publicados por Tomal et al. (2010c).

Dependência com o modelo de mama e com a base de dados utilizada

A influência de diferentes modelos de mama e de diferentes bases de dados de coeficiente de atenuação linear e espectros de raios X incidentes nos valores de $\bar{D}_{gN}$ foi quantificada a partir da mudança dos parâmetros de entrada nos cálculos analíticos.

A figura 5.32 mostra a influência do modelo de mama na dose glandular normalizada, através da variação da composição e espessura da camada externa que envolve a mama, considerando os diferentes modelos de mama utilizados na literatura (Dance 1990, Wu et al. 1991, Koutalonis et al. 2006). Os resultados foram determinados para uma mama de composição média de diferentes espessuras, e um espectro de Mo/Mo a 28 kV.

Figura 5.32. Influência do modelo de mama na dose glandular normalizada, para uma mama média e um espectro incidente de Mo/Mo a 28 kV

A figura 5.32 mostra diferenças de até 25% quando diferentes composições da camada

externa (tecido adiposo ou pele) são consideradas, que ocorrem devido à grande diferença entre os coeficientes de atenuação linear destes tecidos (Hammerstein et al. 1979, Johns e Yaffe 1987). Entretanto, para camadas de mesma composição e diferentes espessuras, observam-se variações de até 7%. Esses resultados justificam as grandes discrepâncias observadas nas tabulações os valores de $\bar{D}_{gN}$ da literatura, fornecidas por diferentes autores (Dance 1990, Wu et al. 1991, Boone 1999, Dance et al. 2000b, Cunha et al. 2010), e indicam que a escolha do modelo de mama utilizado nos cálculos é um fator essencial no estudo da dose em mamografia.

A figura 5.33 apresenta a dependência da dose glandular normalizada com a base de dados de coeficiente de atenuação linear, e espectros utilizados no modelo. Estes valores foram determinados para uma mama de composição média com diferentes espessuras, e um espectro de Mo/Mo a 28 kV.

Figura 5.33. Dependência dos valores de $\bar{D}_{gN}$ com a base de dados utilizada no cálculo, considerando uma mama média. (a) Diferentes coeficientes de atenuação linear. (b) Diferentes espectros de raios X.

A figura 5.33a mostra variações de até 15% entre os valores de $\bar{D}_{gN}$ calculados utilizando os coeficientes de atenuação linear obtidos neste trabalho e os obtidos usando os dados de composição e densidade de Woodard e White (1986) e a regra das misturas. Diferenças menores que 4% são observadas se os resultados deste trabalho são comparados aos obtidos usando a base de dados de Tomal et al. (2010b) e com os obtidos a partir dos dados de composição e densidade de Hammerstein et al. (1979). Em particular, a figura 5.33a mostra que os valores de $\bar{D}_{gN}$ obtidos usando a base de dados de composição de

Woodard e White (1986) são menores que os obtidos usando a base de dados apresentada neste trabalho, o que subestimaria os valores de dose absorvida na mama. A figura 5.33b mostra que diferenças de até 10% são observadas nos valores de $\bar{D}_{gN}$, calculados a partir de espectros mamográficos clínicos da literatura (Boone et al. 1997) e dos espectros obtidos neste trabalho utilizando três diferentes detectores. Estas diferenças devem-se basicamente aos diferentes valores de CSR dos espectros utilizados e pequenas diferenças na forma do espectro (em especial, intensidades e larguras dos picos característicos). Estes resultados demonstram a importância de possuir uma base de dados confiável de coeficiente de atenuação linear e de espectro de raios X.

5.3.5 Otimização do espectro: figura de mérito

Nesta seção os resultados dos parâmetros de qualidade da imagem e da dose glandular normalizada são combinados por meio da figura de mérito (FOM) para cada espectro de raios X, a fim de avaliar seu desempenho e determinar as características ótimas de exposição para alguns tipos de mama. As seções seguintes apresentam os resultados de FOM para mamografia convencional e digital, sucessivamente.

Figura de mérito: mamografia convencional

A figura de mérito em mamografia convencional (FOM_{SC}) em função do potencial do tubo de raios X, normalizada pelos valores de referência (seção 4.3.5), é mostrada na figura 5.34 para diferentes combinações ânodo/filtro. Considerou-se um nódulo de 5 mm presente em uma mama média de diferentes espessuras. A presença de grades anti-espalhamento não foi considerada nesta análise.

As figuras 5.34a e 5.34b mostram que para mamas de 2 cm e 4 cm, os valores máximos de $FOM_{SC}/(FOM_{SC})_{ref}$ são obtidos para as combinações Mo/Mo em 24 kV. A figura 5.34c mostra que os valores máximos para uma mama de 6 cm são obtidos usando as combinações W/Rh e W/Ag, para potenciais entre 25 kV e 28 kV. Considerando uma mesma dose absorvida, o contraste objeto obtido com estes espectros aumenta entre 11% e 13% se comparado ao espectro de referência Mo/Mo em 28 kV. Utilizando estes espec-

Figura 5.34. Figura de mérito em mamografia convencional (FOM_{SC}) para um nódulo de 5 mm presente em uma mama média de: (a) 2 cm, (b) 4 cm, (c) 6 cm e (d) 8 cm.

tros alternativos, a dose absorvida poderia ser reduzida em até 22%, para uma mesma qualidade da imagem. Para uma mama de 8 cm, a figura 5.34d mostra que o máximo valor de $FOM_{SC}/(FOM_{SC})_{ref}$ é obtido para a combinação W/Ag em potenciais entre 28 kV e 30 kV. Estes resultados indicam, que para um valor de $\bar{D}_g$ constante, uma melhoria de até 34% no contraste objeto pode ser alcançada. A combinação ânodo/filtro W/Rh também apresenta um bom desempenho, podendo aumentar o SC em até 30%.

A influência da glandularidade na escolha do espectro mais adequado para cada espessura da mama também foi estudada neste trabalho. Os resultados obtidos apresentaram um comportamento similar ao mostrado na figura 5.34, verificando-se que uma variação na glandularidade é equivalente a uma pequena mudança na espessura da mama (Dance et al. 2000a). A combinação ânodo/filtro Mo/Mo apresentou o melhor desempenho para mamas adiposas entre 2 cm e 6 cm, e mamas glandulares entre 2 cm e 3 cm. De forma geral, para mamas de maiores espessuras e glandularidades as combinações W/Rh e W/Ag apresentaram os melhores desempenhos. A utilização de grades anti-espalhamento (linear

e celular) nos valores de $FOM_{SC}/(FOM_{SC})_{ref}$ também foi investigada neste trabalho. Os resultados não mostraram diferenças significativas entre as curvas, entre os valores máximos ou entre os potenciais correspondentes a eles.

Os resultados para a combinação W/Rh estão de acordo com os previamente publicados por Jennings et al. (1981). Os resultados deste trabalho também concordam com os resultados de Dance et al. (2000a) para as combinações Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh e W/Rh, e com os de Delis et al. (2006) para as combinações Mo/Mo, Mo/Rh e W/Al, ambos obtidos usando simulação MC. Na comparação com os resultados experimentais de Gingold et al. (1995), maiores discrepâncias foram observadas, principalmente no valor do potencial do tubo associado com o valor máximo da figura de mérito. As diferenças observadas podem ser atribuídas ao tamanho e composição do objeto contrastante, às diferentes bases de dados de espectros incidentes, e às diferentes composições dos tecidos mamários se comparadas aos materiais equivalentes utilizados nos trabalhos experimentais.

De forma geral, os resultados apresentados mostram que diferentes combinações ânodo/filtro, baseadas em um ânodo de W e filtros de Rh e Ag, apresentam melhores desempenhos que as tradicionalmente utilizadas em mamografia convencional para mamas mais espessas. Estes resultados estão de acordo com os observados por Desponds et al. (1991). Entretanto, para a utilização destes espectros em mamografia, mais estudos devem ser realizados levando-se em conta outros fatores experimentais, como tempo de exposição (Fahrig e Yaffe 1994a).

Figura de mérito: mamografia digital

A figura 5.35 mostra a figura de mérito em mamografia digital (FOM_{CNR}) para diferentes combinações ânodo/filtro e potenciais do tubo de raios X, normalizada pelo valor de referência (FOM_{ref}). Considerou-se um nódulo de 5 mm presente em uma mama média de diferentes espessuras. A presença de grades anti-espalhamento não foi considerada nesta análise.

De acordo com a figura 5.35a, os valores máximos de $FOM_{CNR}/(FOM_{CNR})_{ref}$ para uma mama média de 2 cm são obtidos para a combinação Mo/Mo em 24 kV. A figura 5.35b

Figura 5.35. Figura de mérito em mamografia digital para um nódulo de 5 mm presente em uma mama média de: (a) 2 cm, (b) 4 cm, (c) 6 cm e (d) 8 cm.

mostra que para uma mama de 4 cm, os valores máximos são obtidos com as combinações W/Rh e W/Ag para potenciais entre 27 kV e 30 kV. Se estas combinações são utilizadas, uma melhoria de até 11% na razão contraste-ruído pode ser obtida, se comparada aos valores obtidos com o espectro de referência Mo/Mo a 24 kV. Utilizando estes espectros alternativos, a dose absorvida também poderia ser reduzida em até 20%, para uma mesma qualidade da imagem. Para uma mama de 6 cm, a figura 5.35c mostra que o valor máximo de $FOM_{CNR} / (FOM_{CNR})_{ref}$ é obtido para as combinações W/Ag e W/Rh, para potenciais do tubo entre 28 kV e 30 kV. Estes resultados indicam que, para um valor de dose constante, uma melhoria de até 33% pode ser obtida na CNR . A figura 5.35d mostra que, para uma mama de 8 cm, os valores máximos de $FOM_{CNR} / (FOM_{CNR})_{ref}$ são obtidos com a combinação W/Ag entre 30 kV e 32 kV. Para estes espectros, um aumento de até 70% é possível nos valores de CNR para uma mesma dose. As combinações W/Rh e W/Al também apresentam um bom desempenho para mamas de 8 cm, podendo melhorar a CNR em até 60% para uma mesma dose, ou por outro lado, reduzir a dose em até 60% para uma mesma qualidade da imagem.

A influência da glandularidade da mama nos resultados de $FOM_{CNR}/(FOM_{CNR})_{ref}$ também foi estudada neste trabalho. Verificou-se que, embora o comportamento das curvas para cada espessura fosse similar ao mostrado na figura 5.35, um deslocamento dos valores máximos ocorre com a variação da glandularidade. Para mamas de maior glandularidade, os valores máximos encontram-se em potenciais do tubo até 2 kV mais altos que os apresentados na figura 5.35, enquanto para mamas com maior conteúdo adiposo eles estão localizados em potenciais menores (até 2 kV).

A influência do uso de grades anti-espalhamento nos valores de $FOM_{CNR}/(FOM_{CNR})_{ref}$ também foi investigada neste trabalho, considerando a presença de grades linear e celular. Os resultados mostraram que a inclusão das grades tende a deslocar os valores máximos para potenciais do tubo levemente superiores, sendo esta mudança mais acentuada para a grade linear. Este efeito deve-se à menor transmissão da radiação primária pela grade linear.

Os resultados obtidos para as combinações Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh e W/Rh para todas as espessuras estão de acordo com os previamente publicados por Dance et al. (2000a), apresentando somente pequenas diferenças nos potenciais do tubo de melhor desempenho. A comparação com os resultados experimentais de Baldelli et al. (2010) mostra uma boa concordância nos valores dos potenciais de tubo de melhor desempenho e estimativa da melhoria da razão contraste-ruído para uma mesma dose, considerando as combinações Mo/Mo, Mo/Rh, W/Rh e W/Ag. As pequenas diferenças encontradas podem ser associadas aos diferentes modelos de mama e geometria de irradiação, uma vez que alguns trabalhos da literatura não consideram a camada externa adiposa da mama ou a presença da bandeja de compressão (Bernhardt et al. 2006). Além disso, as discrepâncias podem ser atribuídas às diferentes bases de dados utilizadas nos cálculos. De acordo com estimativas realizadas neste trabalho, variações de até 6% nos valores de $FOM_{CNR}/(FOM_{CNR})_{ref}$ são observada devido à utilização de diferentes bases de dados de composição e coeficiente de atenuação dos tecidos, enquanto somente pequenas diferenças (de até 1 kV) são observadas nos potenciais associados aos valores máximos. O tamanho e a composição do objeto contrastante também podem alterar os resultados (Dance et al. 2000a). Além disso, as

correções adicionais na CNR , devido às características do receptor de imagem (ganho e fator de Swank), também podem alterar os valores de $FOM_{CNR}/(FOM_{CNR})_{ref}$, uma vez que estes alteram a dependência energética da CNR . De acordo com estimativas realizadas neste trabalho, diferenças de até 7% nos valores de $FOM_{CNR}/(FOM_{CNR})_{ref}$ são observadas quando somente o ruído quântico é considerado.

De forma geral, os resultados obtidos neste trabalho mostram que o uso de um ânodo de W e filtros de borda K podem aumentar consideravelmente o desempenho da mamografia digital para mamas espessas, uma vez que produzem valores de $FOM_{CNR}/(FOM_{CNR})_{ref}$ significativamente maiores. Os tipos de filtros mais adequados encontrados neste trabalho foram Rh e Ag, que mostraram um melhor desempenho para mamas mais espessas e densas, onde a sensibilidade da mamografia é reduzida.

Capítulo 6

Conclusões e Perspectivas

6.1 Conclusões

Neste capítulo são apresentadas as principais conclusões sobre o estudo das características da mama ($\mu(E)$ e ρ), sobre as medidas de espectros de raios X, e sobre o estudo dos parâmetros de qualidade da imagem e dose em mamografia, utilizando modelos semi-analíticos. Além disso, são apresentadas as perspectivas de trabalhos futuros.

6.1.1 Características dos tecidos mamários

Sobre o coeficiente de atenuação linear dos tecidos mamários

O presente trabalho apresenta um método experimental para a determinação do coeficiente de atenuação linear no intervalo de energia de 10 a 45 keV, utilizando espectros polienergéticos e um detector de alta resolução em energia. O uso de um feixe bem colimado e de uma grande distância entre o ponto focal e o detector, permitiu reduzir as contribuições das intensidades detectadas devido ao *background* e ao espalhamento da amostra, além de reduzir as distorções espectrais devido ao tempo morto do detector e ao empilhamento de pulsos. O procedimento de otimização da espessura da amostra permitiu reduzir a incerteza na determinação de $\mu(E)$ entre 2% e 5%.

Os resultados obtidos mostram que os tecidos mamários normais possuem coeficientes de atenuação menores que os tecidos neoplásicos em toda a faixa de energia analisada.

Além disso, tecidos mamários normais de diferentes composições (adiposos e fibroglandulares) apresentam diferentes valores de $\mu(E)$. Este fato ressalta a importância do conhecimento da classificação histológica de cada tecido.

Os coeficientes de atenuação linear dos tecidos mamários obtidos neste trabalho foram comparados com dados experimentais previamente publicados, e com previsões teóricas calculadas a partir da regra das misturas, apresentando diferenças relativas de 8%.

O ajuste de uma função aos valores experimentais, a partir do método dos mínimos quadrados, permite prever valores de $\mu(E)$ para qualquer energia dentro do intervalo analisado neste trabalho. Esta parametrização facilita a utilização destes resultados experimentais em cálculos analíticos e simulação Monte Carlo.

Sobre a densidade dos tecidos mamários

O método utilizado para determinação das densidades dos tecidos mamários mostrou-se adequado, fornecendo resultados similares aos da literatura para todos os tipos de tecidos analisados. Os resultados obtidos mostram que a densidade dos tecidos normais adiposos é menor do que todos os outros grupos analisados, que por sua vez são similares entre si.

6.1.2 Sobre as medidas de espectros de raios X

Neste trabalho foram utilizados três detectores semicondutores: Si(Li), CdTe e SDD, para medidas de espectros de raios X de um equipamento industrial. As qualidades de radiação de mamografia foram implementadas utilizando filtros de Mo e Al com espessuras adequadas.

A resposta de cada detector foi determinada por simulação MC. O código PENELOPE (Salvat et al. 2003), utilizado na simulação, foi modificado para incluir efeitos de transporte e coleta de cargas, bem como a distribuição gaussiana da deposição de energia no cristal, visando descrever a resolução finita de cada detector. Os resultados obtidos mostram que todos os detectores apresentam uma boa resposta na faixa de energia de mamografia. Além disso, verificou-se que a eficiência dos detectores utilizados representa a correção

mais importante nos espectros medidos, principalmente em maiores energias. As outras componentes da resposta dos detectores de Si(Li) e SDD contribuem muito pouco para a correção do espectro na faixa de energia analisada, devido ao baixo número atômico e bom transporte de cargas destes detectores. Por outro lado, para o detector de CdTe, a correção do escape de raios X fluorescentes torna-se importante para potenciais do tubo maiores que 27 kV.

Os espectros de raios X obtidos com os detectores de Si(Li), CdTe e SDD, e devidamente corrigidos por suas respostas, são similares em todo o intervalo de energia analisado. Pequenas diferenças são observadas na região dos picos característicos K_α e K_β do Mo, devido às diferentes resoluções em energia dos detectores. Além disso, os valores de CSR e $\bar{E}$, calculados utilizando os espectros obtidos com os diferentes detectores, diferem em no máximo 5%. Estes resultados mostram que todos os detectores utilizados são adequados para medidas de espectros de raios X na faixa de energia de mamografia. Entretanto, o detector SDD apresenta uma melhor resolução em energia, boa resposta em energia, menor tempo morto e pequenas dimensões, tornando a sua aplicação mais vantajosa, principalmente para medidas de espectros clínicos.

As qualidades primárias de mamografia foram implementadas utilizando filtros adicionais de 0,03 mm de Mo, em todo intervalo de potenciais do tubo analisados, enquanto a espessura do filtro de Al utilizado dependia do potencial do tubo (entre 0,9 mm e 1,1 mm). As diferenças entre os valores de CSR obtidos utilizando estes filtros, e os valores de referência para raios X mamográficos (IEC 61267 2005, PTB 2010), estão dentro da variação máxima permitida pelo IEC 61267 (2005) para todos os potenciais do tubo analisados. Estes resultados mostram que filtros de Al e Mo podem ser utilizados para implementar as qualidades mamográficas em um equipamento industrial.

Os espectros obtidos neste trabalho, utilizando os três detectores e devidamente corrigidos por suas respostas, mostram uma boa concordância com espectros clínicos de referência, obtidos experimentalmente utilizando detectores de HPGe (Wilkinson et al. 2001), e usando modelos matemáticos (Boone et al. 1997). Estes resultados mostram que um equipamento industrial pode ser adaptado para reproduzir tanto as qualidades de radiação

(CSR), quanto a forma dos espectros clínicos.

Assim, é importante ressaltar que as qualidades de radiação implementadas neste trabalho, e especificadas em termos da CSR e do seu espectro de raios X, fornecem uma importante ferramenta para estudos de qualidade da imagem e dose em mamografia, permitindo avaliar sua dependência com os espectros obtidos utilizando diferentes sistemas de detecção.

6.1.3 Sobre o estudo da qualidade da imagem e da dose absorvida

Neste trabalho foram desenvolvidos modelos semianalíticos para determinar os parâmetros de qualidade da imagem (SC e CNR) e a dose glandular normalizada em mamografia, de forma simples, rápida e precisa. Os modelos utilizados incluíam as contribuições de interações simples e duplas, tanto na energia absorvida quanto na intensidade espalhada transmitida. Os modelos foram usados para estudar a influência de alguns parâmetros, tais como características da mama (espessura e glandularidade) e do espectro incidente (combinação ânodo/filtro, potencial do tubo e CSR) nos valores de SC , CNR e $\bar{D}_{gN}$. Adicionalmente, para a CNR , a dependência com as características do receptor de imagem também foram avaliadas.

Os resultados obtidos concordam com os apresentados por outros autores utilizando simulação Monte Carlo (Zoetelief e Jansen 1995, Dance et al. 2000b, Koutaloni et al. 2006, Bottigli et al. 2006, Dance et al. 2009, Cunha et al. 2010). Este fato mostra que considerar somente interações simples e duplas não introduz grandes discrepâncias na determinação dos parâmetros de qualidade da imagem e da dose glandular normalizada.

A dependência dos valores de SC , CNR e $\bar{D}_{gN}$ com o modelo da mama, e com a base de dados de coeficiente de atenuação e espectros de raios X, também foi investigada neste trabalho. Os resultados mostram diferenças de até 25% na comparação destas grandezas obtidas para diferentes modelos de mama da literatura, ressaltando a importância da escolha do modelo empregado no estudo teórico da mamografia. Além disso, diferentes bases de dados resultam em diferenças de até 15%. Em particular, verificou-se que a utilização

de espectros obtidos com diferentes detectores, nas mesmas condições experimentais, pode resultar em diferenças de 7% nos valores de SC , CNR e $\bar{D}_{gN}$. Estes resultados evidenciam a importância da determinação cuidadosa de espectros de raios X, e da escolha do detector mais adequado para cada faixa de energia.

A partir dos resultados de SC e CNR obtidos, foram estimados os limites de detecção de nódulos em mamografia convencional e digital, respectivamente. Os menores tamanhos de nódulo detectáveis foram similares em ambas as técnicas.

Os resultados dos parâmetros de qualidade da imagem (SC e CNR) e dose glandular normalizada ($\bar{D}_{gN}$) foram combinados através do conceito de FOM para os espectros ótimos para cada tipo de mama em mamografia convencional e digital. Em mamografia convencional, o espectro de Mo/Mo mostrou-se o mais adequado para mamas de composição média com espessuras menores que 4 cm, enquanto as combinações W/Rh e W/Ag mostraram-se mais adequadas para mamas de maiores espessuras. Em mamografia digital, a combinação ânodo/filtro Mo/Mo somente foi a mais adequada somente para mamas médias com espessura de 2 cm, enquanto as combinações W/Rh e W/Ag apresentaram os melhores resultados para mamas mais espessas. Em todas as situações estudadas, os valores máximos de FOM foram obtidos para potenciais do tubo dependentes da espessura da mama e da combinação ânodo/filtro utilizada. Estes resultados permitem encontrar as combinações ânodo/filtro e potenciais do tubo que otimizem o exame mamográfico.

Finalmente, cabe ressaltar que os modelos semianalíticos desenvolvido neste trabalho permitem o estudo teórico da qualidade da imagem e da dose absorvida em mamografia, possibilitando investigar a influência da variação de diversos parâmetros, tais como diferentes características e modelo na mama, e espectros de raios X. Estes modelos apresentam resultados similares aos obtidos por métodos experimentais ou por simulação MC, mas fornecendo resultados de forma mais prática e rápida.

6.2 Perspectivas

A partir dos resultados obtidos neste trabalho, as seguintes perspectivas para trabalhos futuros podem ser propostas:

- (i) Aumentar o número de amostras de tecidos analisadas, especialmente para os grupos de tecidos fibroglandulares e fibroadenomas, e também estudar o coeficiente de atenuação linear e a densidade de outros tipos de tecidos mamários alterados, como por exemplo, tumores filóides e alterações fibrocísticas.
- (ii) Aplicar o detector de SDD para estudo de espectros produzidos por equipamentos clínicos.
- (iii) Otimizar os modelos semianalíticos elaborados para o estudo da qualidade da imagem e dose em mamografia, considerando, por exemplo, um feixe divergente e o tamanho finito do ponto focal.
- (iv) Utilização dos modelos semianalíticos para o estudo da qualidade da imagem e dose para outros tipos de espectro de raios X, como, por exemplo, radiação síncroton.
- (v) Utilização dos modelos semianalíticos para o estudo de outras técnicas de imagem da mama, como por exemplo, a tomossíntese.

Apêndice A

Produção Bibliográfica

Este capítulo apresenta os trabalhos desenvolvidos durante o doutorado. São apresentados os artigos publicados em periódicos, os artigos aceitos para publicação, e os resumos publicados em anais de congressos.

A.1 Artigos publicados em periódicos

- **Tomal, A.**; Poletti, M. E.; Caldas, L. V. E. (2010), ‘Evaluation of subject contrast and normalized average glandular dose by semi-analytical models’, *Appl. Radiat. Isotopes* **68**(4-5), 755-759.
- **Tomal, A.**; Mazarro, I.; Kakuno, E. M.; Poletti, M. E. (2010), ‘Experimental determination of linear attenuation coefficient of normal, benign and malignant breast tissues’, *Radiat. Meas.* **45**(9), 1055-1059.
- Cunha, D. M.; **Tomal, A.**; Poletti, M. E. (2010), ‘Evaluation of scatter-to-primary ratio, grid performance and normalized average glandular dose in mammography by Monte Carlo simulation including interference and energy broadening effects’, *Phys. Med. Biol.* **55**(15), 4335-4359.
- Ferreira, C. C.; Ximenes, R. E. M.; Vieira, J. W.; **Tomal, A.**; Poletti, M. E.; Garcia, C. A. B.; Maia, A. F. (2010). ‘Evaluation of tissue-equivalent materials to be used as human brain tissue substitute in dosimetry for diagnostic radiology’, *Nucl. Instrum. Meth. B* **268**(16), 2515-2521.
- Silva, M. P.; **Tomal, A.**; Perez, C. A.; Ribeiro-Silva, A.; Poletti, M. E. (2009). ‘Determination of Ca, Fe, Cu and Zn and their correlations in breast cancer and normal adjacent tissues’, *X-Ray Spectrometry* **38**(2), 103-111.

A.2 Artigos aceitos para publicação

- **Tomal, A.**; Cunha, D. M.; Poletti, M. E. (2010), ‘Establishment of the mammographic radiation qualities in industrial equipment: spectra determination’, *Nucl.*

Instrum. Meth. A, **Aceito para publicação**, doi:10.1016/j.nima.2010.08.055.

- Cunha, D. M.; **Tomal, A.**; Poletti, M. E. (2010), ‘Diffraction enhanced breast imaging through Monte Carlo simulations’, *Nucl. Instrum. Meth. A*, **Aceito para publicação**, doi:10.1016/j.nima.2010.08.056.

A.3 Resumos publicados em anais de congressos

- **Tomal, A.**; Cunha, D. M.; Poletti, M. E. (2010). *Establishment of the mammographic radiation qualities in metrological equipment: Spectra determination*. In: 2010 Symposium on Radiation Measurements and Applications (SORMA XII), Ann Arbor.
- Cunha, D. M.; **Tomal, A.**; Poletti, M. E. (2010). *Diffraction enhanced breast imaging through Monte Carlo simulations*. In: 2010 Symposium on Radiation Measurements and Applications (SORMA XII), Ann Arbor.
- **Tomal, A.**; Lopes, M. R. ; Cunha, D. M. ; Poletti, M. E. (2010). *Determinação de espectros de raios X visando a implementação de qualidades primárias de radiação em mamografia*. In: XV Congresso Brasileiro de Física Médica, Aracaju.
- **Tomal, A.**; Cunha, D. M.; Poletti, M.E. (2009). *Determinação experimental dos coeficientes de atenuação de tecidos mamários normais e neoplásicos usando um feixe polienergético*. In: XIV Congresso Brasileiro de Física Médica, São Paulo.
- Cunha, D. M.; **Tomal, A.**; Poletti, M. E. (2009). *Avaliação da razão espalhamento-primário e do desempenho de grades anti-espalhamento em mamografia através de simulações Monte Carlo*. In: XIV Congresso Brasileiro de Física Médica, São Paulo.
- **Tomal, A.**; Antoniassi, M.; Poletti, M. E. (2009). *Mammographic x-ray spectra measurement using a Si(Li)*. In: 11th International Symposium on Radiation (ISRP), Melbourne. p. 161-161.
- Geraldelli, W.; **Tomal, A.**; Poletti, M. E. (2009). *Estudo e avaliação de materiais equivalentes usados em radiodiagnóstico: propriedades de atenuação*. In: 17a. Simpósio Internacional de Iniciação Científica da USP (17a. SIICUSP).
- Lopes, M. R.; **Tomal, A.**; Poletti, M. E. (2009). *Avaliação da função resposta de um detector de Si(Li) através de simulações Monte Carlo*. In: 17a. Simpósio Internacional de Iniciação Científica da USP (17a. SIICUSP).
- **Tomal, A.**; Cunha, D. M.; Poletti, M. E.; Costa, A. M.; Caldas, L. V. E. (2008) *Evaluation of subject contrast and normalized average glandular dose by semi-analytical models*. In: 7th International Topical Meeting on Industrial Radiation and Radioisotope Measurement Application, 2008, Praga. p. 151-151.
- **Tomal, A.**; Poletti, M. E. (2008). *Estudo teórico da dose glandular normalizada em mamografia*. In: XIII Congresso Brasileiro de Física Médica, Belo Horizonte.
- **Tomal, A.**; Poletti, M. E. (2007). *Modelo analítico para determinação do contraste de objetos e da dose absorvida em mamografia*. In: XII Congresso Brasileiro de Física Médica, Foz do Iguaçu.

Apêndice B

Princípio de Funcionamento de Detectores Semicondutores

A detecção da radiação em um detector semicondutor é baseada na coleta dos pares elétron-buraco, formados pela interação da radiação ionizante com o volume sensível do cristal. A quantidade de cargas produzidas é proporcional à energia depositada pela partícula incidente (Knoll 2000).

Um campo elétrico aplicado no detector faz com que os elétrons produzidos se desloquem na direção do pólo positivo e os buracos na direção do pólo negativo. A carga coletada pelos eletrodos produz um pulso de corrente, que é transferido para a parte eletrônica do sistema de detecção (Knoll 2000). O pulso gerado pela coleção das cargas passa por um amplificador que, além de amplificá-lo, conforma-o para melhorar a relação sinal-ruído. Por fim, os pulsos produzidos, com amplitude proporcional à energia depositada no detector, são enviados para o analisador multicanal e separados pela sua amplitude, formando um histograma. O conjunto de todos os sinais produzidos forma o espectro de altura de pulsos que pode ser interpretado e analisado (Redus 2007).

Em um detector ideal, todos os fótons incidentes são totalmente absorvidos no cristal e todos os elétrons gerados por essa absorção são coletados. Entretanto em um cristal real, uma parcela dos fótons incidentes será transmitida, e uma parcela dos fótons secundários criados no cristal (espalhamento e fluorescência) escapará do mesmo sem depositar sua

energia (Knoll 2000). Esses efeitos dão origem à uma complicada resposta do detector, que depende das características da radiação incidente, e do material e geometria do detector (Knoll 2000).

A transmissão de fótons primários depende da energia da radiação e da espessura do detector. Fótons de maior energia têm maior probabilidade de atravessar o detector sem interagir, fazendo com que o número de pulsos em energias maiores diminua em relação ao número de pulsos em menores energias. Detectores mais espessos possuem uma menor transmissão, reduzindo a distorção do espectro.

Caso ocorra o escape de fótons secundários do detector, a altura do pulso associado a esta interação será menor do que a altura correspondente à energia do fóton incidente, fazendo com que o espectro tenha uma intensidade maior do que a real em baixas energias. Esse aumento espúrio no número de pulsos em baixas energias é mais pronunciado para detectores de pequeno volume, para os quais a probabilidade de escape dos fótons secundários é maior. A energia do feixe também influenciará a probabilidade de escape, devido à dependência energética da probabilidade dos processos de interação.

Além da dependência do espectro medido com os efeitos de interação, outros processos associados ao transporte das cargas produzidas e à resolução finita do detector também influenciam a forma do espectro medido. Esses processos são descritos com mais detalhes nas seções B.1 e B.2.

B.1 Transporte de cargas em detectores semicondutores

Armadilhamento de cargas

As imperfeições presentes na estrutura cristalina do detector podem formar centros de armadilhamento e recombinação de cargas, que capturam parte das cargas produzidas na interação da partícula incidente com o cristal. Este efeito impede a coleta de todas as cargas produzidas, fazendo com que a altura do pulso de saída não seja proporcional à energia depositada pela radiação (Miyajima et al. 2002, Redus 2007).

No caso mais simples de um detector plano, tais como HPGe, Si(Li) e CdTe, onde o campo elétrico pode ser considerado constante e uniforme, o armadilhamento de cargas pode ser descrito pela equação de Hecht (Miyajima et al. 2002, Redus 2007). Neste caso, a eficiência da coleção de cargas, em função da posição da interação no cristal, é dada por:

$$\eta = \frac{\lambda_e}{t} \left\{ \left[1 - \exp\left(\frac{-(t-z)}{\lambda_e}\right) \right] + \frac{\lambda_h}{t} \left[1 - \exp\left(\frac{-z}{\lambda_h}\right) \right] \right\} \quad (\text{B.1})$$

em que z é a profundidade da interação no detector, t é a espessura do cristal, λ_e e λ_h são os caminhos livres médios dos elétrons e buracos, respectivamente.

O resultado do armadilhamento de cargas é a presença de uma cauda nos espectros medidos, localizada em energias menores que a da radiação incidente no detector (Redus 2007). Este efeito é mais evidente quando a distância entre os eletrodos e a posição da interação no cristal, onde os pares elétron-buraco são produzidos, é da mesma ordem de grandeza dos caminhos livres médios dos portadores de carga.

Por outro lado, em detectores não planos, como por exemplo o detector SDD, o campo elétrico não pode mais ser considerado constante e uniforme, e a equação de Hecht não é válida para descrever a eficiência da coleção de cargas. Entretanto, como o silício apresenta um bom transporte de cargas, e devido ao seu tamanho reduzido (Amptek 2010), o efeito de armadilhamento torna-se desprezível para este tipo de detector (Knoll 2000, Cross et al. 2005).

Coleta incompleta de cargas

Na superfície do detector, próxima à interface cristal-cátodo, existe uma região onde os pares de cargas produzidos não são coletados, ou são coletados apenas parcialmente. Esse efeito reduz a amplitude do pulso detectado, diminuindo a eficiência do detector e distorcendo o espectro medido (Campbell et al. 2001).

A região do cristal onde não ocorre coleta de cargas é chamada de “camada morta” do detector, e sua existência está relacionada principalmente ao processo de fabricação do cristal (Campbell et al. 2001). Por outro lado, a região onde ocorre a coleta incompleta de

cargas pode ser explicada basicamente por dois processos físicos, que envolvem a interação da radiação com o cristal, e a produção e coleta das cargas produzidas (Scholze e Procop 2009).

Para interações que ocorrem próximas à superfície do detector, os elétrons produzidos na interação da radiação com o detector, tais como elétrons de recuo, fótoelétrons e elétrons de Auger, podem escapar do cristal antes de gastar toda a sua energia na produção de pares elétron-buraco. Este efeito resulta na diminuição da energia depositada por estes elétrons, produzindo um pulso de menor amplitude (Scholze e Procop 2009).

Os elétrons produzidos na interação da radiação com o detector ionizam o cristal ao longo de seu caminho, produzindo uma “nuvem de cargas” na região sensível do detector (Goto 1993). Para interações próximas à superfície do detector, parte das cargas produzidas não são coletadas, devido ao movimento e difusão destas na interface cristal/cátodo (Campbell et al. 2001). Além disso, parte desta “nuvem de cargas” que escaparia do detector, pode ser refletida na interface sendo então coletada.

A coleta incompleta de cargas por este último efeito pode ser modelada pela função de probabilidade de coleta de cargas (PCC), mostrada na equação B.2, que considera os efeitos de movimento, difusão e reflexão dos portadores de carga.

$$PCC(z) = 1 - (1 - RC) \exp\left(-\frac{\nu}{D}z\right) \quad (\text{B.2})$$

Sendo z a profundidade da interação no detector, representando a posição da origem da “nuvem de cargas”, ν a velocidade de saturação, D o coeficiente de difusão, e RC o coeficiente de reflexão na interface cristal-cátodo.

Ambos os processos previamente citados, que resultam na coleta incompleta de cargas, são responsáveis por uma redução da amplitude do pico detectado, dando origem a um componente plana no espectro medido, que se estende desde zero até a energia incidente.

B.2 Resolução em energia

A resolução em energia de um detector está relacionada com sua capacidade de discriminar a energia da radiação incidente (Knoll 2000). Considerando-se um feixe monoenergético incidente no detector, o espectro medido tem aproximadamente a forma de uma gaussiana, onde a resolução do detector é definida pela razão entre a largura à meia altura do espectro ($FWHM$, do inglês *Full Width at Half Maximum*) e a energia incidente (Knoll 2000). Alguns autores também costumam definir a resolução em energia como sendo simplesmente a $FWHM$ para uma dada energia (Amptek 2010, Di Castro et al. 1984).

A resolução de um detector semicondutor depende basicamente das flutuações estatísticas, da coleta de cargas e do ruído eletrônico (Knoll 2000).

As flutuações estatísticas ocorrem devido à natureza discreta do sinal medido, uma vez que a carga total produzida no detector, pela interação da radiação, representa um número discreto de portadores de carga coletados, e está sujeito a flutuações para uma mesma energia depositada (Knoll 2000). Em detectores semicondutores, a incerteza associada à produção de pares elétron/buraco pode ser descrita pela estatística de Poisson, combinada com o fator de Fano, que é uma constante multiplicativa determinada experimentalmente para cada detector (Knoll 2000).

As flutuações na coleta das cargas produzidas no detector também afetam sua resolução em energia, e ocorrem devido aos processos de armadilhamento e coleta incompleta de cargas, detalhados na seção B.1 (Knoll 2000).

A resolução também é afetada pelo ruído eletrônico, que por sua vez depende da corrente de fuga do detector e de sua capacitância, e independente da energia do fóton incidente (Knoll 2000).

Apêndice C

Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA
DE RIBEIRÃO PRETO DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

www.hcrp.fmrp.usp.br

Ribeirão Preto, 23 de junho de 2009

Ofício nº 1977/2009
CEP/MQV

Prezados Senhores,

O trabalho intitulado **"ESTUDO QUANTITATIVO DA IMAGEM E DOSE MAMOGRAFICA ATRAVÉS DA DETERMINAÇÃO DO ESPECTRO E DA COMPOSIÇÃO DA MAMA"** foi analisado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, em sua 289ª Reunião Ordinária realizada em 22/06/2009 e enquadrado na categoria: **APROVADO**, de acordo com o Processo HCRP nº 4304/2009.

Este Comitê segue integralmente a Conferência Internacional de Harmonização de Boas Práticas Clínicas (ICH-GCP), bem como a Resolução nº 196/96 CNS/MS.

Lembramos que devem ser apresentados a este CEP, o Relatório Parcial e o Relatório Final da pesquisa.

Atenciosamente,

DRª MARCIA GUIMARÃES VILLANOVA
Vice-Coordenadora do Comitê de Ética em
Pesquisa do HCRP e da FMRP-USP

Ilustríssimos Senhores
ALESSANDRA TOMAL
PROF. DR. MARTIN EDUARDO POLETTI (Orientador)
Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto-USP

Referências Bibliográficas

- ACR (1999), Mammography quality control manual, Medical physicist's section, Technical report, American College of Radiology.
- Akar, A., Baltas, H., U.Cevikc, Korkmaz, F. e Okumusoglu, N. (2006), 'Measurement of attenuation coefficients for bone, muscle, fat and water at 140, 364 and 662 keV γ -ray energies', *J. Quant. Spectrosc. Ra.* **102**(2), 203–211.
- Al-Bahri, J. S. e Spyrou, N. M. (1996), 'Photon linear attenuation coefficients and water content of normal and pathological breast tissues', *Appl. Radiat. Isotopes* **47**(8), 777–784.
- Amptek (2010), 'A comparison of silicon drift (SDD) and Si-PIN detectors', <http://www.amptek.com/pdf/drift>
- Anderson, D. W. (1984), *Absorption of Ionizing Radiation*, University Park Press. Baltimore.
- Antoniassi, M., Conceição, A. L. e Poletti, M. E. (2010), 'Study of effective atomic number of breast tissues determined using the elastic to inelastic scattering ratio', *Nucl. Instrum. Meth. A* **Aceito para publicação**, doi:10.1016/j.nima.2010.09.110.
- ANVISA (2003), 'Resolução nº 64 de 4 de abril de 2003'.
- Archer, B. R. e Wagner, L. K. (1982), 'A Laplace transform pair model for spectral reconstruction', *Med. Phys.* **9**(6), 844–847.
- Attix, F. H. (1986), *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*, John Wiley & Sons, Madison.
- Ay, M., Shahriari, M., Sarkar, S., Adib, M. e Zaidi, H. (2004), 'Monte Carlo simulation of x-ray spectra in diagnostic radiology and mammography using MCNCP', *Phys. Med. Biol.* **49**(21), 4897–4917.
- Baldazzi, G., Rossi, P., Masetti, S., Turco, A., Fiaschetti, M., Lanconelli, N., Bianchini, D., Roma, L., Nicoletti, G. e Lollini, P. (2008), 'Characterization of biological tissues using x-ray attenuation data', *NSS '08 IEEE Conference record* pp. 4798–4802.
- Baldelli, P., Phelan, N. e Egan, G. (2010), 'Investigation of the effect of anode/filter materials on the dose and image quality of a digital mammography system based on an amorphous selenium flat panel detector', *Br. J. Radiol.* **83**(988), 290–295.
- Barnes, G. T. (1991), 'Contrast and scatter in x-ray imaging', *Radiographics* **11**(6), 307–323.

- Berger, M. J., Hubbell, J. H., Seltzer, S. M., Chang, J., Coursey, J. S., Sukumar, R. e Zucker, D. S. (2005), 'XCOM: Photon cross section database version 1.3', Disponível em: <http://www.nist.gov/pml/data/xcom/index.cfm>.
- Bernhardt, P., Mertelmeier, T. e Hoheisel, M. (2006), 'X-ray spectrum optimization of full-field digital mammography: Simulation and phantom study', *Med. Phys.* **33**(11), 4337–4349.
- Birch, R. e Marshall, M. (1979), 'Computation of bremsstrahlung x-ray spectra and comparison with measured with a Ge(Li)-detector', *Phys. Med. Biol.* **24**(3), 505–517.
- Bohndiek, S. E., Cook, E. J., Arvanitis, C. D., Olivo, A., Royle, G. J., Clark, A. T., Prydderch, M. L., Turchetta, R. e Speller, R. D. (2008), 'A CMOS active pixel sensor system for laboratory-based x-ray diffraction studies of biological tissue', *Phys. Med. Biol.* **53**(3), 655.
- Boone, J. M. (1999), 'Glandular breast dose for monoenergetic and high-energy x-ray beams: Monte Carlo assessment', *Radiology* **213**(1), 23–37.
- Boone, J. M., Fewell, T. R. e Jennings, R. J. (1997), 'Molybdenum, rhodium and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography', *Med. Phys.* **24**(12), 1863.
- Boone, J. M., Lindfors, K. K., Cooper, V. N. e Seibert, J. A. (2000), 'Scatter/primary in mammography: Comprehensive results', *Med. Phys.* **27**(10), 2408–2416.
- Boone, J. M., Shaber, G. S. e Tecotzky, M. (1990), 'Dual-energy mammography: A detector analysis', *Med. Phys.* **17**(4), 665–675.
- Bottigli, U., Golosio, B., Masala, G. L., Oliva, P., Stumbo, S., Bravin, A., Bacci, A., Serafini, L., Maroli, C., Petrillo, V., Ferrario, M. e Vaccarezza, C. (2006), 'Effect of different spectral distributions to image a contrast detail phantom in the mammography energy range', *Nuovo Cimento C* **29**(2), 215–228.
- Brodie, I. e Gutcheck, R. A. R. (1982), 'Radiographic information theory and application to mammography', *Med. Phys.* **9**(1), 79–94.
- Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M. e Boone, J. M. (2002), *The essential physics of medical imaging*, 2 edn, Lippincot Williams & Williams, Philadelphia.
- Byng, J. W., Mainprize, J. G. e Yaffe, M. J. (1998), 'X-ray characterization of breast phantom materials', *Phys. Med. Biol.* **43**(5), 1367–1377.
- Campbell, J. L., Cauchon, G., Lepy, M. C., McDonald, L., Plagnard, J., Stemmler, P., Teesdale, W. J. e White, G. (1998), 'A quantitative explanation of low-energy tailing features of Si(Li) and Ge X-ray detectors, using synchrotron radiation', *Nucl. Instrum. Meth. A* **418**(2-3), 394–404.
- Campbell, J. L., McDonald, L., Hopman, T. e Papp, T. (2001), 'Simulations of Si(Li) X-ray detector response', *X-Ray Spectrom.* **30**(4), 230–241.
- Carlsson, G. A., Carlsson, C. A., Nielsen, B. e Persliden, J. (1986), 'Generalized use of contrast degradation and contrast improvement factors in diagnostic-radiology - application to vanishing contrast', *Phys. Med. Biol.* **31**(7), 737–749.

- Carlsson, G. A. e Dance, D. R. (1992), 'Breast absorbed doses in mammography: evaluation of experimental and theoretical approaches', *Radiat. Prot. Dosim.* **43**(1-4), 197.
- 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. e Bassinger, M. (1994), 'Attenuation of monochromatic x-rays by normal and abnormal breast tissues', *Invest. Radiol.* **29**(3), 266–272.
- Cross, B., Bale, G., Lowe, B. e Sarreen, R. (2005), 'Monte Carlo modeling of silicon X-ray detectors', *DXC-2005 Proc.* .
- Cunha, D. M., Tomal, A. e Poletti, M. E. (2010), 'Evaluation of scatter-to-primary ratio, grid performance and normalized average glandular dose in mammography by Monte Carlo simulation including interference and energy broadening effects', *Phys. Med. Biol.* **55**(15), 4335–4359.
- Dance, D. R. (1990), 'Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose', *Phys. Med. Biol.* **35**(9), 1211–1219.
- Dance, D. R., Klang, A. T., Sandborg, M., Skinner, C. L., Smith, I. A. C. e Carlsson, G. A. (2000a), 'Influence of anode/filter material and tube potential on contrast, signal-to-noise ratio and average absorbed dose in mammography: a Monte Carlo study', *Br. J. Radiol.* **73**(874), 1056–1067.
- Dance, D. R., Persliden, J. e Carlsson, G. A. (1992), 'Calculation of dose and contrast for two mammographic grids', *Phys. Med. Biol.* **37**(1), 235–248.
- Dance, D. R., Skinner, C. L. e Carlsson, G. A. (1999), 'Breast dosimetry', *Appl. Radiat. Isotopes* **50**(1), 185–203.
- Dance, D. R., Skinner, C. L., Young, K. C., Beckett, J. R. e Kotre, C. J. (2000b), 'Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol', *Phys. Med. Biol.* **45**(11), 3225–3240.
- Dance, D. R., Young, K. C. e van Engen, R. (2009), 'Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA breast dosimetry protocols', *Phys. Med. Biol.* **54**(14), 4361–4372.
- Day, G. J. e Dance, D. R. (1983), 'X-ray transmission formula for antiscatter grids', *Phys. Med. Biol.* **28**(12), 1429–1433.
- Del Guerra, A., Belcari, N., Bencivelli, W., Motta, A., Righi, S., Vaiano, A., Di Domenico, G., Moretti, E., Sabba, N., Zavattini, G., Campanini, R., Lanconelli, N., Riccardi, A., Cinti, M., Pani, R. e Pellegrini, R. (2002), 'Monte Carlo study and experimental measurements of breast tumor detectability with the YAP-PEM prototype', *IEEE T. Nucl. Sci.* **49**(3), 1887–1891.
- Delis, H., Spyrou, G., Costaridou, L., Tzanakos, G. e Panayiotakis, G. (2006), 'Suitability of new anode materials in mammography: Dose and subject contrast considerations using Monte Carlo simulation', *Med. Phys.* **33**(11), 4221–4235.

- Delis, H., Spyrou, G., Costaridou, L., Tzanakos, G. e Panayiotakis, G. (2007), 'Evaluating the figure of merit in mammography utilizing Monte Carlo simulation', *Nucl. Instrum. Meth. A* **580**(1), 493–496.
- Desponds, L., Depeursinge, C., Grecescu, M., Hessler, C., Samiri, A. e Valley, J. F. (1991), 'Influence of anode and filter material on image quality and glandular dose for screen film mammography', *Phys. Med. Biol.* **36**(9), 1165–1182.
- Di Castro, E., Pani, R., Pellegrini, R. e Bacci, C. (1984), 'The use of cadmium telluride detectors for the qualitative analysis of diagnostic x-ray spectra', *Phys. Med. Biol.* **29**(9), 1117–1131.
- Drexler, G. e Gossrau, M. (1968), GSF-Report S-45, Technical report.
- Fahrig, R., Rowlands, J. A. e Yaffe, M. J. (1995), 'X-ray-imaging with amorphous selenium - detective quantum efficiency of photoconductive receptors for digital mammography', *Med. Phys.* **22**(2), 153–160.
- Fahrig, R., Rowlands, J. A. e Yaffe, M. J. (1996), 'X-ray imaging with amorphous selenium: Optimal spectra for digital mammography', *Med. Phys.* **23**(4), 557–567.
- Fahrig, R. e Yaffe, M. J. (1994a), 'A model for optimization of spectral shape in digital mammography', *Med. Phys.* **21**(9), 1463–1471.
- Fahrig, R. e Yaffe, M. J. (1994b), 'Optimization of spectral shape in digital mammography - dependence on anode material, breast thickness, and lesion type', *Med. Phys.* **21**(9), 1473–1481.
- Ferreira, C. C., Ximenes, R. E. M., Vieira, J. W., Tomal, A., Poletti, M. E., Garcia, C. A. B. e Maia, A. F. (2010), 'Evaluation of tissue-equivalent materials to be used as human brain tissue substitute in dosimetry for diagnostic radiology', *Nucl. Instrum. Meth. B* **268**(16), 2515–2521.
- Fewell, T. R. e Shuping, R. E. (1978), 'Comparison of mammographic x-ray-spectra', *Radiology* **128**(1), 211–216.
- Flynn, M., Dodge, C., Peck, D. e Swinford, A. (2003), 'Optimal radiographic techniques for digital mammograms obtained with an amorphous selenium detector', *Proc. SPIE* **5030**, 147–156.
- Gennaro, G., Katz, L., Souchay, H., Klausz, R., Alberelli, C. e di Maggio, C. (2007), 'Grid removal and impact on population dose in full-field digital mammography', *Med. Phys.* **34**(2), 547–555.
- Geraldelli, W., Tomal, A. e Poletti, M. E. (2009), Estudo e avaliação de materiais equivalentes usados em radiodiagnóstico: propriedades de atenuação., in '17a. Simpósio Internacional de Iniciação Científica da USP'.
- Gingold, E. L., Wu, X. Z. e Barnes, G. T. (1995), 'Contrast and dose with Mo-Mo, Mo-Rh, and Rh-Rh target-filter combinations in mammography', *Radiology* **195**(3), 639–644.
- Goto, S. (1993), 'Response functions of a Si(Li) detector for photon energies from 1 to 10 keV', *Nucl. Instrum. Meth. A* **333**(2-3), 452–457.

- Gray, J. E. e Princehorn, J. A. (2004), 'HTC Grids Improve Mammography Contrast'.
- Hammerstein, G. R., Miller, D. W., White, D. R., Masterson, M. E., Woodard, H. Q. e Laughlin, J. S. (1979), 'Absorbed radiation-dose in mammography', *Radiology* **130**(2), 485–491.
- Hendee, W. R. e Ritenour, E. R. (2002), *Medical Imaging Physics*, John Wiley & Sons.
- Hubbell, J. H., Veigele, E. A., Briggs, E. A., Brown, D. T., Cromer, D. T. e Howerton, R. J. (1975), 'Atomic form factors, incoherent scattering functions and photon scattering cross sections', *J. Phys. Chem. Ref. Data* **4**(3), 471–538.
- Hunt, D. C., Kirby, S. S. e Rowlands, J. A. (2002), 'X-ray imaging with amorphous selenium: X-ray to charge conversion gain and avalanche multiplication gain', *Med. Phys.* **29**(11), 2464–2471.
- ICRU (1989), Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement, ICRU 44, International Commission on Radiation Units and Measurements.
- IEC 61267 (2005), International Electrotechnical Commission. Medical diagnostic X-ray equipment - Radiation conditions for use in determination of characteristics. Geneva.
- INCA (2009), Estimativa 2010: Incidência de Câncer no Brasil, Instituto nacional do câncer, Ministério da Saúde.
- Jackson, D. F. e Hawkes, D. J. (1981), 'X-ray attenuation coefficients of compounds and mixtures', *Phys. Rep.* **70**(3), 169–233.
- Jennings, R. J., Eastgate, R. J., Siedband, M. P. e Ergun, D. L. (1981), 'Optimal x-ray-spectra for screen-film mammography', *Med. Phys.* **8**(5), 629–639.
- Johns, H. E. e Cunningham, J. R. (1983), *The Physics of Radiology*, Springfield.
- Johns, P. C. e Yaffe, M. J. (1983), 'Coherent scatter in diagnostic radiology', *Med. Phys.* **10**(1), 40–50.
- Johns, P. C. e Yaffe, M. J. (1987), 'X-ray characterization of normal and neoplastic breast tissues', *Phys. Med. Biol.* **32**(6), 675–695.
- Johnson, G. e O'Foghludha, F. (1978), 'An experimental "trans-molybdenum" tube for mammography', *Radiology* **127**, 511–516.
- Junqueira, L. C. e Carneiro, J. (2004), *Histologia Básica*, 10 edn, Rio de Janeiro: Editora Guanabara.
- Kharrati, H. e Zarrad, B. (2003), 'Computation of beam quality parameters for Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, and W/Al target/filter combinations in mammography', *Med. Phys.* **30**(10), 2638–2642.
- Knoll, G. F. (2000), *Radiation Detection and Measurement*, 3rd. edn, John Wiley & Sons, New York.
- Kodak (2010), 'Kodak Min-R 2000 Film System', www.carestreamhealth.com. Acesso em: 20 de novembro de 2010.

- Koutalonis, M., Delis, H., Spyrou, G., Costaridou, L., Tzanakos, G. e Panayiotakis, G. (2006), 'Monte Carlo generated conversion factors for the estimation of average glandular dose in contact and magnification mammography', *Phys. Med. Biol.* **51**(21), 5539–5548.
- Koutalonis, M., Delis, H., Spyrou, G., Costaridou, L., Tzanakos, G. e Panayiotakis, G. (2007), 'Contrast-to-noise ratio in magnification mammography: a Monte Carlo study', *Phys. Med. Biol.* **52**(11), 3185–3199.
- Künzel, R. (2006), Espectrometria de raios X em mamografia aplicada à proteção radiológica, Tese de Doutorado, Universidade de São Paulo, São Paulo, SP.
- Künzel, R., Herdade, S. B., Terini, R. A. e Costa, P. R. (2004), 'X-ray spectroscopy in mammography with a silicon PIN photodiode with application to the measurement of tube voltage', *Med. Phys.* **31**(11), 2996–3003.
- Magalhães, S. D., Eichler, J. e Gonçalves, O. (1995), 'Calculation on x-ray-scattering of 17.4 keV radiation and image degradation in mammography', *Nucl. Instrum. Meth. B* **95**(1), 87–90.
- Mahesh, M. (2004), 'AAPM/RSNA physics tutorial for residents - digital mammography: An overview', *Radiographics* **24**(6), 1747–1760.
- Marshall, M., Peaple, L. H. J., Ardran, G. M. e Crooks, H. E. (1975), 'Comparison of x-ray-spectra and outputs from molybdenum and tungsten targets', *Br. J. Radiol.* **48**(565), 31–39.
- Matscheko, G. e Ribberfors, R. (1987), 'Compton scattering spectrometer for determining x-ray photon spectra', *Phys. Med. Biol.* **32**(5), 577–594.
- Matsumoto, M., Yamamoto, A., Honda, I., Taniguchi, A. e Kanamori, H. (2000), 'Direct measurement of mammographic x-ray spectra using a CdZnTe detector', *Med. Phys.* **27**(7), 1490–1502.
- Michaelson, J. S., Silverstein, M., Wyatt, J., Weber, G., Moore, R., Halpern, E., Kopans, D. B. e Hughes, K. (2002), 'Predicting the survival of patients with breast carcinoma using tumor size', *Cancer* **95**(4), 713–723.
- Midgley, S. (2006a), 'Angular width of a narrow beam for x-ray linear attenuation coefficient measurements', *Radiat. Phys. Chem.* **75**(9), 945–953.
- Midgley, S. (2006b), 'Energy resolution for accurate measurements of the x-ray linear attenuation coefficient', *Radiat. Phys. Chem.* **75**(9), 936–944.
- Miyajima, S. (2003), 'Thin CdTe detector in diagnostic x-ray spectroscopy', *Med. Phys.* **30**(5), 771–777.
- Miyajima, S. e Imagawa, K. (2002), 'CdZnTe detector in mammographic x-ray spectroscopy', *Phys. Med. Biol.* **47**(22), 3959–3972.
- Miyajima, S., Imagawa, K. e Matsumoto, M. (2002), 'CdZnTe detector in diagnostic x-ray spectroscopy', *Med. Phys.* **29**(7), 1421–1429.

- Monnin, P., Gutierrez, D., Bulling, S., Lepori, D., Valley, J. e Verdun, F. (2005), 'A comparison of the performance of modern screen-film and digital mammography systems', *Phys. Med. Biol.* **50**(11), 2617–2631.
- Moran, P., Chevalier, M., Ten, J. I., Sot, J. M. F. e Vano, E. (2005), 'A survey of patient dose and clinical factors in a full-field digital mammography system', *Radiat. Prot. Dosim.* **114**(1-3), 375–379.
- Motz, J. W. e Danos, M. (1978), 'Image information content and patient exposure', *Med. Phys.* **5**(1), 8–22.
- Muntz, E. P., Jafroudi, H., Jennings, R. e Bernstein, H. (1985), 'An approach to specifying a minimum dose system for mammography using multiparameter optimization techniques', *Med. Phys.* **12**(1), 5–12.
- Neitzel, U. (1992), 'Grids or air gaps for scatter reduction in digital radiography - a model calculation', *Med. Phys.* **19**(2), 475–481.
- Nielsen, B. e Carlsson, C. A. (1984), 'Energy imparted to fluorescent screens from primary and scattered radiation - variations with atomic composition and screen thickness', *Phys. Med. Biol.* **29**(4), 315–328.
- Nördfors, B. (1960), 'The statistical error in x-ray absorption measurements', *Ark. Fys.* **18**(1), 37–47.
- Obenauer, S., Hermann, K.-P. e Grabbe, E. (2003), 'Dose reduction in full-field digital mammography: an anthropomorphic breast phantom study', *Br. J. Radiol.* **76**(907), 478–482.
- O'Foghludha, F. e Johnson, G. A. (1981), 'Voltage waveform effects on output and penetration of W-anode and Mo-anode mammographic tubes', *Phys. Med. Biol.* **26**(2), 291–303.
- Poletti, M. E., Gonçalves, O. D. e Mazzaro, I. (2002a), 'X-ray scattering from human breast tissues and breast-equivalent materials', *Phys. Med. Biol.* **47**(1), 47–63.
- Poletti, M. E., Gonçalves, O. e Mazzaro, I. (2002b), 'Coherent and incoherent scattering 17.44 and 6.93 keV x-ray photons scattered from biological and biological-equivalent samples: characterization of tissues', *X-Ray Spectrom.* **31**(6), 57–61.
- PTB (2010), '*Physikalisch-Technische Bundesanstalt*. Radiation qualities used for studies in radiation protection', <http://www.ptb.de/en/org/6/62/625/pdf/strhlq.pdf>. Acesso em: 18 de outubro de 2010.
- Rao, P. S. e Gregg, E. C. (1975), 'Attenuation of monoenergetic gamma-rays in tissues', *Am. J. Roentgenol.* **123**(3), 631–637.
- Redus, B. (2007), 'Charge Trapping in XR-100T-CdTe and -CZT Detectors', <http://www.amptek.com/pdf/anczt2.pdf>. Acesso em: 18 de outubro de 2010.
- Rezentes, P. S., de Almeida, A. e Barnes, G. T. (1999), 'Mammography grid performance', *Radiology* **210**(1), 227–232.

- Rose, A. (1948), 'The sensitivity performance of the human eye on an absolute scale', *J. Opt. Soc. Am.* **38**(2), 196–208.
- Salvat, F., Fernández-Varea, J. e Sempau, J. (2003), PENELOPE: A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport, *in* 'NEA-OECD', Paris.
- Scholze, F. e Procop, M. (2009), 'Modelling the response function of energy dispersive x-ray spectrometers with silicon detectors', *X-Ray Spectrom.* **38**(4), 312–321.
- Seelentag, W. e Panzer, W. (1979), 'Stripping of x-ray bremsstrahlung spectra up to 300 kVp on a desk type computer', *Phys. Med. Biol.* **24**, 767–780.
- Silva, M. P., Tomal, A., Perez, C. A., Ribeiro-Silva, A. e Poletti, M. E. (2009), 'Determination of Ca, Fe, Cu and Zn and their correlations in breast cancer and normal adjacent tissues', *X-Ray Spectrom.* **38**(2), 103–111.
- Skubic, S. E. e Fatouros, P. P. (1986), 'Absorbed breast dose - dependence on radiographic modality and technique, and breast thickness', *Radiology* **161**(1), 263–270.
- Sprawls, P. (1995), *Physical Principles of Medical Imaging*, 2 edn, Medical Physics Publishing, Madison, Wisconsin.
- Stanton, L., Day, J., Villafana, T., Miller, C. e Lightfoot, D. (1987), 'Screen-film mammographic technique for breast cancer screening.', *Radiology* **163**(2), 471–479.
- Stanton, L., Villafana, T., Day, J. L. e Lightfoot, D. A. (1984), 'Dosage evaluation in mammography', *Radiology* **150**(2), 577–584.
- Stone, M. F., Zhao, W., Jacak, B. V., O'Connor, P., Yu, B. e Rehak, P. (2002), 'The x-ray sensitivity of amorphous selenium for mammography', *Med. Phys.* **29**(3), 319–324.
- SVS-MS (2005), 'Radiodiagnóstico médico: Segurança e desempenho de equipamentos', *Agência Nacional de Vigilância Sanitária*.
- Tomal, A. (2007), Medidas experimentais dos coeficientes de atenuação de tecidos mamários e sua influência no contraste e dose mamográfica, Dissertação de Mestrado, Programa de Pós-graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, SP.
- Tomal, A., Cunha, D. M. e Poletti, M. E. (2010a), 'Establishment of the mammographic radiation qualities in industrial equipment: spectra determination', *Nucl. Instrum. Meth. A* **Aceito para publicação**, doi:10.1016/j.nima.2010.08.055.
- Tomal, A., Mazarro, I., Kakuno, E. M. e Poletti, M. E. (2010b), 'Experimental determination of linear attenuation coefficient of normal, benign and malignant breast tissues', *Radiat. Meas.* **45**(9), 1055–1059.
- Tomal, A., Poletti, M. E. e Caldas, L. V. E. (2010c), 'Evaluation of subject contrast and normalized average glandular dose by semi-analytical models', *Appl. Radiat. Isotopes* **68**(4-5), 755–759.
- Turker, D., Barnes, G. T. e Wu, X. (2000), 'Molybdenum target x-ray spectra: A semi-empirical model.', *Med. Phys.* **18**(3), 1309–1318.

- Vyborny, C. J. e Schmidt, R. A. (1994), 'Technical image quality and the visibility of mammographic detail', *RSNA Categorical Course in Physics* pp. 103–111.
- Wagner, A. J. (1991), Contrast and grid performance in mammography, in G. T. Barnes e G. D. Frey, eds, 'Screen film mammography: imaging considerations and medical physics responsibilities', Medical Physics, Madison, pp. 115–134.
- Wagner, A. J. e Frey, G. D. (1995), 'Quantitative mammography contrast threshold test tool', *Med. Phys.* **22**(2), 127–132.
- Wagner, L. K., Archer, B. e Cerra, F. (1990), 'On the measurement of half-value layer in film-screen mammography', *Med. Phys.* **17**(6), 989–997.
- White, D. R., Peaple, L. H. J. e Crosby, T. J. (1980), 'Measured attenuation coefficients at low photon energies (9.88-59.32 keV) for 44 materials and tissues', *Radiat. Res.* **84**(2), 239–252.
- Wilkinson, L. E., Johnston, P. N. e Heggie, J. C. P. (2001), 'A comparison of mammography spectral measurements with spectra produced using several different mathematical models', *Phys. Med. Biol.* **46**(5), 1575–1589.
- Wong, J., Henkelman, R., Fenster, A. e Johns, H. (1981), 'Second scatter contribution to dose in a Co-60 beam', *Med. Phys.* **8**(6), 775–782.
- Woodard, H. Q. e White, D. R. (1986), 'The composition of body-tissues', *Br. J. Radiol.* **59**(708), 1209–1219.
- Wu, X., Barnes, G. T. e Tucker, D. M. (1991), 'Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography', *Radiology* **179**(1), 143–148.
- Wu, X., Gingold, E. L., Barnes, G. T. e Tucker, D. M. (1994), 'Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography', *Radiology* **193**(1), 83–89.
- Yaffe, M. J. (1990), 'Physics of mammography - image recording process', *Radiographics* **10**(2), 341–363.
- Yaffe, M. J. (2008), 'Mammographic density - measurement of mammographic density', *Breast Cancer Res.* **10**(3).
- Yaffe, M. J., Jennings, R. J., Fahrig, R. e Fewell, T. R. (1994), 'X-ray spectral considerations for mammography', *RSNA Categorical Course in Physics* pp. 63–73.
- Zoetelief, J., Fitzgerald, M., Leitz, W. e Säbel, M. (1996), European Protocol on dosimetry in mammography, European Protocol, European Commission.
- Zoetelief, J. e Jansen, J. (1995), 'Calculation of air kerma to average glandular tissue dose conversion factors for mammography', *Radiat. Prot. Dosim.* **57**(1-4), 397–400.