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

AVALIAÇÃO DA RADIAÇÃO ESPALHADA EM
MAMOGRAFIA COMO FERRAMENTA
DIAGNÓSTICA UTILIZANDO SIMULAÇÕES
MONTE CARLO

DIEGO MERIGUE DA CUNHA

RIBEIRÃO PRETO
MARÇO DE 2010

DIEGO MERIGUE DA CUNHA

**Avaliação da Radiação Espalhada em Mamografia
como Ferramenta Diagnóstica Utilizando Simulações
Monte Carlo**

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

Área de Concentração: Física Aplicada a Medicina
e Biologia.

Orientador: Prof. Dr. Martin Eduardo Poletti.

RIBEIRÃO PRETO
MARÇO DE 2010

FICHA CATALOGRÁFICA

Cunha, Diego Merigue da

Avaliação da Radiação Espalhada em Mamografia como Ferramenta Diagnóstica Utilizando Simulações Monte Carlo, 2010.

67p.

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: mamografia, câncer de mama, espalhamento de raios X, imagem por espalhamento, Monte Carlo.

AGRADECIMENTOS

A Deus, pelas oportunidades que me são concedidas;

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

À Alessandra Tomal, pelo companheirismo, incentivo, e por fazer parte da minha vida;

Ao Prof. Dr. Martin Eduardo Poletti, pela orientação deste trabalho;

Aos colegas do Laboratório de Física Radiológica e Dosimetria, pela convivência ao longo do curso;

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

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

RESUMO

CUNHA, D. M. **Avaliação da radiação espalhada em mamografia como ferramenta diagnóstica utilizando simulações Monte Carlo**. 2010. 67p. Tese (Doutorado) - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2010.

Neste trabalho, avaliou-se a quantidade de informação diagnóstica contida na distribuição da radiação espalhada em mamografia, através de simulações Monte Carlo (MC). Para isto, este trabalho consistiu de dois objetivos: o primeiro diz respeito ao desenvolvimento de um código MC para o transporte de fótons em radiodiagnóstico, com ênfase em mamografia. O segundo diz respeito ao estudo da distribuição da radiação espalhada pela mama, e seu potencial diagnóstico. O modelo geométrico adotado nas simulações consistiu de uma mama comprimida semi-infinita, com um nódulo esférico inserido, simulando um nódulo maligno. Um receptor plano ideal foi posicionado abaixo da mama, a uma distância h . A distribuição angular da radiação espalhada pela mama, e sua distribuição espacial sobre o receptor, foram obtidas para um feixe estreito incidindo perpendicularmente sobre a superfície da mama. Estas distribuições foram utilizadas para calcular valores de contraste (C_S) e razão contraste-ruído (CNR_S) dos fótons espalhados, comparando as distribuições provenientes de regiões da mama sem e com o nódulo. Valores de C_S e CNR_S foram estudados para diferentes energias do feixe incidente, tamanho e posição do nódulo, e espessura e composição da mama. A influência de feixes polienergéticos nos valores de C_S e CNR_S também foi investigada. Para a distribuição espacial da radiação espalhada, valores de C_S e CNR_S também foram estudados como função da distância do receptor à mama. Os resultados mostram que a distribuição da radiação espalhada apresenta picos de espalhamento, que são produzidos pelos fótons elasticamente espalhados, e estão relacionados com a composição da mama. As distribuições angulares de C_S e CNR_S mostraram que valores máximos destas distribuições ocorrem próximos ao primeiro pico de espalhamento. Valores de C_S maiores que o contraste primário foram obtidos em todas as situações analisadas, embora o CNR_S tenha se mostrado consideravelmente mais baixo que o CNR primário. As distribuições espaciais de C_S e CNR_S no receptor indicam que o uso de um receptor plano não reduz os valores de C_S , comparados com os obtidos para a distribuição angular, embora o CNR_S decresça a medida que h aumenta. Imagens planares, obtidas utilizando o feixe espalhado, mostram que, além de fornecer valores de contraste maiores que o contraste primário, a técnica permite realçar um determinado tipo de tecido na imagem, a partir da seleção de um determinado valor de *momentum* transferido x . Os resultados obtidos neste trabalho indicam que a radiação espalhada contém informação diagnóstica a respeito da presença de um nódulo na mama. Estudos futuros a respeito da otimização das condições de irradiação da mama e detecção da radiação espalhada devem ser realizados, a fim de se aumentar os valores de CNR_S , sem comprometer os valores de C_S .

Palavras-Chave: mamografia, câncer de mama, espalhamento de raios X, imagem por espalhamento, Monte Carlo.

ABSTRACT

CUNHA, D. M. **Evaluation of scattered radiation in mammography as diagnostic tool using Monte Carlo simulations.** 2010. 67p. Thesis - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2010.

In this work, the potential of forward x-ray scattering for contrast enhancement of malignant nodules in mammography was studied through MC simulations. This work consisted of two objectives: the first one refers to the development of a Monte Carlo (MC) code for simulation of photon transport in radiodiagnostic, focusing on mammography. The second objective refers to the study of the distribution of scattered photons by the breast, and its diagnostic potential. The geometric model adopted in the simulations consisted of a semi-infinite compressed breast, with a spherical nodule inserted within it, simulating a nodule. A planar ideal receptor was positioned under the breast, at a distance h from it. The angular distribution of scattered photons exiting the breast, and its spatial distribution on the receptor, were obtained for a pencil beam impinging normally on the breast surface. These distributions were used to compute values of scatter contrast (C_S) and contrast-to-noise ratio (CNR_S), by comparing the signal from regions of the breast without and with the nodule. Values of C_S and CNR_S were studied for different beam energies, nodule size and position, and breast thickness and composition. Influence of poliennergetic spectra on C_S and CNR_S were also investigated. For the spatial distribution of scattered photons on the receptor, values of C_S and CNR_S were also studied as a function of the distance of the receptor to the breast. Results show that the distributions of scattered photons present scattering peaks, which are yielded by the elastic scattered photons, and are related to the breast composition. The angular distributions of C_S and CNR_S showed that maximum values occur close to the adipose scattering peak. Values of C_S greater than primary contrast were obtained in all situations analyzed, although the CNR_S was considerably lower than primary CNR . The spatial distributions of C_S and CNR_S indicate that the use of a planar receptor does not reduce the values of C_S , compared with those from the angular distribution, although the CNR_S decreases as h increases. Planar images, obtained for the scattered beam, showed that, in addition to contrast enhancement, this technique allows the accentuation of a given tissue in image, by selecting a given value of transfer momentum x . The results obtained in this work indicate that scattered radiation contains diagnostic information about the presence of a nodule within the breast. Further studies, regarding optimization of conditions of breast irradiation and radiation detection, should be performed, in order to increase values of CNR_S , without reducing values of C_S .

Keywords: mammography, breast cancer, x-ray scattering, scatter imaging, Monte Carlo.

Lista de Figuras

3.1	Fatores de forma, $F(x)/\sqrt{M}$ para (a) tecido adiposo mamário e (b) glandular mamário, considerando efeitos de interferência (—), e seguindo o modelo atômico independente (---).	10
3.2	(a) Função de espalhamento inelástico para água, calculada a partir da aproximação de impulso (—) e pela teoria de Waller-Hartree (---). (b) DDCS dos fótons espalhados num ângulo $\theta = 45^\circ$ por uma molécula de água, para uma energia do fóton incidente $E = 20keV$	13
4.1	(a) Método de rejeição para amostragem a partir de uma distribuição de energia ϕ_E	17
4.2	Validação do código MC. (a) Comparação dos valores de razão S/P em mamografia com os resultados de Dance et al. (1992). (b) Comparação dos valores de dose glandular média normalizada, $\bar{D}_{g,N}$, com os resultados de Dance (1990) e Boone (1999). Em ambos os casos, os resultados foram obtidos para uma mama 50% adiposa e 50% glandular, semi-cilíndrica de 4cm de espessura e 8cm de raio.	18
4.3	Modelo geométrico adotado na simulação MC. Uma mama comprimida, de espessura t e superfície infinita, era composta por uma camada central, coberta por duas camadas de 0.5cm de tecido adiposo. Dois feixes estreitos incidiam perpendicularmente sobre $1mm^2$ da superfície da mama. Um receptor plano ideal foi posicionado a uma distância h da mama. O termo $\varepsilon_{Si}(\theta_e)$ representa a distribuição angular da energia espalhada, e ε_{Pi} representa a energia primária transmitida através da mama. O índice i assume valores $i = 1$ (região da mama sem o nódulo), e $i = 2$ (região com o nódulo de diâmetro d).	19
4.4	Modelo geométrico. (a) Um feixe estreito incide numa área de $1mm \times 1mm$ da superfície da mama semi-infinita de espessura t . O feixe varre uma superfície de $10cm \times 4cm$, sendo acompanhado pelo conjunto de detectores P e S, localizados à uma distância h da mama. A radiação primária transmitida pela mama é detectada pelo receptor P, enquanto a radiação espalhada é detectada no anel circular S, de espessura $1mm$, e raio r . (b) Vista superior da área da mama irradiada. Cinco objetos esféricos de diâmetro 0.5cm foram posicionados no interior da mama a uma distância de 1.5cm entre seus centros, simulando diferentes composições. Objeto A: tecido 100% adiposo, B: 75% adiposo-25% glandular, C: 25% adiposo-75% glandular, D: 100% glandular, E: tecido maligno.	25

- 5.1 (a) Contribuição do espalhamento elástico, inelástico e múltiplo para $\varepsilon_{S1}(\theta_e)$, para um feixe de $17.5keV$. (b) Valores de $\varepsilon_{S1}(\theta_e)$ e $\varepsilon_{S2}(\theta_e)$, para um nódulo de $d = 0.5cm$. (c) e (d): o mesmo de (a) (b), mas para um feixe de $35keV$. Em todos os casos, os valores foram obtidos para uma mama 50% adiposa-50% glandular de espessura $4cm$ 27
- 5.2 (a) $C_S(\theta_e)$ e (b) $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{ar}}$ obtidos para uma mama 50% adiposa-50% glandular com $t = 4cm$, e com um nódulo de $d = 0.5cm$ e um feixe monoenergético de $17.5keV$. Em (c) e (d): mesmas condições de (a) e (b), mas para um feixe de $35keV$. Valores de C_P (---) também são mostrados em (a) e (c). 29
- 5.3 Valores máximos de (a) $C_S(\theta_e)$ e (b) $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{ar}}$, obtidos para uma mama 50% adiposa-50% glandular, com um nódulo de $0.5cm$ e diferentes energias do feixe incidente. Para comparação, valores de C_P e $CNR_P/\sqrt{K_c^{ar}}$ também são mostrados ($\square$). A linha horizontal pontilhada em (a) representa o valor limite de $C_S(\theta_e)$, dado pela equação 4.9 no caso de contraste primário nulo. 31
- 5.4 Variação de (a) $C_S(\theta_e)_{max}$ e (b) $CNR_S(\theta_e)_{max}/\sqrt{K_c^{ar}}$ com o diâmetro d do nódulo, para uma mama 50% adiposa-50% glandular de $4cm$ e um feixe monoenergético de $17.5keV$. Valores de C_P e $CNR_P/\sqrt{K_c^{ar}}$ são também mostrados ($\square$). 32
- 5.5 Variação de (a) $C_S(\theta_e)_{max}$ e (b) $CNR_S(\theta_e)_{max}/\sqrt{K_c^{ar}}$ com a espessura da mama, para uma mama 50% adiposa-50% glandular com um nódulo de $0.5cm$ e um feixe monoenergético de $17.5keV$. Em (a), valores de $C_S(\theta_e)_{max}$ desprezando espalhamento inelástico e múltiplo também são mostrados (---). Valores de C_P e $CNR_P/\sqrt{K_c^{ar}}$ também são mostrados, respectivamente, em (a) ($\cdots$) e (b) ($\square$). 33
- 5.6 Influência da glandularidade da mama em (a) $C_S(\theta_e)$ e (b) $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{ar}}$, para um nódulo de $0.5cm$ e um feixe de $17.5keV$. Valores de C_P e $CNR_P/\sqrt{K_c^{ar}}$ também são mostrados ($\square$). 34
- 5.7 Valores de (a) $C_S(\theta_e)$ e (b) $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{ar}}$, para um feixe monoenergético de $17.5keV$ (—), e uma combinação Mo/Mo a $24kVp$ (---) e $34kVp$ ($\cdots$). Os valores foram obtidos para uma mama 50% adiposa-50% glandular de $4cm$ e um nódulo de $0.5cm$ 35
- 5.8 Distribuição de $\varepsilon_{S1}(r)$ e $\varepsilon_{S2}(r)$ com a distância r a partir do feixe incidente. Valores obtidos para uma distância $h = 20cm$, e um feixe de (a) $17.5keV$ e (b) $35keV$. Os valores foram obtidos para uma mama 50% adiposa-50% glandular, e um nódulo de 0.5 de diâmetro (para $\varepsilon_{S2}(r)$). As linhas verticais pontilhadas representam a posição no receptor onde as diferenças entre as distribuições são máximas. 38
- 5.9 Distribuição de (a) $C_S(r)$ e (b) $CNR_S(r)/\sqrt{K_c^{ar}}$, para três diferentes posições do nódulo: Posição A: nódulo superficial, posição B: nódulo centrado e posição C: nódulo mais profundo. Os valores foram obtidos para uma mama 50% adiposa-50% glandular de $4cm$, com um nódulo de $0.5cm$, um feixe de $17.5keV$ e $h = 20cm$. Em (a), a linha horizontal indica o valor de contraste primário C_P 40

- 5.10 Influência da distância h do receptor em (a) $C_S(r)_{\max}$ e (b) $CNR_S(r)_{\max}/\sqrt{K_c^{\text{ar}}}$, para uma mama 50% adiposa-50% glandular, com um nódulo de 0.5cm e um feixe de 17.5keV (■) e 35keV (□). A linha horizontal em (a) representa os valores de $C_S(\theta_e)_{\max}$, para 17.5keV e 35keV (linhas superior e inferior, respectivamente). 41
- 5.11 Valores de $\Delta\Omega(\theta, z)$ para o espalhamento em cada profundidade z da mama, para a posição r que maximiza o contraste do nódulo centrado. Os valores foram obtidos para diferentes valores de h 41
- 5.12 Imagens (a) primária e (b) secundária da área da mama irradiada, para um feixe de 17.5keV . As imagens foram obtidas para uma mama 50% adiposa - 50% glandular de 4cm , distância $h = 20\text{cm}$, e receptor S de raio 3.4cm . (c) Valor de cada *pixel* ao longo da linha $y = 0$, relativo ao *background* (região da mama sem nenhum objeto). A composição de cada objeto é: Objeto A: tecido 100% adiposo, B: 75% adiposo-25% glandular, C: 25% adiposo-75% glandular, D: 100% glandular, E: tecido maligno. 43
- 5.13 Imagens secundárias obtidas para um feixe de 35keV , nas mesmas condições geométricas referentes à figura 5.12, mas com diferentes raios para o receptor S. Em (a) imagem secundária, com um receptor S de raio $r = 1,8\text{cm}$, e (b) com raio 2.6cm . Em (c), valor de cada *pixel* ao longo da linha $y = 0$, relativo ao *background*. Valores obtidos para os *pixels* da imagem primária também são mostrados em (c). 44

Lista de Abreviaturas e Símbolos

x	<i>momentum</i> transferido no processo de espalhamento;
θ_e	ângulo de saída da radiação espalhada pela mama;
C_P	contraste primário;
$C_S(\theta_e)$	distribuição angular de contraste devido à radiação espalhada;
$C_S(\theta_e)_{\max}$	valor máximo de $C_S(\theta_e)$;
$C_S(r)$	distribuição radial de contraste no receptor de imagem devido à radiação espalhada;
$C_S(r)_{\max}$	valor máximo de $C_S(r)$;
CNR_P	razão contraste-ruído primária;
$CNR_S(\theta_e)$	distribuição angular de razão contraste-ruído devido à radiação espalhada;
$CNR_S(\theta_e)_{\max}$	valor máximo de $CNR_S(\theta_e)$;
$CNR_S(r)$	distribuição radial de contraste-ruído no receptor de imagem devido à radiação espalhada;
$CNR_S(r)_{\max}$	valor máximo de $CNR_S(r)$;
K_c^{ar}	kerma colisional no ar, na entrada da mama, sem retroespalhamento;
SNR	razão sinal-ruído na imagem;
ROI	região de interesse na imagem.

Sumário

1	Introdução	1
2	Revisão Bibliográfica	4
2.1	Avaliação do espalhamento elástico por tecidos mamários	4
2.2	Avaliação do espalhamento inelástico por tecidos mamários	6
3	Fundamentos Teóricos	8
3.1	Espalhamento elástico	8
3.2	Espalhamento inelástico	10
4	Metodologia	14
4.1	Desenvolvimento do código MC aplicado ao transporte de fótons em radio- diagnóstico	14
4.1.1	Definição do arranjo geométrico e meios materiais	14
4.1.2	Transporte do fóton	15
4.1.3	Simulação de feixes polienergéticos	16
4.1.4	Validação do código	17
4.2	Avaliação da radiação espalhada em mamografia como ferramenta diagnóstica	18
4.2.1	Modelo geométrico	18
4.2.2	Dados de entrada	20
4.2.3	Contraste e razão contraste-ruído dos fótons primários e espalhados	20
4.2.4	Cálculo analítico da distribuição angular de C_S	22
4.3	Imagens planares da mama por espalhamento elástico	24
5	Resultados e Discussões	26
5.1	Distribuição angular de C_S e CNR_S	26
5.1.1	Distribuição angular dos fótons espalhados	26
5.1.2	Distribuições angulares de C_S e CNR_S	28
5.1.3	Influência da energia do feixe monoenergético em C_S e CNR_S . . .	30
5.1.4	Influência do tamanho e posição do nódulo em C_S e CNR_S	31
5.1.5	Influência da espessura e composição da mama em C_S e CNR_S . . .	33
5.1.6	Borramento espectral	35
5.1.7	Comparação com a literatura	36
5.2	Distribuição espacial de C_S e CNR_S no receptor	38
5.3	Imagens planares da mama por espalhamento elástico	42
6	Conclusões e Perspectivas	46
6.1	Conclusões	46
6.2	Perspectivas	48

Apêndice	50
A Produção Bibliográfica	50
A.1 Artigos publicados em periódicos	50
A.2 Artigos submetidos em processo de avaliação	50
A.3 Resumos publicados em anais de congressos	50
Referências Bibliográficas	52

Capítulo 1

Introdução

O câncer de mama é o segundo tipo de câncer mais freqüente em todo o mundo, e o primeiro entre as mulheres (INCA 2009). A detecção precoce da doença é a forma mais eficaz de diminuir a taxa de mortalidade e aumentar a sobrevida dos pacientes, sendo a mamografia hoje a técnica mais utilizada para este fim (Tabar et al. 1985, Säbel e Aichinger 1996).

Num exame mamográfico, a fração da radiação primária transmitida através da mama e que chega ao receptor de imagem forma a imagem mamográfica. Entretanto, alguns fótons ao interagirem com o tecido, sofrem dispersão (processo de espalhamento). A radiação espalhada incidente no receptor sempre foi considerada um problema a ser minimizado, por ser responsável pela diminuição da resolução e contraste da imagem (Barnes 1991). Muitos esforços têm sido feitos na tentativa de minimizar a contribuição do espalhamento na formação da imagem mamográfica, tais como o uso de grades anti-difusoras, *air gaps* ou colimação pós-paciente (*slot scanning*) (Barnes 1991, Krol et al. 1996, Boone et al. 2002, Aslund et al. 2006).

Entretanto, diversos estudos vêm apontando para a possibilidade de se caracterizar os tecidos mamários através da análise da radiação espalhada (Speller 1999, Theodorakou e Farquharson 2008). Estes estudos baseiam-se no fato de que os fótons espalhados carregam informação a respeito destes tecidos (Speller 1999). O espalhamento elástico está relacionado com a estrutura de materiais, através de efeitos de interferência (difração), enquanto o espalhamento inelástico relaciona-se com a densidade eletrônica (Speller 1999).

Desta forma, ambos processos podem fornecer informações adicionais a respeito da mama, que não estão presentes nas imagens convencionais, o que permitiria uma melhora no diagnóstico de alterações no tecido mamário.

O espalhamento elástico corresponde a cerca de 40% da radiação espalhada pela mama em direção ao receptor de imagem, uma vez que ele representa a maior contribuição para o espalhamento total em ângulos pequenos (Johns e Yaffe 1983). O estudo da distribuição angular dos fótons elasticamente espalhados (perfil de espalhamento) por tecidos mamários indica que este perfil é uma característica do tipo de tecido, e que este poderia ser utilizado como ferramenta para identificação de alterações (Evans et al. 1991, Poletti et al. 2002b, Castro et al. 2004, Farquharson e Geraki 2004, Cunha et al. 2006). Imagens por difração de amostras pequenas de mama, obtidas através da técnica de microCT, mostram que estas apresentam um contraste maior entre os tecidos mamários que aquelas produzidas com a radiação primária (Castro et al. 2005, Griffiths et al. 2007, Griffiths et al. 2008).

Apesar dos resultados promissores obtidos para pequenas amostras isoladas de tecido mamário, existem poucos dados na literatura a respeito da utilização da radiação elasticamente espalhada como técnica diagnóstica em mamas de dimensões reais, compostas por diferentes tipos de tecidos (Taibi et al. 2000, Leclair e Johns 2002, Harris et al. 2003). Uma das dificuldades no estudo experimental de mamas de dimensões reais é que a heterogeneidade na distribuição dos tecidos em seu interior limitariam uma investigação sistemática. Assim, uma alternativa seria aplicar métodos teóricos para descrever o transporte de fótons, como o método Monte Carlo, e que incluam os perfis experimentais dos diferentes tipos de tecidos mamários, a fim de se obter o perfil de uma mama real. Desta forma, seria possível estudar as características da radiação espalhada pela mama, com base nas propriedades de cada tecido que a compõe, e avaliar se a radiação espalhada fornece informações a respeito da presença de um nódulo no interior da mama.

Este trabalho apresenta dois objetivos principais. O primeiro consiste em utilizar o método Monte Carlo no desenvolvimento de um código para simulações em radiodiagnóstico, com ênfase em mamografia. O segundo consiste em aplicar este código na obtenção

dos perfis de espalhamento de uma mama contendo um nódulo maligno, a fim avaliar a quantidade de informação diagnóstica carregada pelos fótons espalhados, através da análise do contraste e razão contraste-ruído (CNR).

O trabalho está organizado da seguinte forma:

No capítulo 2 é realizada uma breve revisão bibliográfica a respeito do estudo da radiação espalhada por tecidos mamários, com ênfase no espalhamento elástico.

No capítulo 3 são introduzidos os fundamentos teóricos que envolvem os processos de espalhamento da radiação eletromagnética ionizante. Em particular, são descritas as aproximações utilizadas em simulações Monte Carlo para descrever as secções de choque diferenciais de espalhamento elástico e inelástico.

O capítulo 4 descreve a metodologia utilizada em cada etapa do trabalho: no desenvolvimento do código MC (secção 4.1), em sua aplicação no estudo da distribuição dos fótons espalhados pela mama como ferramenta diagnóstica, através do cálculo do contraste e razão contraste-ruído da radiação espalhada (secção 4.2), e também na formação de imagens da mama por espalhamento (secção 4.3).

No capítulo 5 são apresentados os resultados obtidos. Na secção 5.1 são mostradas as distribuições angulares dos fótons espalhados por regiões normais da mama e regiões contendo um nódulo, e as distribuições angulares de contraste e CNR dos fótons espalhados. A dependência destes parâmetros em diversas condições geométricas e espectrais são avaliadas. A distribuição espacial de contraste e CNR dos fótons espalhados num receptor plano, localizado abaixo da mama, também é estudada (secção 5.2). A secção 5.3 mostra alguns resultados preliminares de imagens da mama utilizando a radiação espalhada.

O capítulo 6 se refere às conclusões obtidas, assim como às perspectivas futuras.

Capítulo 2

Revisão Bibliográfica

Este capítulo apresenta uma breve descrição dos trabalhos e resultados mais relevantes referentes ao estudo da radiação espalhada (elástica e inelástica) por tecidos mamários.

2.1 Avaliação do espalhamento elástico por tecidos mamários

Vários autores vêm obtendo experimentalmente a distribuição angular dos fótons espalhados (perfil de espalhamento) de pequenas amostras de tecidos mamários, por meio de técnicas de difração. Evans et al. (1991) obtiveram os perfis de espalhamento de um pequeno grupo de amostras de tecido adiposo, fibroglandular, e alterações benigna e maligna, usando um detector de posição. Peplow e Verghese (1998) obtiveram o fator de forma de várias amostras biológicas, incluindo tecido mamário (mas sem classificação histológica), a partir de medidas com radiação síncrotron. Kidane et al. (1999) obtiveram os perfis de espalhamento de um número significativo de amostras de tecidos mamários de diferentes tipos (adiposo, fibroglandular, tumores benigno e maligno, dentre outros), a partir de medidas por difração de raios X dispersivo em energia (EDXRD). Os autores mostraram diferenças significativas entre os perfis de cada tipo, apontando para o fato de que estes perfis poderiam ser utilizados para caracterização de tecidos. Poletti et al. (2002a) obtiveram os perfis de espalhamento de tecidos normais (adiposo e glandular)

e materiais equivalentes, usando um arranjo experimental composto por um difractômetro, monocromador e um conjunto de colimadores, a fim de se obter uma boa resolução angular. Simultaneamente, os autores também obtiveram resultados para amostras de tumores malignos mamários (Poletti et al. 2002b), mostrando diferenças significativas entre os tecidos normais e o maligno. Outras medidas também foram realizadas por outros autores (Castro et al. 2004, Farquharson e Geraki 2004, Ryan e Farquharson 2004, Cunha et al. 2006, Griffiths et al. 2007, Bohndiek et al. 2008).

Em geral, estas medidas realizadas em pequenas amostras isoladas de tecido mamário indicam que o espalhamento elástico possibilitaria a caracterização de tecidos. Técnicas de imagem por difração de pequenas amostras de mama (microCT), mostram que valores de contraste entre tecidos normais e alterados maiores que aqueles produzidos pela radiação primária são obtidos (Castro et al. 2005, Griffiths et al. 2007, Griffiths et al. 2008), o que caracterizaria esta técnica como um método auxiliar no diagnóstico de biópsias de mama (Griffiths et al. 2008).

Apesar dos resultados promissores obtidos na caracterização e produção de imagens por difração de pequenas amostras de mama, existem poucos estudos a respeito do potencial diagnóstico dos perfis de espalhamento de mamas de dimensões reais. Taibi et al. (2000) estudaram, por simulações Monte Carlo, o perfil de espalhamento de uma mama de 5cm de espessura, de composição 50% adiposa-50% glandular, com um nódulo maligno de 0.5cm de espessura em seu interior. Os autores usaram o código *EGS4*, e implementaram no código os dados experimentais de Kidane et al. (1999) para amostras isoladas. Valores de contraste de até 0.8, entre os perfis da mama com e sem o nódulo, foram obtidos pelos autores. Leclair e Johns (2002) desenvolveram um modelo semianalítico para investigar o contraste em imagens por espalhamento. Os autores consideraram a mama como uma camada semi-infinita, com 4.2cm de espessura, consistindo de uma região central 50% adiposa-50% glandular, coberta por duas camadas externas de tecido adiposo, de 1cm cada. Os autores encontraram valores de contraste de até 0.6, entre dois objetos de 0.05cm de espessura, sendo um composto por tecido fibroglandular e outro por tecido maligno. Como no trabalho de Taibi et al. (2000), a base de dados experimentais utilizada

foram as medidas de Kidane et al. (1999). Entretanto, em ambos trabalhos, os autores consideraram apenas os fótons espalhados pelos objetos de interesse no interior da mama, desprezando a contribuição do espalhamento proveniente dos tecidos circundantes. Harris et al. (2003) obtiveram experimentalmente imagens por difração de um objeto simulador mamário, o qual consistia de um bloco de Perplex, com dimensões $6.0 \times 8.0 \times 3.0 \text{ cm}^3$, preenchido com tecidos mamários (sadios e alterados). Os autores mostraram que uma melhora no contraste entre 60 – 100% poderia ser obtida, comparada com as imagens por transmissão primária.

Portanto, o espalhamento elástico vem sendo apontado como uma ferramenta para caracterização de tecidos mamários, embora existam poucos trabalhos a respeito do estudo do espalhamento por mamas de dimensões reais. Desta forma, mais estudos ainda são necessários a fim de se avaliar a potencialidade da radiação espalhada em mamografia como ferramenta diagnóstica auxiliar. Neste trabalho são apresentados alguns resultados nesta direção. Um código MC para simulações em mamografia foi desenvolvido, e aplicado no estudo da distribuição angular da radiação espalhada pela mama (perfil de espalhamento), a fim de investigar as características da radiação espalhada e seu potencial diagnóstico. Para isto, o código permite a inclusão dos perfis de espalhamento obtidos experimentalmente para amostras isoladas de tecidos. A utilização do método Monte Carlo permite uma abordagem mais completa deste problema, uma vez que possibilita a construção de um modelo menos simplificado, tanto com relação ao transporte dos fótons quanto à geometria utilizada. Além disso, buscou-se utilizar uma base de dados experimentais consistente, já que este é um fator fundamental para a obtenção de resultados confiáveis.

2.2 Avaliação do espalhamento inelástico por tecidos mamários

Existem relativamente poucos dados na literatura a respeito do uso do espalhamento inelástico como ferramenta para caracterização de tecidos mamários, sendo que a maioria

se concentra em medidas de densidade eletrônica de pequenas amostras de tecidos mamários. Al-Bahri e Spyrou (1998) obtiveram a densidade eletrônica de tecidos adiposo, glandular e maligno. Ryan et al. (2005) também obtiveram a densidade eletrônica de tecidos normais e alterados (adiposo, maligno, fibroadenoma e alteração fibrocística). Estes autores mostraram diferenças significativas entre os tecidos adiposo e maligno, e entre adiposo e alteração fibrocística, mas poucas diferenças entre adiposo e fibroadenoma e entre maligno e alteração fibrocística. Posteriormente, Ryan e Farquharson (2007) combinaram medidas de densidade eletrônica com a técnica de EDXRD, para caracterização de tecidos através de análise estatística multivariada. Os autores mostraram que o modelo estatístico implementado permitia a correta diferenciação entre tecidos normais e alterados com uma sensibilidade de 54% e especificidade de 100%.

Recentemente, Van Uytven et al. (2008) desenvolveram um modelo teórico, que permitia produzir imagens de densidade eletrônica de mama. Os autores obtiveram imagens de um objeto simulador mamário de $5cm \times 5cm \times 5cm$, composto por tecidos adiposo e glandular, e um conjunto de microcalcificações, mostrando que o espalhamento inelástico poderia revelar informações a respeito da presença destas microcalcificações.

Capítulo 3

Fundamentos Teóricos

Este capítulo aborda uma breve descrição a respeito das teorias utilizadas na implementação dos processos de espalhamento elástico e inelástico de fótons em simulações MC.

3.1 Espalhamento elástico

O espalhamento elástico implementado no código MC segue a aproximação de fator de forma, em que a secção de choque diferencial de espalhamento de um fóton não-polarizado é dada por:

$$\left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right)_{\text{elas}} = |F(q)|^2 \left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right)_{\text{Th}} \quad (3.1)$$

O termo $F(q)$ é o fator de forma do material, sendo $\hbar q = (2E/c)\text{sen}(\theta/2)$ a magnitude do *momentum* transferido, para um fóton de energia incidente E e ângulo de espalhamento θ . Na prática, a quantidade $x = (E/hc)\text{sen}(\theta/2)$ é usualmente utilizada ao invés de q , sendo também chamada de *momentum* transferido. Para valores de x em unidades de nm^{-1} , e $\hbar q$ em unidades de mc , ambas quantidades estão relacionadas por $x = 206.0744\hbar q$. O termo $(d\sigma/d\Omega)_{\text{Th}}$ é a secção de choque diferencial Thomson para o espalhamento por um elétron livre (Attix 1986).

O fator de forma $F(q)$, ou seu equivalente $F(x)$, está relacionado com a distribuição

espacial de cargas no material (Hubbell et al. 1975). O fator de um material é normalmente implementado em códigos MC seguindo a aproximação do Modelo Atômico Independente (MAI), o qual considera que cada átomo do material contribui independentemente para o espalhamento no material (Poletti et al. 2002a). Neste caso, para um meio composto por diferentes tipos de átomos, o fator de forma $F_{\text{MAI}}(x)$ é dado pela soma dos fatores de forma atômicos, pesados pelas respectivas frações de massa atômica (Poletti et al. 2002a):

$$\frac{F_{\text{MAI}}(x)}{M} = \sum_i w_i \frac{F_i(x)}{M_i} \quad (3.2)$$

onde w_i , $F_i(x)$ e M_i são, respectivamente, a fração de massa, o fator de forma e a massa atômica do i -ésimo átomo, e M representa a massa molecular do material.

Todavia, uma descrição mais precisa do fator de forma de um material consiste em levar em conta não apenas a contribuição de átomos ou moléculas independentemente, mas também sua organização espacial. Neste caso, o fator de forma, também chamado de fator de forma estrutural (Cardoso et al. 2003), e denotado neste trabalho por $F_{\text{STR}}(x)$, descreve o efeito de interferência entre elétrons de diferentes moléculas. Diferentemente do MAI, o fator de forma estrutural apresenta um comportamento oscilatório, com a presença de um ou mais picos para baixos valores de x (tipicamente $x < 4.0nm^{-1}$), dependendo do arranjo microscópico do material. Para materiais complexos, compostos por diferentes átomos ou moléculas, a obtenção de $F_{\text{STR}}(x)$ por métodos teóricos torna-se difícil, embora este possa ser ainda obtido por métodos experimentais (Klug e Alexander 1974, Poletti et al. 2002c). Todavia, frequentemente ocorre de o material possuir uma estrutura complexa, com vários tipos de moléculas, como no caso de tecidos biológicos. Neste caso, o fator de forma estrutural obtido experimentalmente representa uma quantidade equivalente (Poletti et al. 2002a), sendo o resultado do efeito de interferência produzido diferentes moléculas. As figuras 3.1a e 3.1b mostram, respectivamente, a razão $F(x)_{\text{STR}}/\sqrt{M}$ para o caso de tecidos adiposo e glandular mamário. Os valores calculados a partir do MAI para cada tecido também são mostrados. Valores de $F_{\text{STR}}(x)/\sqrt{M}$ foram obtidos de Poletti et al. (2002a), enquanto os de $F_{\text{MAI}}(x)/\sqrt{M}$ foram calculados a partir dos fatores de forma atômicos tabulados por Hubbell et al. (1975), com base na composição elementar destes

tecidos (Hammerstein et al. 1979).

Figura 3.1. Fatores de forma, $F(x)/\sqrt{M}$ para (a) tecido adiposo mamário e (b) glandular mamário, considerando efeitos de interferência (—), e seguindo o modelo atômico independente (---).

A figura 3.1 mostra que, para baixos valores de x , a curva teórica, calculada pelo MAI, difere consideravelmente dos valores de $F(x)_{\text{STR}}/\sqrt{M}$ obtidos experimentalmente. O tecido adiposo mamário apresenta um pico em $x = 1.1\text{nm}^{-1}$, e o tecido glandular em $x = 1.6\text{nm}^{-1}$ (Kidane et al. 1999, Poletti et al. 2002a). A medida que x aumenta, os valores teóricos convergem para aqueles obtidos experimentalmente.

3.2 Espalhamento inelástico

O processo de espalhamento inelástico foi implementado seguindo a aproximação de impulso (IA). Esta aproximação permite incluir a distribuição de *momentum* dos elétrons nos átomos do material no processo de espalhamento, o que afeta o *momentum* transferido durante a colisão do fóton. Seja $\vec{Q}$ o vetor *momentum* transferido, definido como $\vec{Q} = \vec{K} - \vec{K}'$, onde $\vec{K}$ e $\vec{K}'$ são os *momenta* dos fótons incidente e espalhado, respectivamente. O módulo do vetor $\vec{Q}$ é dado por $Q = c^{-1}\sqrt{E^2 + E'^2 - 2EE'\cos\theta}$, onde θ é o ângulo de espalhamento, e E e E' são as energias dos fótons incidente e espalhado, respectivamente.

A projeção p_z do *momentum* eletrônico $\vec{p}$ na direção de $\vec{Q}$ é dada por:

$$p_z = \frac{\vec{p} \cdot \vec{Q}}{Q} = \frac{EE'(1 - \cos\theta) - mc^2(E - E')}{c^2Q} \quad (3.3)$$

A distribuição dos valores de p_z é dada pelo perfil Compton $J(p_z)$:

$$J(p_z) = \int \int \rho(\vec{p}) dp_x dp_y \quad (3.4)$$

onde $\rho(\vec{p})$ é a distribuição de *momentum* dos elétrons antes da colisão. A distribuição $J(p_z)$ é simétrica com relação ao sinal de p_z , com um pico em $p_z = 0$ e decresce monotonicamente à medida que $|p_z|$ aumenta (Biggs et al. 1975). Para um dado átomo, o perfil Compton varia de acordo com a subcamada eletrônica. Para elétrons das camadas mais internas, $J(p_z)$ apresenta uma distribuição mais larga, ao redor de $p_z = 0$, enquanto elétrons das camadas mais externas tendem a apresentar distribuições mais estreitas. Valores de $J(p_z)$ para vários átomos foram tabulados por Biggs et al. (1975).

Na aproximação de impulso, o espalhamento inelástico é regido por uma secção de choque diferencial dupla (DDCS), em direção angular Ω e energia E' do fóton espalhado. A DDCS atômica pode ser escrita como (Ribberfors e Berggren 1982):

$$\left(\frac{d^2\sigma}{dE'd\Omega} \right)_{\text{IA}} = \frac{r_0^2}{2} \frac{E'}{EcQ} \frac{(mc)^2}{\sqrt{(mc)^2 + p_z^2}} \bar{X} J(p_z) \quad (3.5)$$

onde r_0 é o raio clássico do elétron. A função $\bar{X}$ depende das variáveis E , E' , θ e p_z , e é descrita em mais detalhes em Ribberfors (1975) e Ribberfors e Berggren (1982).

No caso em que os valores mais prováveis de p_z são baixos (tipicamente $p_z \ll mc$, como para átomos leves, ou para as camadas externas de átomos pesados), Brusa et al. (1996) mostraram que a equação (3.5) pode ser escrita na forma:

$$\left(\frac{d^2\sigma}{dE'd\Omega} \right)_{\text{IA}} = \left(\frac{d\sigma}{d\Omega} \right)_{\text{KN}} F(p_z) \left[\sum_j N_j J_j(p_z) H(E - E' - U_j) \right] \frac{dp_z}{dE'} \quad (3.6)$$

onde a função $F(p_z)$ assume a forma:

$$F(p_z) \approx 1 + \frac{cQ_C}{E} \left(1 + \frac{E_C(E_C - E \cos \theta)}{(cQ_C)^2} \right) \frac{p_z}{mc} \quad (3.7)$$

sendo Q_C o *momentum* transferido referente à linha Compton, que corresponde à energia final do fóton $E' = E_C$, sendo E_C dada por:

$$E_C = \frac{E}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \quad (3.8)$$

onde $\alpha = E/(mc^2)$. O termo entre colchetes na equação (3.6) representa a contribuição da j -ésima subcamada eletrônica, onde N_j é o número de elétrons na subcamada, enquanto U_j e $J_j(p_z)$ referem-se, respectivamente, à energia de ligação e ao perfil Compton correspondentes. A função $H(E - E' - U_j)$ é uma função degrau (Brusa et al. 1996), que proíbe a contribuição de subcamadas para as quais a energia de ligação sejam maiores que a energia transferida ($E - E'$).

A integração da equação (3.6) com relação a E' fornece a distribuição angular dos fótons espalhados $(d\sigma/d\Omega)_{\text{IA}}$:

$$\left(\frac{d\sigma}{d\Omega} \right)_{\text{IA}} = S(x)_{\text{IA}} \left(\frac{d\sigma}{d\Omega} \right)_{\text{KN}} \quad (3.9)$$

onde $(d\sigma/d\Omega)_{\text{KN}}$ é a secção de choque diferencial de Klein-Nishina para o elétron livre (Attix 1986). O termo $S(x)_{\text{IA}}$ é dado por:

$$S(x)_{\text{IA}} = \sum_j N_j H(E - U_j) \int_{-\infty}^{p_{z\text{max}}} J_j(p'_z) dp'_z \quad (3.10)$$

sendo $p_{z\text{max}}$ o valor máximo de p_z para o qual um elétron da subcamada j pode ser excitado, e este valor pode ser obtido da equação 3.3, fazendo-se $E' = E - U_j$.

Como indicado por Ribberfors e Berggren (1982), a função $S(x)_{\text{IA}}$ é similar à função de espalhamento inelástico, $S(x)$, obtida pela teoria de Waller-Hartree (Waller e Hartree 1929), cujos valores foram tabulados extensivamente por Hubbell et al. (1975) para vários átomos. Consequentemente, a distribuição angular dos fótons espalhados é similar em ambas teorias. A figura 3.2a mostra a função $S(x)_{\text{IA}}$ para a molécula de água, calculada

a partir da equação 3.9, comparada com a função $S(x)$ calculada a partir dos valores tabulados por Hubbell et al. (1975).

A principal característica da aproximação de impulso é permitir diferentes valores de energia E' para os fótons espalhados numa dada direção, devido à distribuição $J(p_z)$. Este efeito é conhecido como alargamento Compton em energia (Bergstrom e Pratt 1997), ou ainda, alargamento Doppler em energia (Namito et al. 1994), e permite que os fótons espalhados numa dada direção apresentem uma distribuição energética ao redor do valor $E' = E_C$ da linha Compton, com um máximo nesta energia. A figura 3.2b exemplifica este efeito, para o espalhamento de fótons incidentes com energia $E = 20keV$ por uma molécula de água num ângulo $\theta = 45^\circ$.

Figura 3.2. (a) Função de espalhamento inelástico para água, calculada a partir da aproximação de impulso (—) e pela teoria de Waller-Hartree (---). (b) DDCS dos fótons espalhados num ângulo $\theta = 45^\circ$ por uma molécula de água, para uma energia do fóton incidente $E = 20keV$.

Capítulo 4

Metodologia

Neste capítulo são apresentados os métodos adotados neste trabalho. A secção 4.1 descreve o desenvolvimento do código MC para simulação do transporte de fótons em radiodiagnóstico, com ênfase em mamografia. A secção 4.2 apresenta a metodologia empregada no estudo da radiação espalhada como ferramenta diagnóstica em mamografia. A secção 4.3 descreve um modelo para obtenção de imagens da mama utilizando a radiação espalhada.

4.1 Desenvolvimento do código MC aplicado ao transporte de fótons em radiodiagnóstico

O código MC para o transporte de fótons em energias típicas de diagnóstico foi desenvolvido em linguagem FORTRAN 77. Basicamente, o código adota o método convencionalmente utilizado para simulação de fótons, o qual consiste em seguir a história de um dado número de fótons individualmente. As subsecções seguintes descrevem as propriedades do código.

4.1.1 Definição do arranjo geométrico e meios materiais

Objetos são modelados a partir de subrotinas específicas para cada tipo de sólido geométrico. Assim, diferentes parâmetros são necessários como entrada, dependendo do

objeto que se deseja construir. Em particular, o código permite a modelagem de formas básicas, tais como esferas, superfícies finitas ou infinitas, cilindros e caixas regulares ou irregulares, em orientações arbitrárias. Estes objetos podem ser combinados a fim de criar estruturas mais complexas. Para cada objeto, uma composição elementar pode ser associada.

4.1.2 Transporte do fóton

A história de um fóton começa com sua geração num ponto P_0 , com energia E , movendo-se numa direção $\vec{\Omega}_0$ em direção ao objeto de interesse. Quando o fóton encontra o objeto, seu caminho livre l dentro deste é amostrado a partir da distribuição exponencial $p(l) = \mu(E)e^{-\mu(E)l}$ (Raeside 1976), onde $\mu(E)$ é o coeficiente de atenuação linear do material. Algoritmos de traçamento de raios (Haines 1991) são empregados para prever se há mudanças de meios ao longo do deslocamento l do fóton. Em caso afirmativo, o deslocamento do fóton é interrompido na interface entre os materiais, um novo caminho livre é então sorteado utilizando as propriedades do novo meio, e a simulação prossegue. Em caso negativo, uma interação é sorteada com probabilidades dadas pelos valores das secções de choque de cada tipo de interação, relativos ao coeficiente $\mu(E)$. No intervalo de energia utilizado em radiologia diagnóstica, três tipos de interação entre o fóton e a matéria são possíveis de ocorrer: espalhamento elástico, inelástico e efeito fotoelétrico. A implementação destes processos no código MC é descrita nos parágrafos seguintes. A história do fóton termina quando ele é totalmente absorvido, alcança algum receptor, ou distancia-se do ponto P_0 , para uma dada distância de corte.

Se o espalhamento elástico ocorre, a direção de movimento do fóton espalhado é sorteada a partir da equação 3.1. O algoritmo implementado segue aquele proposto por Chan e Doi (1983), o qual é válido para $F(x)$ em qualquer aproximação ($F(x)_{\text{MAI}}$ ou $F(x)_{\text{STR}}$). Em particular, para incluir o efeito de interferência no espalhamento elástico, valores tabulados de $F(x)_{\text{STR}}/M$ em função de x para os materiais de interesse devem ser fornecidos como dados de entrada. Caso contrário, $F(x)$ é calculado a partir do MAI, tomando como base o modelo de parametrização proposto por Baró et al. (1994) para os

fatores de forma atômicos tabulados por Hubbell et al. (1975).

Para o espalhamento inelástico, tanto o ângulo de espalhamento quanto a energia do fóton espalhado são sorteados a partir da equação 3.6. Neste caso, o algoritmo segue a metodologia proposta por Brusa et al. (1996), com os valores de $J_j(p_z)$ e U_j tomados de Biggs et al. (1975) e Lederer e Shirley (1978), respectivamente. Caso opte-se por negligenciar o efeito de alargamento em energia, adotando a aproximação de Waller-Hartree, a amostragem da direção do fóton espalhado é dada pela equação 3.9, e sua energia E_C é obtida da equação 3.8. Neste caso, o algoritmo implementado segue a metodologia proposta por Baró et al. (1994), que utiliza as funções de espalhamento atômicas, $S(x)$, calculadas a partir da parametrização dos dados de Hubbell et al. (1975).

Se o efeito fotoelétrico ocorre, então considera-se que a energia do fóton é totalmente absorvida no local da interação. Esta abordagem é utilizada por vários autores em radio-diagnóstico (Chan e Doi 1983, Wu et al. 1991, Boone et al. 2000a), nos casos em que se consideram feixes de baixa energia, e materiais de baixo número atômico, já que tanto o caminho livre do fotoelétron, a produção de raios X fluorescentes e a energia da radiação característica emitida são muito baixos (Lederer e Shirley 1978). A secção de choque total do efeito fotoelétrico para um material foi obtida utilizando sua composição elementar através da regra das misturas (Jackson e Hawkes 1981), com base nos valores de secção de choque atômica fornecidos por Berger et al. (2005).

4.1.3 Simulação de feixes polienergéticos

Feixes polienergéticos podem ser simulados se a distribuição energética dos fótons, ϕ_E , é fornecido como dado de entrada. Neste caso, o código utiliza o método de rejeição para amostragem da energia E do fóton incidente, ajustando automaticamente uma função degrau $G(E)$ sobre ϕ_E , tal que $G(E) \geq \phi_E$, no intervalo de energia onde $\phi_E > 0$, como exemplificado na figura 4.1, para um espectro mamográfico. Um valor de energia E para o fóton é então sorteado a partir da função de probabilidade cumulativa de $G(E)$, e aceito com probabilidade $\phi_E/G(E)$. O uso de uma função degrau permite uma rápida amostragem de um valor de energia E de ϕ_E , já que $G(E)$ pode ser definido por um

pequeno conjunto de pontos, os quais são adaptados para a distribuição ϕ_E dada.

Figura 4.1. (a) Método de rejeição para amostragem a partir de uma distribuição de energia ϕ_E .

4.1.4 Validação do código

A validação do código consistiu na comparação de diversos valores de saída da simulação com resultados da literatura. Para isto, o código foi adaptado para simular as mesmas condições descritas nos trabalhos de referência. Dentre os resultados utilizados para comparação, pode-se citar os resultados experimentais de Tucker et al. (1993) e teóricos de Chan e Doi (1984, 1985, 1986), em radiologia geral. Em situações mamográficas, foram utilizados para comparação os resultados experimentais de Barnes e Brezovich (1978), e teóricos de Dance (1990), Dance et al. (1992) e Boone (1999). Em todos os casos, uma boa concordância foi obtida entre os resultados da literatura e os fornecidos pelo código desenvolvido, já que, em geral, diferenças menores que 5% foram observadas. Estas comparações indicam que o código permite simular apropriadamente o transporte de fótons em energias típicas de radiodiagnóstico e mamografia. A figura 4.2 exemplifica alguns resultados obtidos no processo de validação do código em situações mamográficas.

A figura 4.2a mostra a comparação entre os resultados obtidos neste trabalho com os valores de razão S/P obtidos por Dance et al. (1992) para um exame mamográfico, onde S e P são as energias absorvidas no receptor de imagem ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$) devido aos fótons espalhados e primários, respectivamente. Os resultados são referentes

Figura 4.2. Validação do código MC. (a) Comparação dos valores de razão S/P em mamografia com os resultados de Dance et al. (1992). (b) Comparação dos valores de dose glandular média normalizada, $\bar{D}_{g,N}$, com os resultados de Dance (1990) e Boone (1999). Em ambos os casos, os resultados foram obtidos para uma mama 50% adiposa e 50% glandular, semi-cilíndrica de 4cm de espessura e 8cm de raio.

à uma mama semi-cilíndrica de 4cm de espessura e 8cm de raio, composta por 50% de tecido adiposo e 50% de glandular, considerando um feixe de Mo/Mo a 28kVp. A figura 4.2b mostra os valores de $\bar{D}_{g,N}$ (dose glandular média normalizada pelo kerma no ar na entrada da mama) obtidos neste trabalho, para o mesmo modelo de mama, em função da camada semi-redutora (HVL) do feixe incidente, comparados com os resultados de Dance (1990) e Boone (1999). Ambos os resultados foram obtidos para um feixe de Mo/Mo. Em ambos os casos, pode-se notar uma boa concordância entre os resultados da literatura e os obtidos com o código desenvolvido neste trabalho.

4.2 Avaliação da radiação espalhada em mamografia como ferramenta diagnóstica

4.2.1 Modelo geométrico

O modelo geométrico utilizado no estudo da radiação espalhada como ferramenta diagnóstica é mostrado na figura 4.3. Dois feixes estreitos idênticos atingem perpendicularmente uma superfície de $1mm^2$ sobre a superfície da mama comprimida. A mama foi modelada como uma superfície semi-infinita (Taibi et al. 2000, Leclair e Johns 2002), com

espessura t , composta por uma camada central, a qual consistia de uma mistura homogênea de tecidos adiposo e glandular, e duas outras camadas externas, adjacentes à camada central, cada uma consistindo de 0.5cm de tecido adiposo (Hammerstein et al. 1979). Uma esfera de diâmetro d , simulando um nódulo maligno, foi colocada dentro da camada central, ao longo da direção de um dos feixes. A esfera foi posicionada no centro da mama (exceto quando sua posição é explicitamente citada no texto). Um receptor plano ideal foi posicionado sob a mama, a uma distância h .

Figura 4.3. Modelo geométrico adotado na simulação MC. Uma mama comprimida, de espessura t e superfície infinita, era composta por uma camada central, coberta por duas camadas de 0.5cm de tecido adiposo. Dois feixes estreitos incidiam perpendicularmente sobre 1mm^2 da superfície da mama. Um receptor plano ideal foi posicionado a uma distância h da mama. O termo $\varepsilon_{S_i}(\theta_e)$ representa a distribuição angular da energia espalhada, e ε_{P_i} representa a energia primária transmitida através da mama. O índice i assume valores $i = 1$ (região da mama sem o nódulo), e $i = 2$ (região com o nódulo de diâmetro d).

A distribuição de energia $\varepsilon_{S_i}(\theta_e)$, dos fótons espalhados transmitidos através da superfície inferior da mama num ângulo de saída θ_e , foi obtida. O ângulo θ_e variou no intervalo $0 \leq \theta_e < 90^\circ$, em incrementos de 0.5° , e com resolução angular (ângulo de aceitação) também de 0.5° . O índice i assume valores $i = 1$ ou 2 , correspondendo ao espalhamento a partir do feixe 1 (região da mama sem o nódulo) ou 2 (região com o nódulo de diâmetro d), respectivamente. Estas distribuições angulares foram obtidas para cada feixe independentemente, de forma que o espalhamento proveniente de um não afetasse a distribuição proveniente do outro.

A distribuição espacial da energia espalhada sobre o receptor a uma distância r do

feixe primário, $\varepsilon_{Si}(r)$, também foi obtida para cada feixe independentemente. Para isto, o receptor foi dividido em anéis concêntricos, cada um com espessura $1.0mm$. Uma vez que tanto $\varepsilon_{Si}(\theta_e)$ e $\varepsilon_{Si}(r)$ são circularmente simétricas, a energia espalhada foi obtida sem distinção do ângulo azimutal de espalhamento, e então normalizada por 2π radianos (assumiu-se que, em média, a distribuição de espalhamento múltiplo também era circularmente simétrica). Adicionalmente, a energia total dos fótons primários transmitidos através da mama, ε_{Pi} , também foi obtida.

4.2.2 Dados de entrada

A composição elementar dos tecidos adiposo e glandular foi obtida do trabalho de Hammerstein et al. (1979), enquanto a composição do tecido maligno foi obtida dos resultados de Poletti et al. (2002b). Os fatores de forma, $F_{STR}(x)$, para os tecidos adiposo e glandular foram obtidos do trabalho de Poletti et al. (2002a), e de Poletti et al. (2002b) para o tecido maligno. Para o espalhamento inelástico, a aproximação de impulso foi adotada, e a regra das misturas foi aplicada para se obter a secção de choque diferencial inelástica dos tecidos mamários. Para simulação de feixes polienergéticos, os espectros de energia foram calculados a partir do modelo de Boone et al. (1997), para as combinações anodo/filtro de Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh (considerando um filtro de Mo de $30\mu m$ de espessura e de $25\mu m$ para o Rh), e dos dados tabulados por Birch et al. (1979), para a combinação W/Al (considerando um filtro de $0.5mm$ de Al).

4.2.3 Contraste e razão contraste-ruído dos fótons primários e espalhados

O contraste dos fótons primários é dado por:

$$C_P = 2 \frac{|\varepsilon_{P1} - \varepsilon_{P2}|}{\varepsilon_{P1} + \varepsilon_{P2}} \quad (4.1)$$

E a razão contraste-ruído (CNR) primária foi calculada da forma:

$$CNR_P = \frac{|\varepsilon_{P1} - \varepsilon_{P2}|}{\sqrt{[\Delta\varepsilon_{P1}]^2 + [\Delta\varepsilon_{P2}]^2}} \quad (4.2)$$

onde $[\Delta\varepsilon_{P_i}]^2$, ($i = 1, 2$), representa a variância de ε_{P_i} , sendo calculada como:

$$[\Delta\varepsilon_{P_i}]^2 = \sum_j N_{Pij} E_j^2 \quad (4.3)$$

sendo N_{Pij} o número de fótons primários do feixe i transmitidos através da mama, com energia entre E_j e E_{j+1} .

As equações 4.1 e 4.2, de contraste e CNR , respectivamente, são similares às aquelas encontradas em Motz e Danos (1978), exceto pelo fato de que foram definidas em termos de energia, ao invés de número de fótons.

Seguindo Leclair e Johns (1998, 2002), o contraste e CNR produzidos pelos fótons espalhados, C_S e CNR_S , respectivamente, foram definidos analogamente a C_P e CNR_P . O contraste C_S para os fótons espalhados num ângulo de saída θ_e , devido à diferença entre as distribuições $\varepsilon_{S1}(\theta_e)$ e $\varepsilon_{S2}(\theta_e)$, foi calculado como:

$$C_S(\theta_e) = 2 \frac{|\varepsilon_{S1}(\theta_e) - \varepsilon_{S2}(\theta_e)|}{\varepsilon_{S1}(\theta_e) + \varepsilon_{S2}(\theta_e)} \quad (4.4)$$

Enquanto a distribuição angular de CNR_S foi calculada da forma:

$$CNR_S(\theta_e) = \frac{|\varepsilon_{S1}(\theta_e) - \varepsilon_{S2}(\theta_e)|}{\sqrt{[\Delta\varepsilon_{S1}(\theta_e)]^2 + [\Delta\varepsilon_{S2}(\theta_e)]^2}} \quad (4.5)$$

o termo $[\Delta\varepsilon_{S_i}(\theta_e)]^2$ ($i = 1, 2$) é dado por:

$$[\Delta\varepsilon_{S_i}(\theta_e)]^2 = \sum_j N_{Sij}(\theta_e) E_j^2 \quad (4.6)$$

onde $N_{Sij}(\theta_e)$ representa o número de fótons espalhados a partir do feixe i , transmitidos num ângulo θ_e com energia entre E_j e E_{j+1} .

As distribuições espaciais $C_S(r)$ e $CNR_S(r)$, calculadas a partir da radiação absorvida no receptor, foram definidas analogamente às equações 4.4–4.6. Neste caso, ambas distribuições também dependem da distância h entre o receptor e a mama.

Os valores de CNR_P , $CNR_S(\theta_e)$ e $CNR_S(r)$ foram normalizadas pelo valor $\sqrt{K_c^{ar}}$, onde K_c^{ar} é o kerma colisional no ar na entrada da mama, desprezando o efeito de retroespalhamento (Leclair e Johns 2002). Desta forma, estas distribuições se tornam independentes do número de fótons simulados.

4.2.4 Cálculo analítico da distribuição angular de C_S

Uma expressão aproximada para a distribuição $C_S(\theta_e)$, válida nos casos de espalhamento em pequenos ângulos, pode ser obtida analiticamente. Embora limitada, esta abordagem permite identificar mais claramente como o espalhamento pode contribuir para a melhoria no contraste, em comparação com o contraste primário. Seguindo Harding et al. (1987) e Westmore et al. (1997), o número $dN(\theta, z)$, de fótons espalhados num ângulo θ , a partir de um elemento de espessura dz localizado a uma profundidade z da mama, e que são transmitidos através da mama num intervalo de ângulo sólido $\Delta\Omega(\theta, z)$, pode ser escrito como:

$$dN(\theta, z) = N_0 T_P(z) n_v(z) \frac{d\sigma}{d\Omega}(x, z) \Delta\Omega(\theta, z) T_S(z) dz + M_S \quad (4.7)$$

onde N_0 é o número de fótons incidentes, $T_P(z)$ é a transmissão primária do feixe, a partir da entrada da mama até a profundidade z . A quantidade n_v representa o número de centros espalhadores por unidade de volume, dado por $n_v(z) = N_{av}\rho(z)/M(z)$, onde N_{av} é o número de Avogadro e $\rho(z)$ e $M(z)$ são, respectivamente, a densidade e a massa molecular em z . O termo $(d\sigma/d\Omega)(x, z)$ é a secção de choque diferencial de espalhamento (elástico + inelástico) em z , sendo também função do *momentum* transferido x . O termo $T_S(z)$ representa o fator de transmissão do feixe espalhado, de z até a superfície inferior da mama. M_S representa a contribuição do espalhamento múltiplo.

Para o espalhamento em ângulos pequenos, o espalhamento elástico representa a principal contribuição para o espalhamento total (Johns e Yaffe 1983). A secção de choque diferencial $(d\sigma/d\Omega)(x, z)$, na equação 4.7, pode então ser aproximada por $(d\sigma/d\Omega)_{elas}$, sendo esta dada pela equação 3.1. Além disso, para pequenos ângulos de espalhamento, o produto $N_0 T_P(z) T_S(z)$ é aproximadamente igual ao número N_t de fótons primários

transmitidos através da mama (Harding et al. 1987, Westmore et al. 1997). Supondo que o ângulo sólido é independente da profundidade da mama, i.e., $\Delta\Omega(\theta, z) = \Delta\Omega(\theta)$, e desprezando a contribuição do espalhamento múltiplo (Harding et al. 1987, Westmore et al. 1997), a energia espalhada pela mama num ângulo θ , para um feixe monoenergético de energia E , pode ser escrita como:

$$\varepsilon_S(\theta) = E \int dN(\theta, z) = EN_t \Delta\Omega(\theta) \left(\frac{d\sigma}{d\Omega} \right)_{\text{Th}} \int_0^t n_v(z) |F(x, z)|^2 dz \quad (4.8)$$

onde t representa a espessura da mama. Substituindo esta expressão para $\varepsilon_S(\theta)$ na definição de contraste $C_S(\theta)$ (equação 4.4), obtém-se:

$$C_S(\theta) = 2 \frac{|g(x) - (N_t)_2 / (N_t)_1|}{g(x) + (N_t)_2 / (N_t)_1} \quad (4.9)$$

onde os índices 1 e 2 referem-se, respectivamente, às regiões da mama sem e com o nódulo. A função $g(x)$ é dada por

$$g(x) = \frac{\int_0^t n_{v_1}(z) |F_1(x, z)|^2 dz}{\int_0^t n_{v_2}(z) |F_2(x, z)|^2 dz} \quad (4.10)$$

Uma vez que $g(x)$ depende do *momentum* transferido x , seus valores irão variar com a energia do feixe incidente e com o ângulo de espalhamento. Em particular, se $g(x) = 1$, a equação 4.9 se reduz à do contraste primário. Desta forma, selecionando-se um valor apropriado de x , as diferenças no numerador da equação 4.9 poderiam ser maximizadas, e consequentemente, valores de contraste maiores que aqueles fornecidos pelo feixe primário poderiam ser obtidos.

No caso em que $(N_t)_1 > (N_t)_2$ (i.e., a região da mama contendo tecidos normais atenuam menos o feixe que aquela contendo o nódulo), as condições para se ter $C_S(\theta) > C_P$ são $g(x) > 1$ ou $g(x) < [(N_t)_2 / (N_t)_1]^2$, sendo esta última dependente da energia do feixe primário. É interessante observar que, no caso de contraste primário nulo, quando $(N_t)_1 \approx (N_t)_2$, o contraste $C_S(\theta)$ não necessariamente se anula, uma vez que este assume o valor $C_S(\theta) = 2|g(x) - 1|/[g(x) + 1]$.

4.3 Imagens planares da mama por espalhamento elástico

O modelo implementado para a formação de imagens planares da mama utilizando a radiação espalhada é mostrado na figura 4.4. O modelo geométrico da mama é o mesmo descrito na secção 4.2.1. A figura 4.4a mostra a geometria de irradiação e detecção implementados. Um feixe estreito incide perpendicularmente sobre a superfície da mama, numa área de $1mm \times 1mm$, irradiando um *voxel* de $1mm \times 1mm \times t$, onde t é a espessura da mama. O receptor P detecta a radiação primária transmitida, enquanto o receptor S, um anel circular de espessura $1mm$ e raio r , detecta os fótons espalhados que atingem sua superfície, integrando-os no intervalo de 0 a $2\pi r$ (Westmore et al. 1997). Ambos receptores foram considerados ideais. O feixe incidente varre uma superfície de $10cm \times 4cm$, sendo acompanhado pelos receptores. A visão superior da área da mama irradiada é mostrada na figura 4.4(b). Cinco objetos esféricos de diâmetro $0.5cm$ foram colocados centrados no interior da mama, ao longo da direção x , com seus centros distantes $1.25cm$ um do outro. Cada objeto corresponde à uma composição de tecido mamário: tecido 100% adiposo (objeto A), 75% adiposo-25% glandular (objeto B), 25% adiposo-75% glandular (objeto C), 100% glandular (objeto D), e tecido maligno (objeto E).

Duas imagens da área da mama irradiada foram obtidas: uma primária, correspondendo aos fótons detectados em P, e uma secundária, correspondendo ao sinal espalhado detectado em S. No caso da imagem primária, cada *pixel* da matriz de imagem corresponde à intensidade do feixe primário transmitido através dos respectivos *voxels*, enquanto para a imagem secundária, cada *pixel* corresponde à intensidade espalhada por estes *voxels*. Em ambos os casos, considerou-se cada *pixel* com área de $1mm \times 1mm$. Para cada imagem, calculou-se a razão sinal-ruído (SNR) como a razão entre o valor médio e o desvio padrão dos *pixels* contidos numa região de interesse (ROI) da imagem.

Figura 4.4. Modelo geométrico. (a) Um feixe estreito incide numa área de $1\text{mm} \times 1\text{mm}$ da superfície da mama semi-infinita de espessura t . O feixe varre uma superfície de $10\text{cm} \times 4\text{cm}$, sendo acompanhado pelo conjunto de detectores P e S, localizados à uma distância h da mama. A radiação primária transmitida pela mama é detectada pelo receptor P, enquanto a radiação espalhada é detectada no anel circular S, de espessura 1mm , e raio r . (b) Vista superior da área da mama irradiada. Cinco objetos esféricos de diâmetro 0.5cm foram posicionados no interior da mama a uma distância de 1.5cm entre seus centros, simulando diferentes composições. Objeto A: tecido 100% adiposo, B: 75% adiposo-25% glandular, C: 25% adiposo-75% glandular, D: 100% glandular, E: tecido maligno.

Capítulo 5

Resultados e Discussões

Este capítulo apresenta os resultados obtidos no estudo da distribuição da radiação espalhada pela mama e seu potencial diagnóstico. A secção 5.1 apresenta as distribuições angulares de contraste e razão contraste-ruído, $C_S(\theta_e)$ e $CNR_S(\theta_e)$, respectivamente, assim como sua dependência com diversos parâmetros. A secção 5.2 mostra as distribuições espaciais no receptor plano, enquanto a secção 5.3 apresenta alguns resultados preliminares de imagens planares da mama obtidas com a radiação espalhada.

5.1 Distribuição angular de C_S e CNR_S

5.1.1 Distribuição angular dos fótons espalhados

A figura 5.1a mostra, para um feixe monoenergético de $17.5keV$, a contribuição do espalhamento simples (elástico e inelástico) e múltiplo para a distribuição angular $\varepsilon_{S1}(\theta_e)$. A figura 5.1b mostra as distribuições $\varepsilon_{S1}(\theta_e)$ e $\varepsilon_{S2}(\theta_e)$. Os valores foram obtidos para uma mama 50% adiposa-50% glandular, com $4cm$ de espessura. Para a distribuição $\varepsilon_{S2}(\theta_e)$, considerou-se um nódulo de $0.5cm$ de diâmetro. As figuras 5.1c e 5.1d mostram os resultados obtidos para um feixe de $35keV$. As incertezas estatísticas obtidas para estas distribuições foram omitidas, uma vez que são menores que 2%.

As figuras 5.1a e 5.1c mostram que, em ângulos pequenos, o espalhamento elástico é predominante, apresentando picos de espalhamento. Estes picos surgem dos efeitos

Figura 5.1. (a) Contribuição do espalhamento elástico, inelástico e múltiplo para $\varepsilon_{S1}(\theta_e)$, para um feixe de $17.5keV$. (b) Valores de $\varepsilon_{S1}(\theta_e)$ e $\varepsilon_{S2}(\theta_e)$, para um nódulo de $d = 0.5cm$. (c) e (d): o mesmo de (a) (b), mas para um feixe de $35keV$. Em todos os casos, os valores foram obtidos para uma mama 50% adiposa-50% glandular de espessura $4cm$.

de interferência devido ao arranjo atômico ou molecular dos tecidos mamários, que são descritos pelo fator de forma $F(x)_{STR}$ de cada tecido. A posição dos picos depende da energia do feixe: O primeiro pico aparece numa posição angular de $\theta_e = 9^\circ$ para o feixe de $17.5keV$, e de $\theta_e = 4^\circ$ para o feixe de $35keV$. Em ambos os casos, estes ângulos correspondem a um valor de *momentum* transferido de $x = 1.1nm^{-1}$, que é característico de espalhamento por tecido adiposo (Tartari et al. 1997, Kidane et al. 1999, Poletti et al. 2002a). Um outro pico menos intenso aparece em $\theta_e = 13^\circ$ e $\theta_e = 9^\circ$, para os feixes de $17.5keV$ e $35keV$, respectivamente. Este pico corresponde a um valor de $x = 1.6nm^{-1}$, o qual é característico do espalhamento por tecido glandular mamário e também por tecido mamário maligno (Kidane et al. 1999, Poletti et al. 2002a). O espalhamento elástico

corresponde a aproximadamente 90% da energia total no primeiro pico de espalhamento, enquanto o espalhamento inelástico corresponde a 2% e o múltiplo a 8%, para os feixes de ambas energias. Para o segundo pico, os espalhamentos elástico, inelástico e múltiplo correspondem, respectivamente, a 80%, 10% e 10% do espalhamento total, para o feixe de $17.5keV$, e a 70%, 15% e 15% para o de $35keV$. Estes resultados sugerem que, particularmente na região angular do segundo pico, os espalhamentos inelástico e múltiplo contribuem significativamente, o que causaria um desvio dos resultados previstos pelas expressões analíticas obtidas na secção 4.2.4.

As figuras 5.1b e 5.1d mostram que a presença do nódulo altera a distribuição dos fótons espalhados. Embora as formas das curvas sejam semelhantes, quando $\varepsilon_{S1}(\theta_e)$ e $\varepsilon_{S2}(\theta_e)$ são comparadas, esta última apresenta uma intensidade menor, com valores até 13% e 7% menores que $\varepsilon_{S1}(\theta_e)$, para os feixes de $17.5keV$ e $35keV$, respectivamente, sendo as diferenças máximas observadas em ângulos próximos ao pico de espalhamento adiposo.

5.1.2 Distribuições angulares de C_S e CNR_S

As figuras 5.2a e 5.2b mostram os valores de $C_S(\theta_e)$ e $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{ar}}$ obtidos para uma mama 50% adiposa-50% glandular de $t = 4cm$, com um nódulo de diâmetro $0.5cm$, e um feixe de $17.5keV$. Valores obtidos para um feixe de $35keV$ são mostrados nas figuras 5.2c e 5.2d. A incerteza nestas distribuições foram obtidas por propagação de erros nas equações 4.4 e 4.5. Para comparação, valores de contraste primário, C_P , também são mostrados junto com $C_S(\theta_e)$.

A figura 5.2a mostra que os valores máximos de contraste ocorrem aproximadamente no intervalo $8.5^\circ \leq \theta_e \leq 9.0^\circ$ para o feixe de $17.5keV$, enquanto para o feixe de $35keV$, a figura 5.2c mostra que estes ocorrem em $\theta_e = 4^\circ$. Em ambos os casos, estes ângulos de espalhamento correspondem, para o espalhamento elástico simples, a um *momentum* transferido de $x = 1.1nm^{-1}$. Esta região angular de máximo contraste corresponde, na equação 4.9, à condição $g(x) > 1$. As figuras 5.2a e 5.2c também mostram que nestas regiões de máximo contraste, os valores de $C_S(\theta_e)$ são, respectivamente, 30% e mais de 300% maiores que o contraste primário C_P . Para o feixe de $35keV$, a figura 5.2c também mostra

Figura 5.2. (a) $C_S(\theta_e)$ e (b) $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{ar}}$ obtidos para uma mama 50% adiposa-50% glandular com $t = 4cm$, e com um nódulo de $d = 0.5cm$ e um feixe monoenergético de $17.5keV$. Em (c) e (d): mesmas condições de (a) e (b), mas para um feixe de $35keV$. Valores de C_P (---) também são mostrados em (a) e (c).

uma segunda região, aproximadamente entre $6^\circ \leq \theta_e \leq 10^\circ$, onde $C_S(\theta_e) > C_P$. Este intervalo corresponde, na equação 4.9, a valores da função $g(x)$ tais que $g(x) < [(N_t)_2/(N_t)_1]^2$. Um comparação entre os valores máximos de contraste obtidos por simulação MC com aqueles previstos pela equação 4.9 mostra discrepâncias de 20% para o feixe de $17.5keV$, e de 15% para o de $35keV$. Estas divergências são causadas principalmente por duas simplificações, ambas adotadas no cálculo analítico: o negligenciamento dos espalhamentos inelástico e múltiplo, e a aproximação de que a transmissão dos fótons espalhados é a mesma da radiação primária ($N_0 T_P T_S = N_t$). Se os espalhamentos inelástico e múltiplo são negligenciados nos resultados obtidos por simulação MC, as diferenças se reduzem a 10% e 4%, respectivamente. Com relação à aproximação $N_0 T_P T_S = N_t$, ela tende a ser melhor satisfeita para feixes mais energéticos, devido ao deslocamento dos picos de

espalhamento para ângulos mais baixos. Desta forma, os resultados obtidos para $35keV$ apresentam uma melhor concordância com os valores previstos pela equação 4.9.

Com relação à distribuição angular de $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{ar}}$, as figuras 5.2b e 5.2d mostram que esta apresenta um comportamento similar a $C_S(\theta_e)$, com a presença de picos nas mesmas posições angulares. Em particular, o valor máximo de $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{ar}}$ obtido para o feixe de $35keV$ é aproximadamente 2.2 vezes maior que o obtido a $17.5keV$, apesar da redução dos valores de contraste. Este aumento é causado principalmente pela redução dos valores de K_c^{ar} , uma vez que para um feixe monoenergético, com um número constante de fótons incidindo sobre a mama, a variação de K_c^{ar} é proporcional ao coeficiente mássico de absorção de energia do ar, o qual decresce a medida que a energia aumenta. Entretanto, em ambos os casos, uma comparação com os valores de $CNR_P/\sqrt{K_c^{ar}}$ mostra que este é consideravelmente maior que $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{ar}}$. Para o feixe de $17.5keV$, um valor de $CNR_P/\sqrt{K_c^{ar}} = 28mGy^{-1/2}$ foi encontrado, o qual é aproximadamente 25 vezes maior que o máximo valor de $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{ar}}$ mostrado na figura 5.2b, enquanto para o feixe de $35keV$, o valor de $CNR_P/\sqrt{K_c^{ar}}$ foi aproximadamente 11 vezes maior que o máximo mostrado na figura 5.2d.

5.1.3 Influência da energia do feixe monoenergético em C_S e CNR_S

A figura 5.3 mostra os valores máximos de $C_S(\theta_e)$ e $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{ar}}$, para diferentes energias do feixe incidente. Os resultados foram obtidos para uma mama 50% adiposa - 50% glandular, com espessura de $4cm$, e nódulo de $0.5cm$. Deve-se mencionar que, como indicado na figura 5.2, a posição angular destes valores máximos é diferente para diferentes energias. Para comparação, valores de C_P também são mostrados.

A figura 5.3a mostra que os valores máximos de $C_S(\theta_e)$ decrescem com o aumento da energia, embora este decréscimo seja menor que o do contraste primário. Com o aumento da energia, $C_S(\theta_e)_{max}$ tende a um valor constante, dado pela equação 4.9 no limite de contraste primário nulo, e representado pela linha horizontal na figura 5.3a. Com relação aos valores máximos de $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{ar}}$, a figura 5.3b mostra que estes

Figura 5.3. Valores máximos de (a) $C_S(\theta_e)$ e (b) $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{ar}}$, obtidos para uma mama 50% adiposa-50% glandular, com um nódulo de $0.5cm$ e diferentes energias do feixe incidente. Para comparação, valores de C_P e $CNR_P/\sqrt{K_c^{ar}}$ também são mostrados ($\square$). A linha horizontal pontilhada em (a) representa o valor limite de $C_S(\theta_e)$, dado pela equação 4.9 no caso de contraste primário nulo.

aumentam com a energia, também tendendo a um valor constante, enquanto as diferenças com $CNR_P/\sqrt{K_c^{ar}}$ decrescem, confirmando as tendências discutidas na secção 5.1.2. Uma vez que o aumento da energia leva a uma diminuição de $C_S(\theta_e)_{max}$, mas com aumento de $CNR_S(\theta_e)_{max}/\sqrt{K_c^{ar}}$, a escolha de valores ótimos de energia deve levar em consideração o equilíbrio entre estas duas quantidades.

5.1.4 Influência do tamanho e posição do nódulo em C_S e CNR_S

A figura 5.4 mostra o efeito do tamanho do nódulo nos valores máximos de $C_S(\theta_e)$ e $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{ar}}$, para uma mama 50% adiposa-50% glandular de $4cm$, e um feixe monoenergético de $17.5keV$.

A figura 5.4a mostra que os valores de $C_S(\theta_e)_{max}$ aumentam com o diâmetro d do nódulo. Este aumento é mais acentuado que aquele experimentado pelo contraste primário C_P , o qual é praticamente linear. Devido a isto, as diferenças entre $C_S(\theta_e)_{max}$ e C_P também aumentam com d , sendo aproximadamente 20% para um nódulo de $0.25cm$, e 55% para um nódulo de $1.0cm$. A figura 5.4b mostra que os valores de $CNR_S(\theta_e)_{max}/\sqrt{K_c^{ar}}$ apresentam um comportamento similar ao $CNR_P/\sqrt{K_c^{ar}}$, aumentando quase linearmente com d , e as diferenças entre os dois diminuem com o aumento de d . Para $d = 0.25cm$, $CNR_P/\sqrt{K_c^{ar}}$

Figura 5.4. Variação de (a) $C_S(\theta_e)_{\max}$ e (b) $CNR_S(\theta_e)_{\max} / \sqrt{K_c^{\text{ar}}}$ com o diâmetro d do nódulo, para uma mama 50% adiposa-50% glandular de 4cm e um feixe monoenergético de 17.5keV. Valores de C_P e $CNR_P / \sqrt{K_c^{\text{ar}}}$ são também mostrados ($\square$).

é 27 vezes maior que $CNR_S(\theta_e)_{\max} / \sqrt{K_c^{\text{ar}}}$, enquanto para $d = 1.0\text{cm}$, é 20 vezes maior.

Para um nódulo de um dado diâmetro, simulações também foram realizadas variando sua posição no interior da mama. Considerando um nódulo de 0.5cm, inserido numa mama de 4cm de espessura e um feixe incidente de 17.5keV, observou-se um aumento de 12% no valor de $C_S(\theta_e)_{\max}$ se o nódulo era deslocado 1cm para cima em relação ao centro da mama, e uma redução de 15% em $C_S(\theta_e)_{\max}$, se o nódulo era deslocado 1cm para baixo, também com relação ao centro da mama. Valores de $CNR_S(\theta_e)_{\max} / \sqrt{K_c^{\text{ar}}}$ também variaram até 10% com a posição do nódulo. Esta dependência surge devido ao fato de, para um dado ângulo de espalhamento, se o nódulo está mais profundo na mama, fótons espalhados pelas regiões mais superficiais não irão atravessá-lo. Assim, estes fótons terão a mesma contribuição para o espalhamento total que aqueles provenientes da mama sem nódulo, e portanto, irão reduzir os valores de $C_S(\theta_e)_{\max}$. A dependência de $C_S(\theta_e)_{\max}$ com a posição do nódulo é minimizada a medida que o ângulo de espalhamento diminui, quando a transmissão do feixe espalhado se aproxima do feixe primário. Em outras palavras, esta dependência está relacionada com a validade da aproximação $N_0 T_P T_S = N_t$, na secção 4.2.4. Para um dado valor de *momentum* transferido x , esta condição é melhor satisfeita para energias mais altas, devido à redução do ângulo de espalhamento. Por exemplo, para um feixe de 35keV, variações em $C_S(\theta_e)_{\max}$ e $CNR_S(\theta_e)_{\max} / \sqrt{K_c^{\text{ar}}}$ com a posição do nódulo são menores que 5%.

5.1.5 Influência da espessura e composição da mama em C_S e CNR_S

A figuras 5.5a e 5.5b mostram, respectivamente, os valores máximos de $C_S(\theta_e)$ e $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{ar}}$, para diferentes espessuras da mama. Os valores foram obtidos para uma mama 50% adiposa-50% glandular, com um nódulo de $0.5cm$, e um feixe monoenergético de $17.5keV$. Valores de C_P e $CNR_P/\sqrt{K_c^{ar}}$ também são mostrados.

Figura 5.5. Variação de (a) $C_S(\theta_e)_{max}$ e (b) $CNR_S(\theta_e)_{max}/\sqrt{K_c^{ar}}$ com a espessura da mama, para uma mama 50% adiposa-50% glandular com um nódulo de $0.5cm$ e um feixe monoenergético de $17.5keV$. Em (a), valores de $C_S(\theta_e)_{max}$ desprezando espalhamento inelástico e múltiplo também são mostrados (---). Valores de C_P e $CNR_P/\sqrt{K_c^{ar}}$ também são mostrados, respectivamente, em (a) ($\cdots$) e (b) ($\square$).

A figura 5.5a mostra que $C_S(\theta_e)_{max}$ decresce de forma praticamente exponencial com a espessura da mama. Para mamas finas, seus valores são consideravelmente maiores que o contraste primário C_P . Por exemplo, para $t = 2cm$, $C_S(\theta_e)_{max}$ é 100% maior que C_P . Por outro lado, para uma mama espessa ($t = 8cm$), tem-se $C_S(\theta_e)_{max} < C_P$. Entretanto, este resultado deve-se à contribuição do espalhamento inelástico e múltiplo. Se ambas contribuições são desprezadas, a figura 5.5a mostra que $C_S(\theta_e)_{max} \approx C_P$, o que é consistente com a equação 4.9: se o tamanho do nódulo, relativo ao tamanho da mama, é pequeno, tem-se $g(x) \approx 1$, e a equação 4.9 se reduz a do contraste primário. Os valores de $CNR_S(\theta_e)_{max}/\sqrt{K_c^{ar}}$ e $CNR_P/\sqrt{K_c^{ar}}$ também decrescem consideravelmente com a espessura da mama, embora a diferença entre os dois permaneça praticamente

constante.

A figura 5.6 mostra a influência da quantidade relativa de tecido glandular na mama nos valores máximos de $C_S(\theta_e)$ e $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{ar}}$, para uma mama de $4cm$, nódulo de $0.5cm$, e feixe incidente de $17.5keV$.

Figura 5.6. Influência da glandularidade da mama em (a) $C_S(\theta_e)$ e (b) $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{ar}}$, para um nódulo de $0.5cm$ e um feixe de $17.5keV$. Valores de C_P e $CNR_P/\sqrt{K_c^{ar}}$ também são mostrados ($\square$).

Como mostrado na figura 5.6a, tanto $C_S(\theta_e)_{max}$ e C_P decrescem com o aumento do conteúdo glandular da mama. A redução de C_P ocorre devido à similaridade entre o coeficiente de atenuação linear e densidade dos tecidos glandular e maligno (Johns e Yaffe 1987), enquanto a redução de $C_S(\theta_e)$ ocorre devido à similaridade entre os fatores de forma destes tecidos (Kidane et al. 1999, Poletti et al. 2002b). Para uma mama totalmente adiposa, $C_S(\theta_e)_{max}$ é 25% maior que C_P , enquanto para uma mama 50% glandular esta diferença é 30%, e para uma mama 95% glandular, a diferença aumenta para 60%, mostrando que $C_S(\theta_e)_{max} > C_P$ mesmo para mamas mais densas. Este resultado indica que a radiação espalhada pode auxiliar consideravelmente na melhoria do contraste de mamas densas, quando a eficiência da técnica mamográfica é reduzida (Dance et al. 1992). Entretanto, como a figura 5.6b mostra, quando o conteúdo glandular aumenta, ocorre uma redução considerável nos valores de $CNR_S(\theta_e)_{max}/\sqrt{K_c^{ar}}$, comparados aos valores de $CNR_P/\sqrt{K_c^{ar}}$.

5.1.6 Borramento espectral

A figura 5.7 mostra o efeito do borramento espectral em $C_S(\theta_e)$ e $CNR_S(\theta_e)$, devido ao uso de um feixe polienergético. Os resultados se referem a uma combinação anodo/filtro de Mo/Mo, a diferentes potenciais do tubo (kVp), e um nódulo de $d = 0.5cm$ dentro de uma mama 50% adiposa-50% glandular de $4cm$. A fim de preservar a clareza do gráfico, as barras de incerteza foram omitidas.

Figura 5.7. Valores de (a) $C_S(\theta_e)$ e (b) $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{ar}}$, para um feixe monoenergético de $17.5keV$ (—), e uma combinação Mo/Mo a $24kVp$ (---) e $34kVp$ (···). Os valores foram obtidos para uma mama 50% adiposa-50% glandular de $4cm$ e um nódulo de $0.5cm$.

As figuras 5.7a e 5.7b mostram que, em geral, o uso de um feixe polienergético causa um alargamento nas distribuições $C_S(\theta_e)$ e $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{ar}}$, comparadas com o caso monoenergético, uma vez que cada ângulo de espalhamento corresponde a um amplo intervalo de *momentum* transferido x , mesmo para os fótons elasticamente espalhados. A figura 5.7a mostra que, para baixos valores de kVp , os valores de $C_S(\theta_e)$ são próximos ao caso monoenergético. A medida que o kVp aumenta, a contribuição de fótons de mais alta energia aumenta, causando um alargamento na distribuição de $C_S(\theta_e)$, e reduzindo os valores de contraste em cada ângulo. Entretanto, apesar da redução nos valores de contraste, valores máximos de $C_S(\theta_e)$ para os feixes de $24kVp$ e $34kVp$ são, respectivamente, 25% e 40% maiores que os valores correspondentes de contraste primário. A figura 5.7b mostra que a maior desvantagem do uso de feixes polienergéticos se manifesta na distribuição de $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{ar}}$, uma vez que esta é drasticamente afetada. Quando

comparados com o caso monoenergético, os espectros de $24kVp$ e $34kVp$ produzem valores de $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{ar}}$ até 34% e 55% menores, respectivamente. Esta redução ocorre pelo fato de os fótons de baixa energia do espectro contribuírem fortemente para o aumento do K_c^{ar} , mas muito pouco para $CNR_S(\theta_e)$. Pode-se observar que os valores de $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{ar}}$ para o espectro de $34kVp$ são menores que os obtidos a $24kVp$, devido ao maior alargamento.

Simulações foram realizadas também para diferentes combinações anodo/filtro (Mo/Rh, Rh/Rh e W/Al). Para um valor fixo de kVp , os resultados mostraram que, embora o borramento espectral em $C_S(\theta_e)$ e $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{ar}}$ seja alterado, os valores máximos destas distribuições não são fortemente influenciados. Por exemplo, a $28kVp$, diferenças nos valores máximos de $C^s(\theta_e)$ foram menores que 5%, enquanto para $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{ar}}$, diferenças de até 10% foram observadas, com uma tendência da combinação Rh/Rh em produzir valores de $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{ar}}$ maiores que as outras combinações analisadas.

5.1.7 Comparação com a literatura

Medidas experimentais dos perfis de espalhamento de amostras pequenas de tecido mamários indicam que o ângulo de máximo contraste entre o tecido normal e o maligno coincide com a posição do pico de espalhamento adiposo, o qual ocorre em $x = 1.1nm^{-1}$ (Kidane et al. 1999, Poletti et al. 2002b, Castro et al. 2005, Griffiths et al. 2008), tendo sido este fato também observado por Harris et al. (2003), através de imagens de um objeto simulador de mama com dimensões $6.0 \times 8.0 \times 3.0cm^3$, preenchido com tecidos mamários normal e maligno. Resultados teóricos de Taibi et al. (2000) mostraram que a região de *momentum* transferido que maximiza o contraste está contido entre $0.8nm^{-1}$ e $1.0nm^{-1}$. Leclair e Johns (2002) mostraram que máximos valores de contraste podem ser obtidos utilizando os fótons espalhados no intervalo $0.8nm^{-1} \leq x \leq 1.28nm^{-1}$. Neste trabalho, observou-se que máximo contraste é obtido para espalhamento entre $1.0nm^{-1} \leq x \leq 1.1nm^{-1}$, mostrando uma boa concordância com os trabalhos citados.

Apesar da boa concordância a respeito da região angular de máximo contraste, uma

comparação entre os valores obtidos neste trabalho com as previsões teóricas de Taibi et al. (2000) e Leclair e Johns (2002) mostraram diferenças consideráveis. Para um feixe de 17.5keV e um nódulo de 0.5cm inserido numa mama 50% adiposa-50% glandular de 5cm , obteve-se neste trabalho um valor de contraste de aproximadamente 0.12. Taibi et al. (2000) encontraram valores de máximo contraste de até 0.80, para um nódulo de 0.5cm , localizado dentro de uma mama 50% adiposa-50% glandular de 5cm . Além disso, os autores também observaram que este valor não é afetado pela energia do feixe monoenergético incidente. Uma comparação com o trabalho de Leclair e Johns (2002) também mostrou divergências, uma vez que os autores observaram valores de contraste de até 0.60, entre um nódulo de 0.05cm e um objeto 100% fibroglandular de mesmo tamanho, estando ambos localizados dentro de uma mama de 4.2cm , e irradiados com um feixe de 35keV . Portanto, de forma geral, nota-se que estes valores são significativamente mais altos que aqueles obtidos neste trabalho. Estas divergências são atribuídas aos seguintes fatos:

Nos modelos de Taibi et al. (2000) e Leclair e Johns (2002), o sinal detectado consistia dos fótons espalhados apenas pelos objetos de interesse, desprezando a contribuição dos tecidos mamários normais localizados acima e abaixo do nódulo. Assim, este sinal não considera a contribuição de todos os tecidos espalhados pela mama. Consequentemente, os resultados relatados por estes autores estão mais próximos daqueles observados para pequenas amostras de tecido mamário (Kidane et al. 1999, Poletti et al. 2002b). Harris et al. (2003) observaram que a contribuição dos fótons espalhados pelos diferentes tecidos mamários reduzia o valor de contraste pela metade, em comparação com o valor previsto a partir das medidas de amostras pequenas. De fato, se a contribuição dos tecidos normais anteriores e posteriores ao nódulo não fosse incluída em nossos resultados, o valor citado de contraste, de 0.12, aumentaria para cerca de 0.70, em concordância com os valores apresentados por Taibi et al. (2000) e Leclair e Johns (2002). Todavia, valores comparáveis aos resultados destes autores poderiam ser obtidos na prática, empregando-se técnicas que minimizem a superposição de tecidos através de algoritmos de reconstrução, tal como a tomografia computadorizada por espalhamento coerente (CSCT) (Harding et al. 1987, Westmore et al. 1997). Outra fonte de discrepâncias resulta da base de dados

experimentais empregada em cada modelo. Taibi et al. (2000) e Leclair e Johns (2002) empregaram os perfis de espalhamento de tecidos mamários medidos por Kidane et al. (1999), enquanto neste trabalho, as medidas de Poletti et al. (2002b, 2002a) foram empregadas. Os dados de Kidane et al. (1999) foram então implementados no código, a fim de investigar como eles alterariam os resultados. Observou-se que o contraste e CNR dos fótons espalhados aumentaram em até 15%, indicando que parte das divergências também surgem pela diferentes bases de dados utilizadas.

5.2 Distribuição espacial de C_S e CNR_S no receptor

A figura 5.2 mostra a distribuição espacial $\varepsilon_{S_i}(r)$, da energia depositada no receptor pelos fótons espalhados, para uma distância $h = 20cm$ entre o receptor e a mama, considerando uma mama 50% adiposa-50% glandular, sem e com um nódulo de 0.5 de diâmetro, e um feixe monoenergético de $17.5keV$ e $35keV$.

Figura 5.8. Distribuição de $\varepsilon_{S_1}(r)$ e $\varepsilon_{S_2}(r)$ com a distância r a partir do feixe incidente. Valores obtidos para uma distância $h = 20cm$, e um feixe de (a) $17.5keV$ e (b) $35keV$. Os valores foram obtidos para uma mama 50% adiposa-50% glandular, e um nódulo de 0.5 de diâmetro (para $\varepsilon_{S_2}(r)$). As linhas verticais pontilhadas representam a posição no receptor onde as diferenças entre as distribuições são máximas.

As figuras 5.8a e 5.8b mostram que a distribuição espacial $\varepsilon_{S_i}(r)$ da energia espalhada apresenta um comportamento similar ao mostrado na figura 5.1 para a distribuição angular, com picos mais largos para um feixe de mais baixa energia, e mais estreitos em

energias mais altas. Para os fótons elasticamente espalhados, a posição dos picos de espalhamento relaciona-se com o *momentum* transferido x por $r = (h + t/2) \tan[\theta_e(x)]$, onde $(h + t/2)$ é a distância entre o centro do nódulo (centrado na mama) e o receptor, e $\theta_e(x)$ o ângulo de espalhamento como função de x . As posições do primeiro e segundo pico correspondem ao espalhamento em $x = 1.1nm^{-1}$ e $x = 1.6nm^{-1}$, respectivamente. Na posição destes picos, o espalhamento elástico contribui com 90% (primeiro pico) e 80% (segundo pico) da energia total espalhada em $17.5keV$, e com 90% e 70% em $35keV$. As diferenças máximas entre as distribuições com e sem o nódulo são aproximadamente 15% e 7% em $17.5keV$ e $35keV$, respectivamente. A figure 5.8b também mostra que, com o aumento de r , as distribuições $\varepsilon_{S1}(r)$ e $\varepsilon_{S2}(r)$ se tornam praticamente idênticas, devido a grande contribuição do espalhamento inelástico e múltiplo.

A figura 5.9 mostra a distribuição espacial de $C_S(r)$ e $CNR_S(r)/\sqrt{K_c^{ar}}$, obtidos para uma mama 50% adiposa - 50% glandular de $4cm$ de espessura, com um nódulo de $0.5cm$, e um feixe de $17.5keV$, para o receptor a $h = 20cm$. Os valores destas distribuições foram calculados para o nódulo em três diferentes posições na mama: Em contato com a superfície superior da camada central (posição A), centrado nesta camada (posição B), e em contanto com a superfície inferior desta camada (posição C). A distância entre o centro do nódulo em posições sucessivas é de $1.25cm$. As barras de incerteza foram omitidas, de forma a não prejudicar a clareza do gráfico.

As figuras 5.9a e 5.9b mostram que a posição do nódulo afeta a intensidade das distribuições $C_S(r)$ e $CNR_S(r)/\sqrt{K_c^{ar}}$, com valores para o nódulo na posição A maiores que aqueles obtidos para as posições B e C, de forma semelhante ao efeito descrito na secção 5.1.4. As diferenças entre os valores máximos de $C_S(r)$ e $CNR_S(r)/\sqrt{K_c^{ar}}$, entre as posições A e B, são 12% e 10% respectivamente, enquanto as diferenças entre B e C são 6% e 12%, respectivamente. O deslocamento espacial dos valores máximos de ambas distribuições está geometricamente relacionado com a distância do nódulo ao receptor, e com o ângulo de espalhamento para $x = 1.1nm^{-1}$. Para $h = 20cm$, este deslocamento é aproximadamente igual a $0.2cm$ entre duas posições consecutivas do nódulo. A figura 5.9a mostra que, independentemente da posição do nódulo, valores máximos de contraste dos

Figura 5.9. Distribuição de (a) $C_S(r)$ e (b) $CNR_S(r)/\sqrt{K_c^{ar}}$, para três diferentes posições do nódulo: Posição A: nódulo superficial, posição B: nódulo centrado e posição C: nódulo mais profundo. Os valores foram obtidos para uma mama 50% adiposa-50% glandular de 4cm, com um nódulo de 0.5cm, um feixe de 17.5keV e $h = 20$ cm. Em (a), a linha horizontal indica o valor de contraste primário C_P .

fótons espalhados permanecem superiores ao contraste primário. Os valores da figura 5.9b indicam que $CNR_S(r)/\sqrt{K_c^{ar}}$ obtidos com o receptor plano também são consideravelmente menores que $CNR_P/\sqrt{K_c^{ar}}$. Por exemplo, para o nódulo na posição B, $CNR_P/\sqrt{K_c^{ar}}$ é 32 vezes maior que o máximo valor de $CNR_S(r)/\sqrt{K_c^{ar}}$.

A figura 5.10 mostra os valores máximos de $C_S(r)$ e $CNR_S(r)/\sqrt{K_c^{ar}}$ para diferentes valores de h , obtidos para o nódulo centrado (posição B), e considerando uma mama 50% adiposa-50% glandular de 4cm, com um nódulo de 0.5cm e um feixe de 17.5keV e 35keV.

A figura 5.10a mostra que existe um intervalo de valores de h , próximos à mama, para os quais os valores de $C_S(r)_{\max}$ tendem a ser maximizados, com valores até 15% maiores que aqueles obtidos para a distribuição angular $C_S(\theta_e)$. Estas regiões de h , para as quais $C_S(r)_{\max} > C_S(\theta_e)_{\max}$ ocorrem devido à variação do ângulo sólido $\Delta\Omega(\theta, z)$ ao longo da profundidade z da mama, para a posição de $C_S(r)_{\max}$ no receptor. A figura 5.11 mostra o comportamento de $\Delta\Omega(\theta, z)$, para diferentes distâncias h , calculadas na posição r que maximiza o contraste em cada h . Para o receptor próximo à mama, valores de $\Delta\Omega(\theta, z)$ aumentam consideravelmente entre $z = 0$ e $z = t$, enquanto para valores maiores de h , este aumento tende a ser menor, como mostrado na figura 5.11. A variação de $\Delta\Omega(\theta, z)$ com z tem o efeito de aumentar as diferenças entre as regiões da mama com e sem o

Figura 5.10. Influência da distância h do receptor em (a) $C_S(r)_{\max}$ e (b) $CNR_S(r)_{\max} / \sqrt{K_c^{\text{ar}}}$, para uma mama 50% adiposa-50% glandular, com um nódulo de 0.5cm e um feixe de 17.5keV (■) e 35keV (□). A linha horizontal em (a) representa os valores de $C_S(\theta_e)_{\max}$, para 17.5keV e 35keV (linhas superior e inferior, respectivamente).

nódulo. Entretanto, a figura 5.10 também mostra que, se $h \rightarrow 0$, há um decréscimo no valor de $C_S(r)_{\max}$, devido à contribuição de fótons espalhados em diferentes ângulos. Com relação aos valores de $CNR_S(r)_{\max} / \sqrt{K_c^{\text{ar}}}$, a figura 5.10b mostra que o uso do receptor próximo à mama também tende a otimizar esta distribuição, uma vez que estes decrescem com o aumento de h .

Figura 5.11. Valores de $\Delta\Omega(\theta, z)$ para o espalhamento em cada profundidade z da mama, para a posição r que maximiza o contraste do nódulo centrado. Os valores foram obtidos para diferentes valores de h .

A figura 5.10a mostra que, se o receptor é movido para longe da mama, os valores de $C_S(r)_{\max}$ convergem para o de $C_S(\theta_e)_{\max}$. Para $h = 50\text{cm}$, as diferenças entre $C_S(r)_{\max}$ e $C_S(\theta_e)_{\max}$ são aproximadamente 6% e 3%, para o feixe de 17.5keV e 35keV ,

respectivamente. A convergência de $C_S(r)_{\max}$ para $C_S(\theta_e)_{\max}$ também é consequência do comportamento do ângulo sólido $\Delta\Omega(\theta, z)$ para valores diferentes de h , mostrado na figura 5.11: com o aumento de h , $\Delta\Omega(\theta, z)$ se torna praticamente independente de z , podendo ser substituído por um valor médio $\Delta\Omega(\theta)$, o qual depende somente da direção dos fótons espalhados (Harding et al. 1987, Westmore et al. 1997). Assim, como discutido na secção 4.2.4, para pequenos ângulos de espalhamento, a distribuição espacial de contraste fornecerá valores semelhantes aos da distribuição angular. Com relação aos valores de $CNR_S(r)_{\max}/\sqrt{K_c^{\text{ar}}}$, estes são diferentes dos de $CNR_S(\theta_e)_{\max}/\sqrt{K_c^{\text{ar}}}$, devido às diferenças entre as resoluções angular e espacial adotadas.

Em geral, os resultados obtidos para a distribuição espacial de $C_S(r)$ e $CNR_S(r)$ indicam que o receptor plano poderia ser utilizado para imagens por difração, como proposto por outros autores (Westmore et al. 1997, Bohndiek et al. 2009), uma vez que isto não reduz os valores de $C_S(r)_{\max}$, comparados com aqueles da distribuição angular. Embora os resultados da figura 5.10 sugiram que valores de $C_S(r)_{\max}$ e $CNR_S(r)_{\max}/\sqrt{K_c^{\text{ar}}}$ poderiam ser otimizados colocando o receptor próximo à mama, observou-se que nestes casos, ambas distribuições se tornam bastante dependentes da posição do nódulo dentro da mama, com grandes variações nos valores de $C_S(r)_{\max}$ e $CNR_S(r)_{\max}/\sqrt{K_c^{\text{ar}}}$, devido à variação do ângulo sólido $\Delta\Omega(\theta, z)$ ao longo da profundidade da mama. A escolha de valores de h otimizados envolvem a maximização de $C_S(r)_{\max}$ e $CNR_S(r)_{\max}/\sqrt{K_c^{\text{ar}}}$ independentemente da posição do nódulo, o que poderia limitar o uso do receptor próximo à mama.

5.3 Imagens planares da mama por espalhamento elástico

As figuras 5.12a e 5.12b mostram as imagens primária e secundária, respectivamente, para a área da mama irradiada contendo os cinco objetos descritos na secção 4.3. Os resultados foram obtidos para uma mama 50% adiposa - 50% glandular de 4cm de espessura, um feixe monoenergético de 17.5keV, e para um valor de $K_c^{\text{ar}} = 10mGy$. A distância h entre a mama e o conjunto de receptores P e S era $h = 20cm$, e o raio r do

receptor S era de 3.4cm , que corresponde ao máximo valor de contraste da distribuição radial $C_S(r)$, como indicado na secção 5.2 (figura 5.9a). As imagens foram normalizadas a fim de apresentarem, em média, o mesmo valor de *background* (tecido 50% adiposo - 50% glandular). A figura 5.12c mostra o valor de cada *pixel* das duas imagens ao longo da linha central $y = 0$, relativo ao *background*.

Figura 5.12. Imagens (a) primária e (b) secundária da área da mama irradiada, para um feixe de 17.5keV . As imagens foram obtidas para uma mama 50% adiposa - 50% glandular de 4cm , distância $h = 20\text{cm}$, e receptor S de raio 3.4cm . (c) Valor de cada *pixel* ao longo da linha $y = 0$, relativo ao *background* (região da mama sem nenhum objeto). A composição de cada objeto é: Objeto A: tecido 100% adiposo, B: 75% adiposo-25% glandular, C: 25% adiposo-75% glandular, D: 100% glandular, E: tecido maligno.

As figuras 5.12a e 5.12b mostram que ambas imagens permitem identificar os objetos no interior da mama, embora em 5.12b, o nível de ruído seja consideravelmente maior. O valor de SNR para a imagem secundária, calculado para uma ROI de $1.5\text{cm} \times 1.5\text{cm}$ sobre uma região homogênea da imagem, foi aproximadamente 12 vezes menor que aquele obtido para a imagem primária. Apesar disto, a figura 5.12c mostra que a imagem secundária fornece valores de contraste maiores que a imagem primária. Na imagem secundária, o contraste do objeto A (tecido 100% adiposo) é 60% maior que na imagem primária, 45% maior para o objeto B (75% adiposo-25% glandular), 80% para o C (25% adiposo-75% glandular), 50% para o D (100% glandular) e 55% para o E (tecido maligno).

A figura 5.13 mostra as imagens espalhadas obtidas para um feixe de 35keV , nas mesmas condições implementadas para a obtenção da figura 5.12, exceto pelo fato de

que, na figura 5.13a, o raio do receptor S era de $1.8cm$, enquanto na figura 5.13b, era de $2.6cm$. A figura 5.13c mostra os valores dos *pixels* ao longo da linha $y = 0$, relativos ao *background*. Valores obtidos para a imagem primária também são mostrados em 5.13c.

Figura 5.13. Imagens secundárias obtidas para um feixe de $35keV$, nas mesmas condições geométricas referentes à figura 5.12, mas com diferentes raios para o receptor S. Em (a) imagem secundária, com um receptor S de raio $r = 1,8cm$, e (b) com raio $2.6cm$. Em (c), valor de cada *pixel* ao longo da linha $y = 0$, relativo ao *background*. Valores obtidos para os *pixels* da imagem primária também são mostrados em (c).

As figuras 5.13a e 5.13b mostram que as imagens secundárias obtidas em $r = 1.8cm$ e $r = 2.6cm$ possuem valores de contraste invertidos. Como discutido na secção 5.2, para os fótons elasticamente espalhados, pode-se associar o raio do anel a um valor médio de *momentum* transferido, $\bar{x}$, por $r = (h + t/2) \tan[\theta_e(\bar{x})]$. Desta forma, os valores de raio iguais a $1.8cm$ e $2.6cm$ permitem obter o espalhamento da mama para valores de $\bar{x}$ iguais a $\bar{x} = 1.1nm^{-1}$ e $\bar{x} = 1.6nm^{-1}$, respectivamente. A imagem 5.13a corresponde a $\bar{x} = 1.1nm^{-1}$, e se refere ao pico de espalhamento do tecido adiposo, onde o contraste entre o tecido normal e o tecido maligno é máximo, conforme descrito nas secções 5.1.1 e 5.1.2. A imagem 5.13b, por outro lado, corresponde a $\bar{x} = 1.6nm^{-1}$, onde ocorre a região do pico de espalhamento dos tecidos glandular e maligno, com pouca contribuição do tecido adiposo para a imagem. Desta forma, observa-se que, alterando o ângulo de espalhamento, é possível realçar a contribuição de um determinado tipo de tecido para a formação da imagem (Harding et al. 1987, Westmore et al. 1997, Harris et al. 2003). A figura 5.13c mostra que a imagem secundária obtida com um receptor de raio $r = 1.8cm$

fornece valores de contraste até 6 vezes maiores que o contraste primário, enquanto aquela obtida com $r = 2.6cm$ fornece valores cerca de 3 vezes maiores. Uma comparação entre as imagens secundárias 5.13a e 5.13b, com aquela mostrada na figura 5.12b, mostra que, para o mesmo valor de K_c^{ar} , o feixe de $35keV$ permite obter imagens com valores de SNR cerca de 4.5 e 3.6 vezes maiores que aquele obtido a $17.5keV$.

Capítulo 6

Conclusões e Perspectivas

6.1 Conclusões

Neste trabalho, o uso da radiação espalhada como ferramenta diagnóstica na detecção de um nódulo maligno no interior da mama foi investigada utilizando simulações Monte Carlo. As distribuições angular e radial fótons espalhados transmitidos através da mama mostraram comportamentos semelhantes, apresentando picos de espalhamento relacionados com os tecidos que compõe a mama. O primeiro pico ocorre para um valor de momento transferido $x = 1.1nm^{-1}$, e surge devido à presença de tecido adiposo, enquanto o segundo pico, em $x = 1.6nm^{-1}$, está relacionado com o conteúdo glandular, e também com a presença de tecido maligno.

A distribuição angular de contraste dos fótons espalhados, $C_S(\theta_e)$, entre as regiões da mama com e sem o nódulo, mostrou que valores máximos desta distribuição ocorrem na região angular do primeiro pico de espalhamento, onde valores maiores que o contraste primário C_P são obtidos, independentemente do diâmetro do nódulo. Em geral, os resultados mostram que valores máximos de contraste, $C_S(\theta_e)_{\max}$, dependem da energia do feixe incidente, tamanho e posição do nódulo, e tamanho e composição da mama. Os valores de $C_S(\theta_e)_{\max}$ decrescem a medida que a energia do feixe aumenta, tendendo a um valor constante, e com valores consideravelmente maiores que os valores correspondentes de C_P . Observou-se uma pequena dependência dos valores de $C_S(\theta_e)_{\max}$ com a posição do nódulo na mama, decrescendo para nódulos mais profundos na mama. Esta dependên-

cia ocorre principalmente para feixes de baixa energia, e tende a desaparecer a medida que a energia aumenta. Valores de $C_S(\theta_e)_{\max}$ diminuem com o aumento da espessura da mama, tendendo ao valor constante C_P . Como no caso do contraste primário, valores de $C_S(\theta_e)_{\max}$ são fortemente influenciados pela glandularidade da mama, diminuindo com o aumento do conteúdo glandular, embora com valores consideravelmente maiores que C_P , especialmente no caso de mamas mais densas. Os valores máximos de $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{\text{ar}}}$, $CNR_S(\theta_e)_{\max}/\sqrt{K_c^{\text{ar}}}$, mostraram um comportamento similar aos de $C_S(\theta_e)_{\max}$, exceto pelo fato de que eles aumentam com o aumento da energia do feixe, devido à redução nos valores de K_c^{air} .

O uso de feixes polienergéticos leva a um alargamento nas distribuições de $C_S(\theta_e)$ e $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{\text{ar}}}$, reduzindo os valores máximos de ambas distribuições. Quando os resultados obtidos para uma combinação anodo/filtro de Mo/Mo são comparados com o feixe monoenergético de 17.5keV , observou-se que, para baixos valores de kVp , o valor $C_S(\theta_e)_{\max}$ é similar ao obtido para o caso monoenergético, decrescendo com o aumento do kVp . Os valores de $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{\text{ar}}}$, por outro lado, são significativamente reduzidos, mesmo para baixas voltagens do tubo, devido aos valores mais altos de K_c^{air} do feixe polienergético, comparado com o caso monoenergético.

A comparação com os resultados obtidos por Taibi et al. (2000) e Leclair e Johns (2002) mostrou uma boa concordância com relação à região angular que maximiza o contraste dos fótons espalhados, mas também mostrou grandes discrepâncias para os valores máximos de contraste. Estas discrepâncias surgem pelo fato de estes autores terem considerado apenas o espalhamento da região de interesse, que continha o nódulo, enquanto neste trabalho, considerou-se o espalhamento por todos os tecidos irradiados. Assim, os valores obtidos neste trabalho são consideravelmente mais baixos que os relatados na literatura.

Com relação à distribuição espacial de contraste e CNR dos fótons espalhados no receptor, $C_S(r)$ e $CNR_S(\theta_e)/\sqrt{K_c^{\text{ar}}}$, respectivamente, tanto a posição e a magnitude dos valores máximos destes distribuições são influenciados pela posição do nódulo dentro da mama. Para o nódulo numa dada posição, valores de $C_S(r)_{\max}$ e $CNR_S(r)_{\max}/\sqrt{K_c^{\text{ar}}}$ também dependem da distância h do receptor à mama. Valores de $C_S(r)_{\max}$ maiores que

o contraste primário foram observados em todos os casos analisados, exceto quando o receptor se encontra muito próximo à mama. A medida que h aumenta, os valores de $C_S(r)_{\max}$ tendem a se aproximar de $C_S(\theta_e)_{\max}$. Estes resultados sugerem que um receptor plano poderia ser utilizado como sistema de detecção dos fótons espalhados, uma vez que não reduz os valores de contraste, comparado com a distribuição angular. Entretanto, mais estudos deveriam ser realizados, a fim de avaliar valores de h , assim como de resolução espacial, que otimizem contraste e CNR .

As imagens preliminares obtidas por espalhamento mostram que a radiação espalhada pela mama em ângulos pequenos poderia ser utilizada para a formação de imagens, com valores de contraste superiores aos obtidos por transmissão primária, embora com valores mais baixos de SNR . Os resultados obtidos neste trabalho indicam que é possível alterar a contribuição de diferentes tipos de tecido mamário para a formação da imagem, realçando um determinado tipo de estrutura, através da detecção do espalhamento em diferentes ângulos. Este resultado, em particular, apresenta-se como um grande potencial das imagens por espalhamento como técnica auxiliar no diagnóstico de alterações mamárias.

6.2 Perspectivas

Os resultados encontrados neste trabalho indicam que a radiação espalhada, em particular o espalhamento elástico em ângulos pequenos, poderia auxiliar na detecção de tecidos malignos na mama, uma vez que os fótons espalhados fornecem informações a respeito de alterações estruturais dentro da mama. Embora neste trabalho tenha sido estudado o contraste de um nódulo maligno, o potencial diagnóstico da técnica poderia ser investigado futuramente para outras alterações no tecido mamário, através da implementação do fator de forma de diferentes tecidos no código MC. A identificação de condições otimizadas para a formação de imagens por espalhamento, tais como a irradiação da mama e sistema de detecção da radiação espalhada também é tema para investigações futuras. Além disso, em técnicas de imagens da mama envolvendo radiações ionizantes, a determinação da dose de radiação absorvida pelo tecido glandular mamário é um fator fundamental, devendo também ser levada em conta em estudos de otimização. Por fim,

embora neste trabalho tenha sido enfatizado o papel do espalhamento elástico na detecção de tumores, trabalhos recentes têm mostrado que o espalhamento inelástico pode fornecer informações a respeito de alterações na densidade eletrônica da mama, tais como as provocadas pela presença de microcalcificações (Van Uytven et al. 2008). Desta forma, a sensibilidade da técnica mamográfica poderia ser aprimorada combinando informações provenientes de ambos processos de espalhamento.

Apêndice A

Produção Bibliográfica

Este capítulo descreve os trabalhos desenvolvidos durante o doutorado. São apresentados os artigos publicados em periódicos, artigos submetidos a periódicos, ainda em fase de avaliação, e os resumos publicados em anais de congressos.

A.1 Artigos publicados em periódicos

- OLIVEIRA, O.R., CONCEIÇÃO, A.L.C., CUNHA, D.M., POLETTI, M.E., PELÁ, C.A. *Identification of Neoplasias of Breast Tissues Using a Powder Diffractometer*. **Journal of Radiation Research**, v. 49, p. 527-532, 2008.
- CUNHA, D.M., OLIVEIRA, O.R., PEREZ, C.A., POLETTI, M.E. *X-ray scattering profiles of some normal and malignant human breast tissues*. **X-Ray Spectrometry**, v. 35, p. 370-374, 2006.

A.2 Artigos submetidos em processo de avaliação

- CUNHA, D.M., TOMAL, A., POLETTI, M.E. *Contrast enhancement in mammography using x-ray forward scattering: Monte Carlo simulations*. Submetido a: **Physics in Medicine and Biology**.
- CUNHA, D.M., TOMAL, A., POLETTI, M.E. *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*. Submetido a: **Physics in Medicine and Biology**.

A.3 Resumos publicados em anais de congressos

- CUNHA, D.M., TOMAL, A., POLETTI, M.E. *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**, 2009, São Paulo, SP. Associação Brasileira de Física Médica, 2009.

- CUNHA, D.M., POLETTI, M.E. *Comparação entre Diferentes Modelos de Espalhamento de Fótons em Simulações Monte Carlo em Radiodiagnóstico*. In: **XIII Congresso Brasileiro de Física Médica**, 2008, Belo Horizonte, MG. Associação Brasileira de Física Médica, 2008.
- TOMAL, A., CUNHA, D.M., POLETTI, M.E., COSTA, A.M., Caldas, L.V.E. *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. Abstract of 7th International Topical Meeting on Industrial Radiation and Radioisotope Measurement Application, 2008. p. 151-151.
- CUNHA, D.M., POLETTI, M.E., RIBEIRO-SILVA, A., TIERRA-CRIOLLO, C.J. *Classificação histológica de tecidos mamários utilizando espalhamento de raios-X*. In: **37ª Jornada Paulista de Radiologia**, 2007, São Paulo. Revista da Imagem. São Paulo: Sociedade Paulista de Radiologia e Diagnóstico por Imagem, 2007. v. 29. p. 115-115.
- CUNHA, D.M., POLETTI, M.E., OLIVEIRA, O.R., TIERRA-CRIOLLO, C.J. *Diagnóstico de Neoplasias Mamárias Através da Análise Estatística Multivariada dos Perfis de Espalhamento*. In: **XI Congresso Brasileiro de Física Médica**, 2006, Ribeirão Preto. XI CBFM. São Paulo: Associação Brasileira de Física Médica, 2006.
- CUNHA, D.M., OLIVEIRA, O.R., PEREZ, C.A., POLETTI, M.E. *X-Ray Scattering Profiles of Some Normal and Malignant Human Breast Tissues*. In: **European Conference on X-Ray Spectrometry**, 2006, Paris. EXRS 2006 Book of Abstracts, 2006. p. 215.
- CONCEIÇÃO, A.L.C., CUNHA, D.M., OLIVEIRA, O.R., PELA, C.A., GONÇALVES, O.D., POLETTI, M.E. *Identification of neoplastic human breast tissues using commercial powder diffractometers*. In: **10th International Symposium on Radiation Physics and Workshop on use of Monte Carlo Techniques for Design and Analysis of Radiation Detectors**, 2006, Coimbra. 10th International Symposium on Radiation Physics and Workshop on use of Monte Carlo Techniques for Design and Analysis of Radiation Detectors, 2006.

Referências Bibliográficas

- Al-Bahri, J. S. e Spyrou, N. M. (1998), ‘Electron density of normal and pathological breast tissues using a Compton scattering technique’, *Appl. Radiat. Isotopes* **49**(12), 1677–1684.
- Aslund, M., Cederstrom, B., Lundqvist, M. e Danielsson, M. (2006), ‘Scatter rejection in multislit digital mammography’, *Med. Phys.* **33**(4), 933–40.
- Attix, F. H. (1986), *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, John Wiley & Sons.
- Barnes, G. T. (1991), ‘Contrast and scatter in x-ray imaging’, *Radiographics* **11**(2), 307–23.
- Barnes, G. T. e Brezovich, I. A. (1978), ‘The intensity of scattered radiation in mammography’, *Radiology* **126**(1), 243–47.
- Baró, J., Roteta, M., Fernández-Varea, J. e Salvat, F. (1994), ‘Analytical cross sections for Monte Carlo simulation of photon transport’, *Radiat. Phys. Chem.* **44**(5), 531–52.
- 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)’, [Online] Available at: <http://physics.nist.gov/xcom> [2009, July 2]. National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD.
- Bergstrom, P. M. e Pratt, R. H. (1997), ‘An overview of the theories used in Compton scattering calculations’, *Radiat. Phys. Chem.* **50**(1), 3–29.
- Biggs, F., Mendelsohn, L. B. e Mann, J. B. (1975), ‘Hartree-Fock Compton profiles for the elements’, *Atom. Data Nucl. Data* **16**, 201–309.
- Birch, R., Marshall, M. e Ardran, G. M. (1979), Catalogue of spectral data for diagnostic x-rays, Technical report, Hospital Physicists’ Association, London SW1X 8QX.
- 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), ‘Active pixel sensor system for laboratory-based x-ray diffraction studies of biological tissue’, *Phys. Med. Biol.* **53**, 655–72.
- Bohndiek, S. E., Royle, G. J. e Speller, R. D. (2009), ‘An active pixel sensor x-ray diffraction (APXRD) system for breast cancer diagnosis’, *Phys. Med. Biol.* **54**(11), 3513–27.
- 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., Buonocore, M. H. e Cooper III, V. N. (2000a), ‘Monte Carlo validation in diagnostic radiological imaging’, *Med. Phys.* **27**(6), 1294–1304.
- Boone, J. M., Fewell, T. R. e Jennings, R. J. (1997), ‘Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolation polynomials with application to mammography’, *Med. Phys.* **24**(12), 1863–74.
- Boone, J. M., Seibert, J. A., Tang, C. M. e Lane, S. M. (2002), ‘Grid and slot scan scatter reduction in mammography: Comparison by using Monte Carlo techniques’, *Radiology* **222**(2), 519–27.
- Brusa, D., Stutz, G., Riveros, J. A., Fernández-Varea, J. M. e Salvat, F. (1996), ‘Fast sampling algorithm for the simulation of photon Compton scattering’, *Nucl. Instrum. Meth. A* **379**, 167–75.
- Cardoso, S. C., Gonçalves, O. D., Schechter, H. e Eichler, J. (2003), ‘Modelling the elastic scattering in diagnostic radiology: the importance of structure form factors’, *Phys. Med. Biol.* **48**(13), 1907–16.
- Castro, C. R. F., Barroso, R. C., Anjos, M. J., Lopes, R. T. e Braz, D. (2004), ‘Coherent scattering characteristics of normal and pathological breast human tissues’, *Radiat. Phys. Chem.* **71**(3-4), 649–51.
- Castro, C. R. F., Barroso, R. C., de Oliveira, L. F. e Lopes, R. T. (2005), ‘Coherent scattering X-ray imaging at the Brazilian National Synchrotron Laboratory: Preliminary breast images’, *Nucl. Instrum. Meth. A* **548**(1-2), 116–22.
- Chan, H. P. e Doi, K. (1983), ‘The validity of Monte Carlo simulation in studies of scattered radiation in diagnostic radiology’, *Phys. Med. Biol.* **28**(2), 109–29.
- Chan, H. P. e Doi, K. (1984), ‘Radiation dose in diagnostic radiology: Monte Carlo simulation studies’, *Med. Phys.* **11**(4), 480–90.
- Chan, H. P. e Doi, K. (1985), ‘Physical characteristics of scattered radiation in diagnostic radiology: Monte Carlo simulation studies’, *Med. Phys.* **12**(2), 152–65.
- Chan, H. P. e Doi, K. (1986), ‘Some properties of photon scattering in water phantoms in diagnostic radiology’, *Med. Phys.* **13**(6), 824–30.
- Cunha, D. M., Oliveira, O. R., Perez, C. A. e Poletti, M. E. (2006), ‘X-ray scattering profiles of some normal and malignant human breast tissues’, *X-Ray Spectrom.* **35**(6), 370–4.
- Dance, D. R. (1990), ‘Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose’, *Phys. Med. Biol.* **35**(9), 1211–19.
- Dance, D. R., Persliden, J. e Carlsson, G. A. (1992), ‘Calculation of dose and contrast for two mammographic grids’, *Phys. Med. Biol.* **37**(1), 235–48.
- Evans, S. H., Bradley, D. A., Dance, D. R., Bateman, J. E. e Jones, C. H. (1991), ‘Measurement of small-angle photon scattering for some breast tissues and tissue substitute materials’, *Phys. Med. Biol.* **36**(1), 7–18.

- Farquharson, M. J. e Geraki, K. (2004), 'The use of combined trace element XRF and EDXRD data as a histopathology tool using a multivariate analysis approach in characterizing breast tissue', *X-Ray Spectrom.* **33**(4), 240–5.
- Griffiths, J. A., Royle, G. J., Hanby, A. M., Horrocks, J. A., Bohndiek, S. E. e Speller, R. D. (2007), 'Correlation of energy dispersive diffraction signatures and microCT of small breast tissue samples with pathological analysis', *Phys. Med. Biol.* **52**(20), 6151–64.
- Griffiths, J. A., Royle, G. J., Horrocks, J. A., Hanby, A. M., Pani, S. e Speller, R. D. (2008), 'Angular dispersive diffraction microCT of small breast tissue samples', *Radiat. Phys. Chem.* **77**(4), 373–80.
- Haines, E. (1991), Essential ray tracing algorithms, in A. S. Glassner, ed., 'An Introduction to Ray Tracing', Academic Press Limited.
- 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), 485–91.
- Harding, G., Kosanetzky, J. e Neitzel, U. (1987), 'X-ray-diffraction computed-tomography', *Med. Phys.* **14**, 515–25.
- Harris, E. J., Royle, G. J., Speller, R. D., Griffiths, J. A., Kidane, G. e Hanby, A. M. (2003), 'Evaluation of a novel low light level (L3 vision) CCD technology for application to diffraction enhanced breast imaging', *Nucl. Instrum. Meth. A* **513**(1-2), 27–31.
- Hubbell, J. H., Veigele, W. J., Briggs, E. A., Brown, R. T., Cromer, D. T. e Hower-ton, R. J. (1975), 'Atomic form factors, incoherent scattering functions and photon scattering cross sections', *J. Phys. Chem. Ref. Data* **4**(3), 471–538.
- INCA (2009), *Estimativa 2010: incidência de câncer no Brasil*, Instituto Nacional de Câncer, Rio de Janeiro. Disponível em <http://www.inca.gov.br/>.
- Jackson, D. F. e Hawkes, D. J. (1981), 'X-ray attenuation coefficients of compounds and mixtures', *Phys. Rep.* **70**(3), 169–233.
- 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), 675–95.
- Kidane, G., Speller, R. D., Royle, G. J. e Hanby, A. M. (1999), 'X-ray scatter signatures for normal and neoplastic breast tissues', *Phys. Med. Biol.* **44**(7), 1791–802.
- Klug, H. P. e Alexander, L. E. (1974), *X-ray Diffraction Procedures for Polycrystalline and Amorphous Materials*, 2 edn, John Wiley & Sons, New York.
- Krol, A., Bassano, D. A., Chamberlain, C. C. e Prasad, S. C. (1996), 'Scatter reduction in mammography with air gap', *Med. Phys.* **23**(7), 1263–70.
- Leclair, R. J. e Johns, P. C. (1998), 'A semianalytic model to investigate the potential applications of x-ray scatter imaging', *Med. Phys.* **25**(6), 1008–20.

- Leclair, R. J. e Johns, P. C. (2002), ‘Optimum momentum transfer arguments for x-ray forward scatter imaging’, *Med. Phys.* **29**(12), 2881–90.
- Lederer, C. M. e Shirley, V. S., eds (1978), *Table of Isotopes*, 7 edn, Wiley-Interscience, New York.
- Motz, J. W. e Danos, M. (1978), ‘Image information content and patient exposure’, *Med. Phys.* **5**(1), 8–22.
- Namito, Y., Ban, S. e Hirayama, H. (1994), ‘Implementation of the Doppler broadening of a Compton-scattered photon into the EGS4 code’, *Nucl. Instrum. Meth. A* **349**(2-3), 489–94.
- Peplow, D. E. e Verghese, D. (1998), ‘Measured molecular coherent scattering form factors of animal tissues, plastics and human breast tissue’, *Phys. Med. Biol.* **43**(9), 2431–52.
- 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. D. e Mazzaro, I. (2002b), ‘Coherent and incoherent scattering 17.44 and 6.93keV x-ray photons scattered from biological and biological-equivalent samples: characterization of tissues’, *X-Ray Spectrom.* **31**, 57–61.
- Poletti, M. E., Gonçalves, O. D., Schechter, H. e Mazzaro, I. (2002c), ‘Precise evaluation of elastic differential scattering cross-sections and their uncertainties in x-ray scattering experiments’, *Nucl. Instrum. Meth. B* **187**, 437–46.
- Raeside, D. E. (1976), ‘Monte-Carlo principles and applications’, *Phys. Med. Biol.* **21**(2), 181–97.
- Ribberfors, R. (1975), ‘Relationship of the relativistic Compton cross section to the momentum distribution of bound electron states’, *Phys. Rev. B* **12**(6), 2067–74.
- Ribberfors, R. e Berggren, K. F. (1982), ‘Incoherent-x-ray-scattering functions and cross sections $(d\sigma/d\Omega')_{incoh}$ by means of a pocket calculator’, *Phys. Rev. A* **26**(6), 3325–33.
- Ryan, E. A. e Farquharson, M. J. (2007), ‘Breast tissue classification using x-ray scattering measurements and multivariate data analysis’, *Phys. Med. Biol.* **52**(22), 6679–96.
- Ryan, E. A., Farquharson, M. J. e Flinton, D. M. (2005), ‘The use of Compton scattering to differentiate between classifications of normal and diseased breast tissue’, *Phys. Med. Biol.* **50**(14), 3337–48.
- Ryan, E. e Farquharson, M. J. (2004), ‘Angular dispersive x-ray scattering from breast tissue using synchrotron radiation’, *Radiat. Phys. Chem.* **71**, 971–72.
- Säbel, M. e Aichinger, H. (1996), ‘Recent developments in breast imaging’, *Phys. Med. Biol.* **41**(3), 315–68.
- Speller, R. (1999), ‘Tissue analysis using x-ray scattering’, *X-Ray Spectrom.* **28**(4), 244–50.

- Tabar, L., Gad, A., Holmberg, L. H., Ljungquist, U., Eklund, G., Fagerberg, C., Balde-
torp, L., Grontoft, O., Lundstrom, B., Manson, J., Day, N. e Pettersson, F. (1985),
'Reduction in mortality from breast cancer after mass screening with mammography.
randomised trial from the breast cancer screening working group of the swedish na-
tional board of health and welfare.', *Lancet* **13**(1), 829–32.
- Taibi, A., Royle, G. J. e Speller, R. D. (2000), 'A Monte Carlo simulation study to
investigate the potential of diffraction enhanced breast imaging', *IEEE T. Nucl. Sci.*
47(4), 1581–86.
- Tartari, A., Casnati, E., Bonifazzi, C. e Baraldi, C. (1997), 'Molecular differential cross
sections for x-ray coherent scattering in fat and polymethyl methacrylate', *Phys.*
Med. Biol. **42**, 2551–60.
- Theodorakou, C. e Farquharson, M. J. (2008), 'Human soft tissue analysis using x-ray or
gamma-ray techniques', *Phys. Med. Biol.* **53**(11), R111–49.
- Tucker, D. M., Souto, M. e Barnes, G. T. (1993), 'Scatter in computed radiography',
Radiology **188**(1), 271–4.
- Van Uytven, E., Pistorius, S. e Gordon, R. (2008), 'A method for 3D electron density
imaging using single scattered x-rays with application to mammographic screening',
Phys. Med. Biol. **53**(19), 5445–59.
- Waller, I. e Hartree, D. R. (1929), 'On the intensity of total scattering of x-rays', *Proc.*
R. Soc. Lon. Ser.-A **124**(793), 119–42.
- Westmore, M. S., Fenster, A. e Cunningham, I. A. (1997), 'Tomographic imaging of the
angular-dependent coherent-scatter cross section', *Med. Phys.* **24**(1), 3–10.
- Wu, X., Barnes, G. T. e Tucker, D. M. (1991), 'Spectral dependence of glandular tissue
dose in screen-film mammography', *Radiology* **179**(1), 143–8.