UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE FÍSICA

ESPECTROMETRIA DE RAIOS X EM MAMOGRAFIA APLICADA À PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

ROSELI KÜNZEL

Orientador: Prof. Dr. Silvio Bruni Herdade

Tese de doutorado apresentada ao
Instituto de Física para a obtenção
do título de Doutor em Ciências

Banca Examinadora

Prof. Dr. Silvio Bruni Herdade (IFUSP)

Profa. Dra. Emico Okuno (IFUSP)

Profa. Dra. Elisabeth Mateus Yoshimura (IFUSP)

Profa. Dra. Adelaide de Almeida (FFCLRP/USP)

Prof. Dr. Martin Eduardo Poletti (FFCLRP/USP)

São Paulo
2006

Dedicada

Ao Ronaldo
Bruno e Mariana com todo o amor do mundo

Agradecimentos

Ao Prof. Dr. Silvio Bruni Herdade pela orientação competente, confiança, paciência e incentivo.

A Fundação de Amparo À Pesquisa do Estado de São Paulo pelo auxílio financeiro (processo 01/12032-7).

Ao IEE/USP por permitir o uso de suas instalações e equipamentos para o desenvolvimento deste trabalho.

Ao Hospital Universitário da Universidade de São Paulo por permitir o uso da sua unidade mamográfica para a coleta de dados utilizados neste trabalho.

A Tânia Furquim pelo empréstimo dos equipamentos necessários para a coleta de dados.

Ao Ricardo Terini e Paulo Costa pela colaboração no desenvolvimento deste trabalho.

Ao Hélio e ao Daniel pelo auxílio com os modelos de Monte Carlo.

A todos os funcionários do IEE/USP especialmente ao Barbosa, Denise, Marcão e Marcio.

A Arlene Linke (minha irmã de orientação), Pedro, Chacal e Givaldo por me auxiliarem com as medições no Hospital Universitário.

A minha familia, minha mãe Walli, meu pai Oscar (*in memoriam*) e aos meus irmãos Milton, Noeli, Lorida, Marli e Reni pelo carinho e apoio.

Ao meu esposo Ronaldo pelo amor, carinho e auxílio no desenvolvimento deste trabalho.

Aos meus filhos Bruno e Mariana, fontes da minha inspiração, pelo amor e carinho. Embora ainda não entendam vocês me deram muita força para desenvolver este trabalho.

Aos meus sogros Ronaldo e Miriam (*in memoriam*) pelo apoio e incentivo.

A todas as pessoas que de alguma forma contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

Espectrometria de raios X em mamografia aplicada à proteção radiológica

Roseli Künzel

Resumo

Neste trabalho foram efetuadas medições de espectros de raios X espalhados por um objeto simulador de mama em uma unidade de mamografia clínica para as combinações alvo/filtro Mo/Mo, Mo/Rh e W/Rh e tensões de aceleração do tubo de 25 e 30 kV. Os espectros de raios X foram registrados por um detector $Cd_{0.9}Zn_{0.1}Te$ (CZT) para ângulos de espalhamento entre 30 e 165°. Os métodos de medição e correção dos espectros experimentais foram avaliados a partir da comparação entre os valores de kerma no ar e camada semi-redutora calculados a partir dos espectros de raios X corrigidos com aqueles obtidos a partir de medições efetuadas com uma câmara de ionização em uma unidade de mamografia não-clínica. As formas dos espectros de raios X experimentais obtidos nesta unidade não-clínica, devidamente corrigidos, foram comparadas aos espectros de raios X simulados utilizando-se modelos semi-empíricos e de Monte Carlo publicados na literatura. Os espectros de raios X relativos aos feixes primários no equipamento clínico foram simulados utilizando-se modelos semi-empíricos normalizados para os valores de kerma no ar obtidos a partir de medições efetuadas com uma câmara de ionização. Os espectros de raios X espalhados obtidos no sistema de raios X clínico foram caracterizados a partir da determinação da camada semi-redutora e da energia média do espectro. Valores de kerma no ar, equivalente de dose ambiente, dose efetiva e fração de espalhamento foram calculados a partir dos espectros de raios X experimentais corrigidos para as três combinações alvo/filtro disponíveis no equipamento clínico. Coeficientes de conversão médio de kerma no ar para equivalente de dose ambiente e de kerma no ar para dose efetiva também foram calculados para os espectros de raios X espalhados produzidos pelas combinações alvo/filtro Mo/Mo, Mo/Rh e W/Rh. Os resultados obtidos neste trabalho mostram que para os espectros de raios X espalhados o equivalente de dose ambiente fornece uma superestimativa do

valor da dose efetiva por um fator de aproximadamente 5 na região de energia utilizada em mamografia. Os resultos também mostram que os valores de fração de espalhamento obtidos para a combinação W/Rh são maiores que aqueles obtidos para as combinações Mo/Mo e Mo/Rh. Os resultados obtidos neste trabalho podem ser usados para avaliar a concordância com os limites de dose estabelecidos por normas regulamentadoras próximos a uma unidade clínica de mamografia e no cálculo de barreiras protetoras mais realísticas em mamografia. A influência de diferentes combinações alvo/filtro na espessura da barreira protetora em uma unidade de mamografia clínica também podem ser avaliados.

X-ray spectroscopy in mammography applied to radiological protection

Roseli Künzel

Abstract

In this work, scattered x-ray distributions were produced by irradiating a tissue equivalent phantom under clinical mammographic conditions by using Mo/Mo, Mo/Rh and W/Rh anode/filter combinations, for 25 and 30 kV tube voltages. Energy spectra of the scattered x-rays have been measured with a $Cd_{0.9}Zn_{0.1}Te$ (CZT) detector for scattering angles between 30 and 165°. Measurement and correction process have been evaluated through the comparison between the values of HVL and air kerma calculated from the corrected spectra and measured with an ionization chamber in a nonclinical x-ray system with a W/Mo anode/filter combination. The shapes of the corrected x-ray spectra measured in the nonclinical system were also compared with those calculated using semiempirical and Monte Carlo models published in the literature. The primary x-ray spectra in the clinical unit used in this work was calculated by using semiempirical models published in the literature normalized to air kerma values measured with an ionization chamber. Scattered x-ray spectra measured in the clinical x-ray system have been characterized through the calculation of half value layer (HVL) and mean photon energy. Values of air kerma, ambient dose equivalent and effective dose have been evaluated through the corrected x-ray spectra. Mean conversion coefficients relating the air kerma to the ambient dose equivalent and to the effective dose from the scattered beams for Mo/Mo, Mo/Rh and W/Rh anode/filter combinations were also evaluated. Adicionally, the scatter fractions has been evaluated through the measured spectra. Results show that for the scattered radiation beams the ambient dose equivalent provides an overestimate of the effective dose by a factor of about 5 in the mammography energy range. Results also show that the values of the scatter fraction are higher for the W/Rh anode/filter combination than for Mo/Mo and Mo/Rh. These results can be used in the control of the dose limits around a clinical unit and

in the calculation of more realistic protective shielding barriers in mammography. The influence of different anode/filter combinations on the shielding material thickness in the mammography energy range can also be evaluated.

Índice

Agradecimentos **iii**

Resumo **iv**

Abstract **vi**

1 Introdução **1**

1.1 Objetivos do trabalho 8

2 Materiais e Métodos **10**

2.1 Materiais utilizados 11

2.1.1 Sistemas de raios X 11

2.1.2 Detectores de radiação 11

2.1.3 Objetos simuladores de mama 13

2.1.4 Colimadores 14

2.1.5 Filtros 14

2.2 Caracterização dos sistemas de raios X 14

2.2.1 Adaptação do sistema não clínico para mamografia 14

2.2.2 Equipamento Siemens Mammomat 3000 Nova 20

2.3 Espectroscopia de raios X 21

2.3.1 Características gerais do fotodiodo PIN de silício 21

2.3.2 Características gerais do detector de CdZnTe (CZT) 21

2.3.3 Calibração e Resolução do espectrômetro 22

2.3.4 Medições de espectros no equipamento não clínico 25

2.3.5 Medições de espectros em equipamento clínico 27

2.3.6 Correção dos espectros experimentais 29
2.4 Simulações de espectros teóricos 35
2.4.1 Modelos semi-empíricos de TBC e TBW 35
2.4.2 Modelos gerados com o código de Monte Carlo GEANT4 36
2.5 Análise quantitativa de espectros 37
2.6 Avaliação de Incertezas 40

3 Resultados 43
3.1 Validação do método de espectroscopia 44
3.2 Caracterização dos feixes de raios X clínicos 48
3.2.1 Radiação primária 48
3.2.2 Radiação espalhada 51
3.3 Equivalente de dose ambiente e dose efetiva 60
3.4 Fração de espalhamento 70
3.4.1 Dependência com parâmetros experimentais 70
3.4.2 Resultados em equipamento clínico 72

4 Discussão e aplicação dos resultados 75

5 Conclusões e perspectivas 81

Anexo 85

A Trabalhos publicados decorrentes da tese 85
A.1 Artigos publicados em periódicos 85
A.2 Trabalhos em eventos 85
A.3 Trabalhos de divulgação científica 86

B Grandezas dosimétricas 87

Bibliografia 90

Lista de Figuras

1.1 Ilustração das componentes da radiação que devem ser levadas em consideração no cálculo de barreiras protetoras (*adaptado da norma NCRP 147 [4]*). 3

2.1 Diagrama de blocos do sistema eletrônico que constitui os detectores fotodiodo PIN de silício e CZT. 13

2.2 Ilustração de espectros produzidos por tubos de raios X com anodos de tungstênio e molibdênio. A curva contínua ilustra a forma do espectro gerado para um tubo com anodo de tungstênio e a curva tracejada representa o espectro gerado por um tubo de raios X com anodo de molibdênio. 15

2.3 Ilustração do efeito dos filtros de borda K no espectro produzido por um tubo com anodo de tungstênio. A curva tracejada ilustra a forma do espectro gerado por um tubo com anodo de tungstênio (Figura 2.2) com uma filtração adicional de molibdênio. Para fins de ilustração, a curva contínua representa o comportamento do coeficiente de atenuação para o molibdênio, com unidades de cm^2/g, em função da energia dos fótons. 16

2.4 Montagem experimental utilizadas nas medições de camada semi-redutora no equipamento não clínico, com anodo de tungstênio para diferentes filtrações adicionais de molibdênio. 17

2.5 Valores de camada semi-redutora obtidos com diferentes filtrações de molibdênio. As linhas tracejadas correspondem aos limites inferior e superior estabelecidos pela Portaria Ministerial de número 453 [3]. Em (a) os pontos foram obtidos utilizando uma filtação de 0,03 mm Mo, em (b) 0,04 mm Mo, em (c) 0,05 mm Mo e em (d) 0,06 mm Mo. As linhas contínuas foram utilizadas somente para ligar os pontos experimentais. 18

2.6 Retas de calibração para os detectores PIN e CZT. Em (a) está ilustrada a curva de calibração obtida para o fotodiodo PIN e em (b) para o detector CZT. 24

2.7 Montagem experimental utilizada nas medições da radiação espalhada no equipamento não clínico com anodo de tungstênio. O detector foi posicionado a 1 metro do centro do objeto espalhador nos diferentes ângulos. 26

2.8 Montagem experimental utilizada nas medições da radiação espalhada no equipamento clínico Siemens Mammomat 3000 Nova. O detector foi posicionado a 1 metro do centro do objeto espalhador nos diferentes ângulos. 28

2.9 Curva de eficiência experimental intrínseca para o detector CZT. Os pontos correspondem aos valores de eficiência determinados experimentalmente e a curva contínua corresponde ao ajuste da função 2.2 aos dados experimentais. As incertezas apresentadas na figura correspondem a incerteza combinada para k=1. 32

2.10 Eficiência intrínseca experimental para o detector fotodiodo PIN de silício. Os pontos correspondem aos valores de eficiência obtidos experimentalmente e a curva contínua corresponde à eficiência intrínseca calculada. 34

2.11 Fator de conversão de kerma no ar, K_{ar}, para equivalente de dose ambiente, $H^*(10)$, e dose efetiva para uma geometria de irradiação AP, E_p, em função da energia dos fótons [16]. 39

3.1 Comparação entre os espectros de raios X relativos ao feixe primário obtidos experimentalmente no equipamento não clínicocom o detector CZT (curva em cor vermelha) com o detector fotodiodo PIN de silício (curva em cor preta). 46
3.2 Comparação entre os espectros de raios X relativos ao feixe primário obtidos experimentalmente no equipamento não clínico(curva em cor vermelha) com os espectros gerados pelo modelo semi-empírico de TBC [13] (curva em cor preta). 47
3.3 Comparação entre os espectros experimentais obtidos com o detector CZT com os espectros simulados com o código de Monte Carlo GEANT4 [68]. 47
3.4 Comparação entre os espectros gerados pelo modelo semi-empírico de TBW [41] (curva em cor preta) e os espectros gerados pelo modelo de Monte Carlo GEANT4 [68] (curva em cor vermelha) para a combinações de anodo/filtro Mo/Mo e Mo/Rh. 49
3.5 Comparação entre os espectros gerados pelo modelo semi-empírico de TBC [13] (curva em cor vermelha) e os espectros gerados pelo modelo de Monte Carlo GEANT4 [68] (curva em cor preta) para a combinação de anodo/filtro W/Rh. 50
3.6 Ilustração da dependência dos coeficientes de atenuação para o objeto simulador de mama do tipo BR12 com a energia do feixe de raios X. . . 51
3.7 Espectros de raios X espalhados pelo objeto simulador de mama do tipo BR12, com 5 cm de espessura. Os feixes de raios X foram obtidos para a combinação de anodo/filtro Mo/Mo. Os espectros estão normalizados para área igual a 1. 52
3.8 Espectros de raios X espalhados pelo objeto simulador de mama do tipo BR12, com 5 cm de espessura. Os feixes de raios X foram obtidos para a combinação de anodo/filtro Mo/Rh. Os espectros estão normalizados para área igual a 1. 53

3.9 Espectros de raios X espalhados pelo objeto simulador de mama do tipo BR12, com 5 cm de espessura. Os feixes de raios X foram obtidos para a combinação de anodo/filtro W/Rh. Os espectros estão normalizados para área igual a 1. 54

3.10 Ilustração dos espectros de raios X espalhados a 135° e 150° por diferentes objetos simuladores de mama, para 30 kV, combinação alvo/filtro Mo/Mo. Os espectros foram normalizados para área unitária. 55

3.11 Ilustração da variação da seção de choque diferencial para o espalhamento Compton em função da energia e do ângulo de espalhamento. . . 64

3.12 Ilustração do comportamento da fração de espalhamento com a tensão de aceleração aplicada ao tubo de raios X e com o ângulo de espalhamento. Os dados foram obtidos em um equipamento não clínicopara a combinação alvo/filtro W/Mo. 71

3.13 Dependência da intensidade do espalhamento a_1 com a área irradiada pelo campo primário na posição do objeto simulador de mama. Os dados foram obtidos para uma tensão de 30 kV e espalhamento de 90°. 72

B.1 Ilustração do conceito de campo expandido e alinhado (*extraído de Dietze 2004 [77]*). 89

Lista de Tabelas

2.1 Valores de camada semi-redutora para uma filtração adicional de 0,04 mm de molibdênio com e sem o compressor de mama. Na coluna 4 a diferença entre os valores de camada semi-redutora com e sem o compressor de mama é apresentada. 19

2.2 Valores de camada semi-redutora (mmAl) obtidos no equipamento Siemens Mammomat 3000 Nova. Na coluna 1 está especificada a combinação alvo/filtro, a tensão de operação do tubo e o produto corrente x tempo estão especificados nas colunas 2 e 3, respectivamente. Os valores de camada semi-redutora determinados a partir dos valores de exposição medidos se encontram na coluna 4. 20

2.3 Características das fontes radioativas usadas na calibração dos detectores*. 23

2.4 Comparação entre os valores de largura a meia altura (FWHM) obtidos com os detectores fotodiodo PIN de silício e CZT. Na coluna 1 está especificada a energia, nas colunas 2 e 3 a FWHM obtida com os detectores CZT e fotodiodo PIN de silício, respectivamente. 24

3.1 Comparação entre os valores de camada semi-redutora (mm Al) e kerma no ar (μGy/mAs) obtidos com a câmara de ionização e calculados a partir dos espectros experimentais corrigidos obtidos com os detectores CZT e fotodiodo PIN de Si no equipamento não clínico(IEE-USP). As incertezas apresentadas correspondem à incerteza combinada para k=1. 45

3.2 Valores de camada semi-redutora, obtidos a partir de medições efetuadas com câmara de ionização, e energia média, calculada a partir dos espectros teóricos, para o equipamento Siemens Mammomat 3000 Nova. As incertezas apresentadas correspondem à incerteza combinada para k=1. 48

3.3 Valores de camada semi-redutora (mmAl) e energia média (keV) para os espectros de raios X espalhados registrados a 1 m de distância do centro do objeto espalhador. Os espectros foram espalhados pelo objeto simulador de mama do tipo BR12 utilizando-se uma espessura de 5 cm. Os valores de incerteza correspondem à incerteza combinada para k=1. 57

3.3 Continuação 58

3.4 Valores de camada semi-redutora (mmAl) e energia média (keV) para os espectros de raios X espalhados registrados a 1 m de distância do centro do objeto espalhado. Os espectros foram espalhados pelo objeto simulador de mama do tipo BR12 utilizando-se uma espessura de 8,5 cm para a combinação anodo/filtro Mo/Mo. Os valores de incerteza correspondem à incerteza combinada para k=1. 58

3.5 Valores de camada semi-redutora (mmAl) e energia média (keV) para os espectros de raios X espalhados registrados a 1 m de distância do centro do objeto espalhado. Os espectros foram espalhados pelo objeto simulador de mama de PMMA para a combinação anodo/filtro Mo/Mo. Os valores de incerteza correspondem à incerteza combinada para k=1. 59

3.6 Comparação entre os valores do ponto final do espectro calculado a partir da equação da energia para o espalhamento Compton e determinado a partir dos espectros experimentais para um feixe de 25 kV. O valor do ponto final determinado experimentalmente corresponde a média determinada a partir dos espectros de raios X espalhados por 5 cm de BR12 para as combinações Mo/Mo, Mo/Rh e W/Rh. 60

3.7 O mesmo que na Tabela 3.6 para uma tensão de 30 kV. 60

3.8 Valores de kerma no ar, equivalente de dose ambiente (H*(10)) e dose efetiva (E_p) para os feixes de raios X primários relativos ao equipamento clínico (HU/USP) a 1 m do ponto focal. Os valores de H*(10) e (E_p foram calculados utilizando-se os coeficientes de conversão variaáveis com a energia (figura 2.11). As incertezas apresentadas correspondem à incerteza combinada para k=1. 61

3.9 Coeficientes de conversão médios de kerma no ar para equivalente de dose ambiente ($\overline{C}_{H^*(10)}$) e dose efetiva ($\overline{C}_{E_p}$), respectivamente, determinados para os espectros de raios X primários . Os valores de H*(10) e E_p calculados utilizando-se estes coeficientes médios são apresentados nas colunas 5 e 6, respectivamente. As incertezas apresentadas correspondem à incerteza combinada para k=1. 62

3.10 Valores de kerma no ar, equivalente de dose ambiente ($H^*(10)$) e dose efetiva (E_p) para os espectros de raios X espalhados calculados utilizando-se os coeficientes de conversão em função da energia do feixe. Os espectros foram espalhados por um objeto simulador de mama do tipo BR12 com 5,0 cm de espessura. As incertezas apresentadas correspondem à incerteza combinada para k=1. 65

3.10 Continuação 66

3.11 Valores de kerma no ar, equivalente de dose ambiente ($H^*(10)$) e dose efetiva (E_p) para os espectros de raios X espalhados calculados utilizando-se os coeficientes de conversão em função da energia do feixe. Os espectros foram espalhados por um objeto simulador de mama do tipo BR12 com 8,5 cm de espessura para a combinação Mo/Mo. As incertezas apresentadas correspondem à incerteza combinada para k=1. 66

3.12 Valores de kerma no ar, equivalente de dose ambiente ($H^*(10)$) e dose efetiva (E_p) para os espectros de raios X espalhados calculados utilizando-se os coeficientes de conversão em função da energia do feixe. Os espectros foram espalhados por um objeto simulador de mama de PMMA para a combinação Mo/Mo. As incertezas apresentadas correspondem à incerteza combinada para k=1. 67

3.13 Coeficientes médios de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente, $\overline{C}_{H^*(10)}$, e de kerma no ar para dose efetiva, $\overline{C}_{E_p}$, para os espectros de raios X espalhados. Nas colunas 6 e 7 são apresentados valores de equivalente de dose ambiente e dose efetiva calculados utilizando-se estes coeficientes de conversão médios. Os valores de incerteza apresentados correspondem à incerteza combinada para k=1. . 68

3.13 Continuação 69

3.14 Coeficientes médios de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente ($\overline{C}_{H^*(10)}$) e dose efetiva ($\overline{C}_{E_p}$), respectivamente para os espectros de raios X espalhados pelo objeto simulador de mama do tipo BR12 com 8,5 cm de espessura. Os dados se referem a combinação alvo/filtro Mo/Mo. As incertezas apresentadas correspondem à incerteza combinada para k=1. 69

3.15 Coeficientes médios de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente ($\overline{C}_{H^*(10)}$) e dose efetiva ($\overline{C}_{E_p}$), respectivamente para os espectros de raios X espalhados pelo objeto simulador de mama de acrílico. Os dados se referem à combinação alvo/filtro Mo/Mo. As incertezas apresentadas correspondem à incerteza combinada para k=1. 70

3.16 Valores de fração de espalhamento (cm^{-2}) para a combinação Mo/Mo determinados a partir dos espectros de raios X espalhados pelo objeto simulador de mama do tipo BR12 com 5 cm de espessura. 73

3.17 Valores de fração de espalhamento (cm^{-2}) para a combinação Mo/Rh determinados a partir dos espectros de raios X espalhados pelo objeto simulador de mama do tipo BR12 com 5 cm de espessura. 73

3.18 Valores de fração de espalhamento (cm^{-2}) para a combinação W/Rh determinados a partir dos espectros de raios X espalhados pelo objeto simulador de mama do tipo BR12 com 5 cm de espessura. 74

4.1 Comparação entre os valores da razão entre o kerma no ar relativo ao feixe espalhado e o kerma no ar relativo ao feixe primário, a_1 obtidos neste trabalho com os resultados apresentados por Simpkin [5] para uma tensão de 25 kV. 77

4.2 Exemplo da variação das condições de blindagem em mamografia resultante da utilização de diferentes combinações alvo/filtro. 79

Capítulo 1

Introdução

A manutenção dos níveis de radiação ionizante abaixo dos limites exigidos pelas normas nacionais e internacionais é um tema amplamente discutido na literatura. A publicação de número 60 da *International Commission on Radiation Protection* (ICRP 60) [1] exige que sejam implantados métodos de otimização que garantam que o público exposto esteja submetido aos menores níveis de radiação possíveis, levando-se em conta fatores sociais e econômicos. A proteção radiológica durante a utilização de fontes de radiação ionizante deve ser adequada a estas exigências. Para isso, paredes, biombos, visores, tetos e pisos de salas utilizadas em radiologia diagnóstica, radioterapia e medicina nuclear devem ser corretamente dimensionados e revestidos com materiais atenuadores que garantam que os níveis de radiação em suas adjacências sejam compatíveis com os limites de dose para o tipo de público ocupante da área em questão.

A publicação de número 116 do *National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP 116) [2] estabelece um limite de 5 mSv de dose anual para áreas controladas e 1 mSv/ano para áreas não controladas. No Brasil a Portaria Ministerial de número 453 [3] adotou limites semelhantes.

Em aplicações radiológicas, a radiação é composta compreende as componentes primária e secundária. A radiação primária é aquela emitida diretamente pelo tubo de raios X usada para produzir a imagem. A componente secundária consiste de fótons espalhados pelo próprio paciente, pelo sistema receptor de imagens e pela radiação de fuga produzida no anodo e transmitida através da cúpula do tubo de raios X (Figura 1.1). A intensidade da radiação espalhada é função do ângulo de espalhamento, da

técnica radiológica utilizada (kVp, mAs), da localização do feixe no corpo do paciente e da forma e tamanho do paciente.

Para o cálculo da espessura de uma barreira primária é necessário conhecer a dose primária medida a 1 metro do ponto focal, a fração de ocupação de ambientes adjacentes, o fator de uso do feixe primário na barreira em questão e a transmissão dos fótons de raios X pelo material atenuador. No caso de barreiras secundárias além destes parâmetros é necessário também conhecer a fração de espalhamento [4, 5]. A **fração de espalhamento** é definida como a razão entre a dose relativa à radiação espalhada a 1 m do centro do paciente e a dose correspondente à radiação primária a 1 m do ponto focal do tubo de raios X, para um feixe primário incidente de área conhecida. Assume-se que o equivalente de dose devido à radiação espalhada varia linearmente com a área irradiada pelo feixe primário. A área do campo primário é adotada como a área do receptor de imagens na distância do ponto focal à imagem (SID -*Source to image distance*) [4].

O cálculo de barreiras protetoras para salas onde são operados equipamentos de raios X deve levar em consideração a contribuição da radiação primária, radiação espalhada e radiação de fuga. A intensidade da radiação de fuga é muito baixa na região de mamografia e pode ser desprezada [4,5]. Além disso, a intensidade do feixe primário é reduzida substancialmente devido à atenuação dos fótons pelo paciente,pelo receptor de imagens e pelas estruturas que suportam o receptor de imagens. No entanto, dependendo da área do feixe primário parte do feixe pode não ser interceptados pelo paciente ou pelos dispositivos acoplados ao tubo de raios X. Deve-se então projetar barreiras primárias e secundárias de forma a limitar a intensidade da radiação primária e espalhada, respectivamente, a níveis aceitáveis em regiões adjacentes a salas onde são operados equipamentos de raios X (figura 1.1) [6–8].

A norma NCRP 49 [9], publicada em 1976, serviu de base durante longo tempo na elaboração de projetos de salas radiológicas para diversas modalidades diagnósticas. Esta norma, no entanto apresentava-se desatualizada em face às novas tecnologias aplicadas no desenvolvimento de equipamentos e à redução dos limites de dose publicados pelas normas ICRP 60 e NCRP 116 [1, 2]. Além disso, os dados relativos à mamografia não eram contemplados nesta publicação. Recentemente, o NCRP 49 [9]

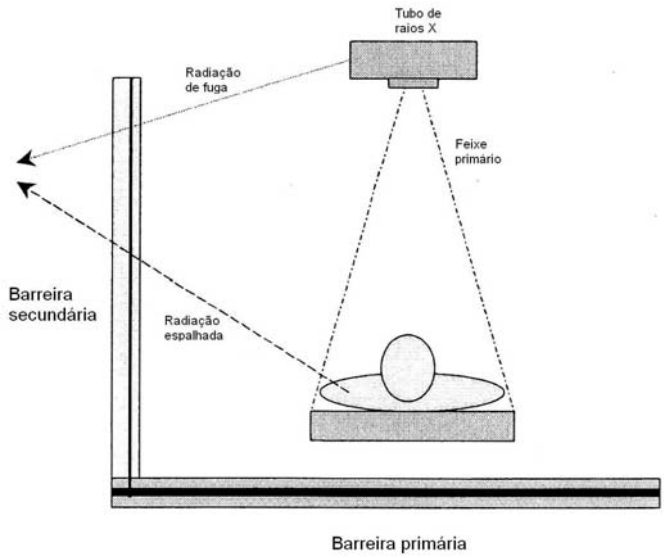

Figura 1.1: Ilustração das componentes da radiação que devem ser levadas em consideração no cálculo de barreiras protetoras (*adaptado da norma NCRP 147 [4]*).

passou por um processo de reformulação a fim de se adequar aos novos limites de dose estabelecidos bem como contemplar as demais modalidades diagnósticas não inclusas nesta publicação. Esse processo de reformulação resultou na publicação de número 147 do *National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP 147) [4].

Os dados de fração de espalhamento na região de mamografia apresentados na NCRP 147 [4] foram obtidos por Simpkin (1996) [5] a partir de medidas de radiação espalhada realizadas com câmara de ionização sem levar em consideração a distribuição espectral da radiação. Os dados apresentados por Simpkin (1996) [5] referem-se a tubos com anodo e filtro de molibdênio para diferentes ângulos de espalhamento e intensidade do feixe primário. De acordo com a NCRP 147 [4] as diferenças nas condições de blindagem para salas que dispõem de equipamentos com anodo de molibdênio (Mo), ródio (Rh) ou tungstênio (W) com filtros de Mo, Rh e alumínio (Al) para tensões de operação do tubo menores que 35 kV não são significativas.

Costa e colaboradores (1999, 2002) [10, 11] propuseram um modelo otimizado para o cálculo de barreiras protetoras levando em conta a distribuição espectral da radiação. Apesar desta metodologia ter apresentado resultados consistentes quando aplicada a diversas modalidades diagnósticas, foram adotadas algumas aproximações no processo de cálculo das curvas de atenuação. Estas aproximações foram necessárias, principal-

mente, devido à inexistência, na literatura, de muitas das informações necessárias aos cálculos. Uma das informações de grande importância para o cálculo correto das curvas de atenuação para barreiras secundárias, segundo o modelo proposto, consiste em conjuntos de espectros espalhados associados a espectros incidentes conhecidos, para diferentes modos operacionais e ângulos de espalhamento. Para a região de radiologia convencional, esta deficiência de informações foi contornada utilizando-se tabelas de espectros espalhados medidos por Fehrenbacher e colaboradores [12] e associando-os a espectros primários gerados pelo modelo semi-empírico de TBC [13]. Apesar de não serem espectros diretamente relacionados, esta aproximação permitiu a aplicação e a validação do modelo. No entanto, na região de mamografia a validação da metodologia proposta não foi possível por não terem sido encontrados, na literatura, dados espectrais adequados para a aplicação em questão.

A verificação dos níveis de restrição de dose em uma unidade radiológica é efetuada com base nos valores obtidos para as grandezas de proteção radiológica definidas por normas internacionais. Dois tipos de grandezas foram introduzidos especificamente para serem usadas em proteção radiológica: as de proteção, definidas pela *International Comission on Radiological Protection* (ICRP) e as operacionais, pela *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU). O conjunto de grandezas de proteção definidas pela ICRP 60 [1] inclui o equivalente de dose no órgão ou no tecido (H_T) e a dose efetiva (E_p), que corresponde a soma ponderada dos valores de equivalentes de dose sobre todos os órgãos ou tecidos do corpo humano. O cálculo das grandezas de proteção é complexo pois depende do conhecimento da dose média absorvida pelos órgãos radiosensíveis no corpo humano, do fator de sensibilidade de cada órgão à radiação ionizante e da posição do indivíduo exposto em relação à fonte. Por outro lado, o conjunto de grandezas operacionais definidas pela publicação número 39 [14] da ICRU são o equivalente de dose ambiente ($H^*(d)$) e o equivalente de dose direcional ($H^*(d,\Omega)$) para a monitoração de área e o equivalente de dose pessoal ($H_p(d)$) para a monitoração individual. A grandeza equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$, para um ponto de interesse em um campo de radiação real, é o equivalente de dose que seria produzido por um campo alinhado e expandido na esfera da ICRU a uma profundidade d, no raio oposto ao sentido do feixe de radiação incidente. O valor recomendado para

d é de 10 mm para radiação penetrante e 0,07 mm para radiação de baixa penetração. Partículas α, partículas β com energia inferior a 2 MeV e fótons com energia inferior a aproximadamente 12 keV são considerados radiação de baixa penetração [15]. As grandezas operacionais foram introduzidas com o objetivo de fornecer uma estimativa ou um limite superior para o valor das grandezas de proteção relacionadas para o caso de irradiação por fontes externas ao corpo humano [15].

A dose efetiva conforme definida na norma ICRP 60 [1] tem sido implementada na legislação de muitos países e recomendada para verificar os limites de exposição devido à radiação ionizante para trabalhadores com radiação e para o público. Esta também é a grandeza recomendada pela norma NCRP 147 [4]. No Brasil, a portaria do Ministério da Saúde de número 453 [3] recomenda a utilização da grandeza operacional equivalente de dose ambiente para verificar os níveis de restrição de dose em monitoração de área. As grandezas equivalente de dose ambiente e dose efetiva não são diretamente mensuráveis mas podem ser calculadas a partir de grandezas físicas fundamentais. Para o caso de fótons, a grandeza física fundamental é a dose absorvida, que é numericamente igual ao kerma no ar para energias na faixa utilizada para radiodiagnóstico quando o meio é o ar. A relação entre o kerma no ar e o equivalente de dose ambiente e a dose efetiva depende do espectro de raios X, uma vez que os coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente e dose efetiva variam significativamente com a energia dos fótons na faixa utilizada em mamografia ICRU 57 [16]. A análise espectral permite verificar a relação entre as grandezas equivalente de dose ambiente e dose efetiva para os espectros de raios X primários e espalhados em mamografia. Valores para os coeficientes de conversão médios de kerma no ar para equivalente de dose ambiente e dose efetiva, respectivamente, poderão ser calculados a partir dos espectros de raios X [17–20]. Esse tipo de informação é importante para o cálculo de barreiras protetoras na região de energia utilizada em mamografia uma vez que os limites de dose são estabelecidos em termos da grandeza dose efetiva e o cálculo de uma barreira protetora deve ser realizada em termos da grandeza kerma no ar [4]. Uma descrição mais completa das grandezas de proteção e operacionais apresentadas nesta seção é fornecida no anexo B.

O espectro de energia emitido por um sistema de raios X é um fator importante

para a análise do seu desempenho. Historicamente as propriedades espectrais têm sido estimadas com base no valor da camada semi-redutora [21, 22] medida com câmara de ionização para um dado valor de tensão. Embora a medida da camada semi-redutora seja relativamente simples, seu valor representa apenas uma medida indireta das propriedades espectrais de um sistema [23]. A distribuição espectral representa uma medida fundamental da qualidade do feixe de raios X e o seu conhecimento é necessário para otimizar a qualidade da imagem, reduzir a dose de radiação recebida pelo paciente, pessoal clínico e técnico bem como projetar detectores de radiação, avaliar a resposta de dosímetros e validar modelos numéricos utilizados para simular espectros teóricos.

A espectroscopia de raios X na região de mamografia em equipamentos clínicos apresenta dificuldades devido às restrições geométricas do sistema e à alta fluência de fótons que atingem o detector. A distância típica entre o ponto focal e o sistema receptor de imagens é de 60 cm. A essa distância, a alta fluência de fótons que atingem o detector resulta na distorção do espectro medido devido ao empilhamento de pulsos. Dessa forma, o número de fótons que atingem o detector deve ser limitado a fim de prevenir o empilhamento de pulsos. As seguintes técnicas experimentais tem sido utilizadas para limitar o número de fótons que atingem o detector:

- Operar o tubo de raios X no modo de fluoroscopia (modo de baixa corrente);
- Utilizar colimadores com pequenas aberturas e/ou utilizar longas distâncias entre o ponto focal e o detector a fim de limitar o ângulo sólido.

Em unidades mamográficas clínicas, no entanto, essas técnicas são impossíveis de ser executadas, à exceção do uso do colimador. Os motivos pelos quais essas técnicas não podem ser aplicadas em mamografia são os seguintes: (1) a maioria das unidades mamográficas não possui o modo fluoroscopia disponível e (2) é impossível utilizar grandes distâncias foco-detector devido à presença do receptor de imagens.

Medições de espectro de raios X na faixa de mamografia com detectores de germânio (detectores de germânio hiperpuro ou germânio lítio) e silício lítio (Si(Li)) foram realizadas por vários pesquisadores [24–27]. Nesses trabalhos o espectro de raios X foi obtido utilizando-se baixas correntes pela modificação do gerador do tubo de raios X

e/ou usando uma longa distância foco-detector.

O espectrômetro Compton e o espectrômetro de difração tem sido utilizados como alternativas para medidas de espectro de raios X em unidades mamográficas sob condições clínicas. O espectrômetro Compton mede o espectro espalhado por um objeto colocado no feixe de raios X primário, a um dado ângulo com relação à direção deste feixe. O espectro espalhado é medido com detectores de germânio hiperpuro (HPGe). O espectro de raios X primário é calculado a partir do espectro espalhado medido usando as expressões para o espalhamento Compton e as seções de choque de Klein-Nishina [28–30].

Com o espectrômetro de difração os fótons do feixe primário sofrem difração ao incidirem em um cristal que possui uma dada curvatura. Os raios X difratados são registrados por uma tela intensificadora com um dispositivo acoplado de carga (CCD) [31, 32]. O ângulo de difração determina a energia dos raios X detectados.

Embora a determinação do espectro utilizando-se os métodos de espalhamento Compton e difração de raios X possam ser aplicados de maneira eficiente em unidades mamográficas clínicas o limitado tempo de uso de equipamentos utilizados para fins de diagóstico e a precisão necessária na montagem do experimento dificultam a aplicação destas técnicas.

Recentemente detectores de CdZnTe (CZT) e fotodiodo PIN de silício vem sendo utilizados para fins de espectroscopia em tubos de raios X clínicos na faixa de mamografia [33–37]. A vantagem do uso desses detectores para aquisição de espectros é que, em geral, eles possuem um pequeno tamanho o que faz com que a sua eficiência para detecção de raios X seja limitada [38]. A principal dificuldade no uso destes equipamentos está no alinhamento entre o ponto focal e o detector, devido à inclinação do tubo de raios X nos mamógrafos [39].

Dada a necessidade do conhecimento da distribuição espectral e a complexidade de se realizar medições de espectro em equipamentos mamográficos em condições clínicas, modelos semi-empíricos [13, 40–42] ou empíricos [43] foram propostos para gerar espectros teóricos como função dos parâmetros de operação do tubo de raios X e da combinação alvo/filtro. Modelos baseados em métodos de Monte Carlo também se apresentam como alternativa para simulação de espectros teóricos [44–46]. Os métodos semi-empíricos e empíricos foram avaliados a partir da comparação dos espectros teóricos

simulados com medições de espectros experimentais obtidos em equipamentos especiais utilizados em laboratório [27].

1.1 Objetivos do trabalho

O objetivo deste trabalho é apresentar resultados relativos à espectroscopia de raios X na região de energia utilizada em mamografia aplicada à proteção radiológica. Com essa finalidade foram efetuadas medições de espectros de raios X primários e espalhados em um equipamento clínico para ângulos de espalhamento entre 30 e 165 graus para três combinações de anodo/filtro: Mo/Mo, Mo/Rh e W/Rh. O método de medição e correção dos espectros experimentais será validado com base nos espectros de raios X primários obtidos em um equipamento não clínico com anodo de tungstênio e filtração adicional de molibdênio. As formas dos espectros primários gerados pelo equipamento não clínico serão comparadas com as de espectros teóricos gerados por modelos semi-empíricos e modelos de Monte Carlo.

A partir dos espectros de raios X espalhados obtidos no equipamento clínico serão calculados valores de equivalente de dose ambiente e dose efetiva. A relação entre as grandezas equivalente de dose ambiente e dose efetiva será avaliada para os feixes de raios X primários e espalhados. Serão determinados ainda coeficientes de conversão médio de kerma no ar para equivalente de dose ambiente e dose efetiva para os espectros de raios X primários e espalhados gerados no equipamento clínico.

No Capítulo 2 os equipamentos de raios X, detectores de radiação e objetos simuladores de mama utilizados neste trabalho serão apresentados. A metodologia empregada na medição e correção dos espectros experimentais será apresentada e discutida, assim como a metodologia utilizada para o cálculo de parâmetros quantitativos, tais como camada semi-redutora, energia média, kerma no ar, dose efetiva, equivalente de dose ambiente e fração de espalhamento. Além disso, será definida a metodologia empregada na simulação dos espectros teóricos.

No capítulo 3 a validação do método de medição e de correção dos espectros experimentais será apresentada. Será avaliada a relação entre as grandezas equivalente de dose ambiente e dose efetiva. Adicionalmente serão apresentados valores de coeficientes

de conversão médio de kerma no ar para equivalente de dose ambiente. Finalmente, serão apresentados valores de fração de espalhamento para as três combinações de anodo/filtro utilizadas neste trabalho.

No capítulo 4 será apresentada uma discussão dos resultados obtidos e um exemplo de aplicação dos resultados no cálculo de barreiras protetoras.

No capítulo 5 as conclusões e as perspectivas futuras deste trabalho serão apresentadas.

Capítulo 2

Materiais e Métodos

Neste capítulo serão apresentados os materiais e os métodos utilizados para a obtenção dos espectros de raios X apresentados neste trabalho. Os espectros foram obtidos em um equipamento clínico da marca Siemens Mammomat 3000 Nova com anodos de molibdênio e tungstênio e em um equipamento não clínico com anodo de tungstênio, adaptado neste trabalho com filtros de molibdênio a fim de produzir um espectro com características semelhantes ao usado em mamografia. A espessura de molibdênio necessária para a adaptação do equipamento não clínico foi determinada a partir de medições de camada semi-redutora com uma câmara de ionização.

Os espectros de radiação foram registrados por um detector fotodiodo PIN de silício e um detector de $Cd_{0,9}Zn_{0,1}Te$ (CZT) no equipamento não clínico e por um detector CZT no equipamento clínico. Foram obtidos espectros para diferentes combinações de anodo/filtro, diferentes objetos simuladores de mama, diferentes áreas de campo primário incidentes no objeto simulador e ângulos de espalhamento.

Medições de espectros de raios X relativos ao feixe primário foram possíveis apenas no equipamento não clínico. Dessa forma, os feixes de radiação relativos aos feixes primários no equipamento clínico foram simulados a partir de modelos semi-empíricos publicados na literatura e a partir de métodos de Monte Carlo.

2.1 Materiais utilizados

2.1.1 Sistemas de raios X

a. Equipamento clínico da marca Siemens modelo Mammomat 3000Nova. O tubo de raios X é do tipo Pantix 40 MoW com duplo anodo, acoplado a um gerador de alta freqüência. Este equipamento possui as seguintes combinações de anodo/filtro: Mo/30μm Mo, Mo/25μm Rh e W/50μm Rh. As dimensões nominais dos pontos focais e a inclinação do anodo são: 0.15 mm com inclinação de 20 graus (foco fino, potência de 0.7 kW para o molibênio e 0.85 kW para o tungstênio) e 0.3 mm com inclinação de 13 graus (foco grosso, potência de 3.75 kW para o molibênio e 4.7 kW para o tungstênio), respectivamente. A tensão de operação varia de 23 a 35 kV, com incrementos de 1 kV. O produto corrente x tempo (mAs) varia de 2 a 710 mAs. A distância entre o ponto focal e o receptor de imagens é de 65 cm. Este equipamento pertence ao Hospital Universitário da Universidade de São Paulo (HU-USP).

b. Sistema de raios X industrial da marca Philips composto por um tubo de raios X modelo MCN 323 acoplado a um gerador de potencial constante, modelo MG 325 e a uma unidade de controle do tipo MGC 40. O tubo de raios X possui anodo de tungstênio e pontos focais de 1,2 mm (0,96 kW) e 4 mm (4,2 kW). A inclinação do anodo é de 22 graus. A tensão de aceleração aplicada ao tubo varia entre 15 e 320 kV e a corrente entre zero e 45 mA. Este equipamento pertence ao Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade São Paulo (IEE-USP).

2.1.2 Detectores de radiação

a. Monitor de radiação modelo 9015 da marca Radcal Corporation. Este instrumento pode ser acoplado a várias câmaras de ionização. Neste trabalho foi utilizada a câmara de ionização 10x5-6M. Esta camâra possui volume ativo de 6 cm^3 e foi especialmente projetada para operar na faixa de mamografia.O intervalo de dose medida por este equipamento vai de 0,01 μGy a 600 Gy.

b. Espectrômetro de raios X com detector fotodiodo PIN de silício da marca Amptek

(Amptek Co). Um diagrama de blocos do sistema de detecção está ilustrado na Figura 2.1 e é constituído pelos seguintes módulos: detector e pré-amplificador modelo XR-100CR, amplificador e fonte de alimentação modelo PX2CR, analisador multicanal modelo MCA 8000A e microcomputador com programa de aquisição de dados PMCA. O fotodiodo PIN de silício possui área sensível de 7 mm^2 e espessura da camada de depleção de 300 μm. O detector e o pré-amplificador estão montados sobre um substrato refrigerado termoelétricamente utilizando células Peltier e são mantidos a uma temperatura de aproximadamente -30°C. O conjunto detector e pré-amplificador é hermeticamente fechado e o sistema possui uma janela de berílio com espessura de 25 μm. O amplificador tem como função amplificar os pulsos de tensão provenientes do pré-amplificador. Além disso, o amplificador incorpora um circuito que faz a discriminação dos pulsos de acordo com o tempo de subida chamado RTD (*Rise Time Discriminator*). Quando o RTD está ligado, pulsos com tempo de subida muito longo são rejeitados pelo amplificador, e o espectro medido apresenta uma melhor resolução em energia. O analisador multicanal converte os sinais analógicos provenientes do amplificador em digitais e distribui estes sinais em vários canais, de acordo com a altura dos pulsos analógicos. A leitura dos dados obtidos é feita a partir de um microcomputador. O controle e o gerenciamento das aquisições é realizado utilizando-se um programa computacional fornecido pelo fabricante (PMCA).

c. Espectrômetro de raios X com detector de Telureto de Cádmio com Zinco, $Cd_{0,9}Zn_{0,1}Te$ (CZT) da marca Amptek (Amptek Co). Da mesma forma que o detector fotodiodo PIN de silício este equipamento também possui a configuração representada na Figura 2.1, constituído pelos seguintes componentes eletrônicos: detector e pré-amplificador modelo XR-100T-CZT, amplificador e fontes de alimentação modelo PX2T-CZT, analisador multicanal modelo MCA 8000A e microcomputador (*notebook ou desktop*) com programa de aquisição de dados PMCA. O detector CZT possui dimensões nominais de 3 mm x 3 mm de área e 2 mm de espessura. O detector e o pré amplificador estão montados sobre um substrato refrigerado por efeito termoelétrico utilizando células Peltier a uma temperatura de -30^{0}C. O detector e o pré-amplificador são isolados hermeticamente e o sistema possui uma

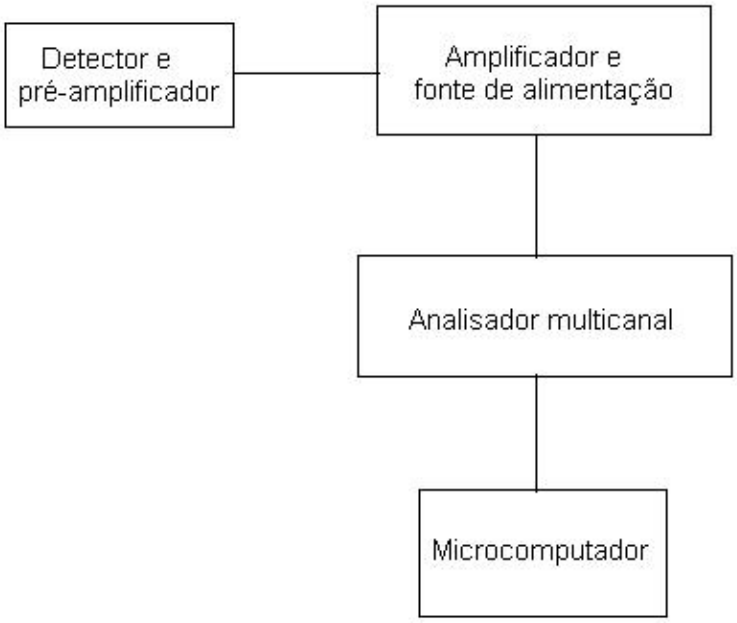

Figura 2.1: Diagrama de blocos do sistema eletrônico que constitui os detectores fotodiodo PIN de silício e CZT.

janela de berílio de 250 μm de espessura. O amplificador deste sistema também possui o circuito RTD, e o analisador multicanal utilizado é o mesmo que para o fotodiodo PIN. Da mesma forma que para o fotodiodo PIN de silício, o controle e o gerenciamento durante a aquisição do espectro são efetuados utilizando-se o programa computacional PMCA.

Os instrumentos descritos nos ítens a, b e c são equipamentos compactos e podem ser facilmente transportados para a realização de pesquisa de campo.

2.1.3 Objetos simuladores de mama

a. Objeto simulador de mama (phantom) feito com o composto tipo BR-12, fabricado pela Nuclear Associates. BR-12 é a denominação da formulação de um tipo de resina de epoxi que reage aos raios X no intervalo de energia utilizado em mamografia da mesma forma que os tecidos da mama. A formulação do material contém 75,07% dos átomos de carbono, 10,16% de oxigênio, 11,6% de hidrogênio, 1,23% de nitrogênio, 0,67% de cálcio e 1,17% de cloro. O objeto é composto por

3 blocos com 2 cm de espessura, 2 blocos com 1 cm de espessura e 1 bloco com 0,5 cm de espessura. A área nominal do objeto é 12,5 x 10 cm^2.

b. Objeto simulador de mama feito de PMMA (acrílico) com dimensões de 9 cm x 9 cm x 9 cm, cuja composição atômica é de aproximadamente 8% de hidrogênio, 60 % de carbono e 32% de oxigênio. Este objeto é utilizado para medidas de espalhamento em levantamentos radiométricos.

2.1.4 Colimadores

a. Colimadores de chumbo revestidos com aço inoxidável com 16,5mm de espessura posicionados na saída do sistema de raios X não clínico da marca Philips. Esses colimadores possuem o formato de um tronco de cone e foram utilizados como delimitadores do campo de radiação. A área do campo produzido por estes colimadores a distância de 1 m do ponto focal varia entre 60 e 400 cm^2.

b. Colimadores de tungstênio utilizados em frente ao detector com aberturas que variam entre 25 μm e 2 mm e espessura que varia entre 1 e 2 mm, fabricados pela Amptek (Amptek, Inc.).

2.1.5 Filtros

a. Filtros de Molibdênio constituído por lâminas com 99,99 % de pureza da marca Goodfellow, espessura de 0,01 mm e área nominal de 5 x 5 cm^2.

b. Filtros de alumínio com pureza de 99,99 %, marca *Nuclear Associates e Radcal Corporation*, com espessuras que variam entre 0,05 e 0,1 mm e área nominal de 10 x 10 cm^2.

2.2 Caracterização dos sistemas de raios X

2.2.1 Adaptação do sistema não clínico para mamografia

O espectro de raios X produzido por um sistema de mamografia com anodo de molibdênio é composto principalmente por radiação característica emitida em 17,5 e

19,6 keV. Por outro lado, o espectro de raios X emitido por um tubo com anodo de tungstênio, na região de energia utilizada em mamografia, é formado principalmente por radiação contínua (*Bremsstrahlung*) (Figura 2.2). Para que o espectro produzido por um tubo de raios X com anodo de tungstênio possa ser utilizado em mamografia é necessário utilizar filtros com bordas de absorção (*K-edge*) em energias apropriadas a fim de subtrair do espectro a parcela de fótons acima de uma dada energia que degrada a imagem e a parcela da radiação de baixa energia que aumenta a dose de radiação recebida pela paciente e que não contribui para a formação da imagem [47–52].

Os filtros com borda K de absorção (*K-edge*) são praticamente transparentes aos raios X com energias imediatamente inferiores à borda, enquanto que aqueles com energias superiores, como também os raios X de baixa energia, são altamente atenuados [22]. Dessa forma, uma janela espectral é produzida imediatamente abaixo da borda K, e o espectro transmitido é relativamente aumentado na região da janela. Na Figura 2.3 está ilustrado o efeito de uma filtração adicional de molibdênio no espectro produzido por um tubo de raios X com anodo de tungstênio. O molibdênio possui a borda K em 20 keV.

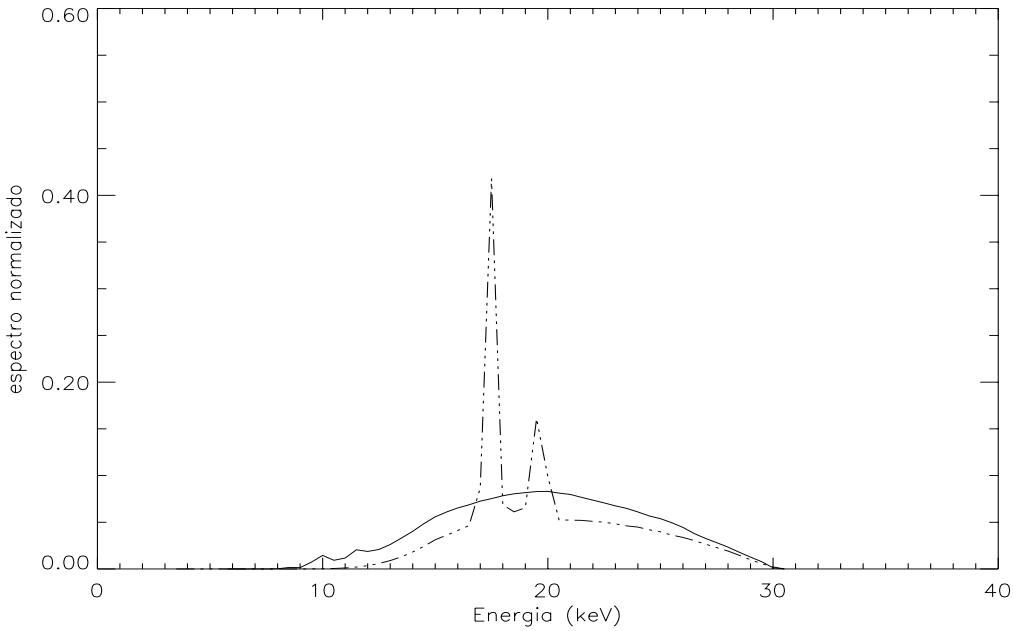

Figura 2.2: Ilustração de espectros produzidos por tubos de raios X com anodos de tungstênio e molibdênio. A curva contínua ilustra a forma do espectro gerado para um tubo com anodo de tungstênio e a curva tracejada representa o espectro gerado por um tubo de raios X com anodo de molibdênio.

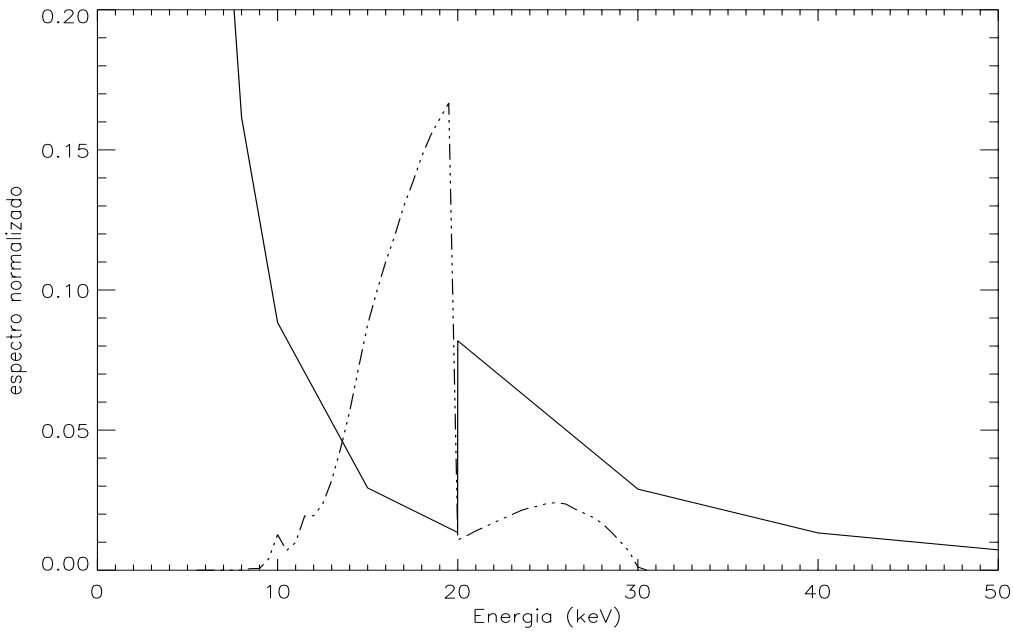

Figura 2.3: Ilustração do efeito dos filtros de borda K no espectro produzido por um tubo com anodo de tungstênio. A curva tracejada ilustra a forma do espectro gerado por um tubo com anodo de tungstênio (Figura 2.2) com uma filtração adicional de molibdênio. Para fins de ilustração, a curva contínua representa o comportamento do coeficiente de atenuação para o molibdênio, com unidades de cm^2/g, em função da energia dos fótons.

Neste trabalho um tubo de raios X não clínico, com anodo de tungstênio, foi adaptado com filtros de molibdênio para fins de pesquisa na região de energia utilizada em mamografia. O critério adotado para definir a filtração adicional de molibdênio a ser utilizada na saída do feixe de raios X foi verificar qual a espessura deste material produziria valores de camada semi-redutora dentro dos limites recomendados pela Portaria Ministerial 453 [3] para um tubo de raios X com anodo e filtro de molibdênio.

Para a determinação da espessura de molibdênio a ser utilizada na saída do feixe de radiação produzido pelo equipamento não clínico, com anodo de tungstênio, foram efetuadas medições de camadas semi-redutoras para diferentes filtrações adicionais de molibdênio. A montagem usada para realizar as medições está representada na Figura 2.4, segundo as recomendações da norma IEC 1223-3-2 (IEC - *International Eletrotechnical Comission*) [53]. O tubo de raios X foi posicionado na vertical numa altura de aproximadamente 1,2 m. Um colimador de 17,5 mm de abertura foi colocado na saída

do sistema de raios X e os filtros de molibdênio posicionados imediatamente após o colimador. As folhas de alumínio foram colocadas sobre um diafragma de chumbo com raio de aproximadamente 4,8 cm, a uma distância menor que 30 cm do ponto focal. A câmara de ionização foi posicionada a 60 cm de distância do ponto focal. A partir deste arranjo valores de camadas semi-redutoras, usando filtrações adicionais de molibdênio, foram avaliados.

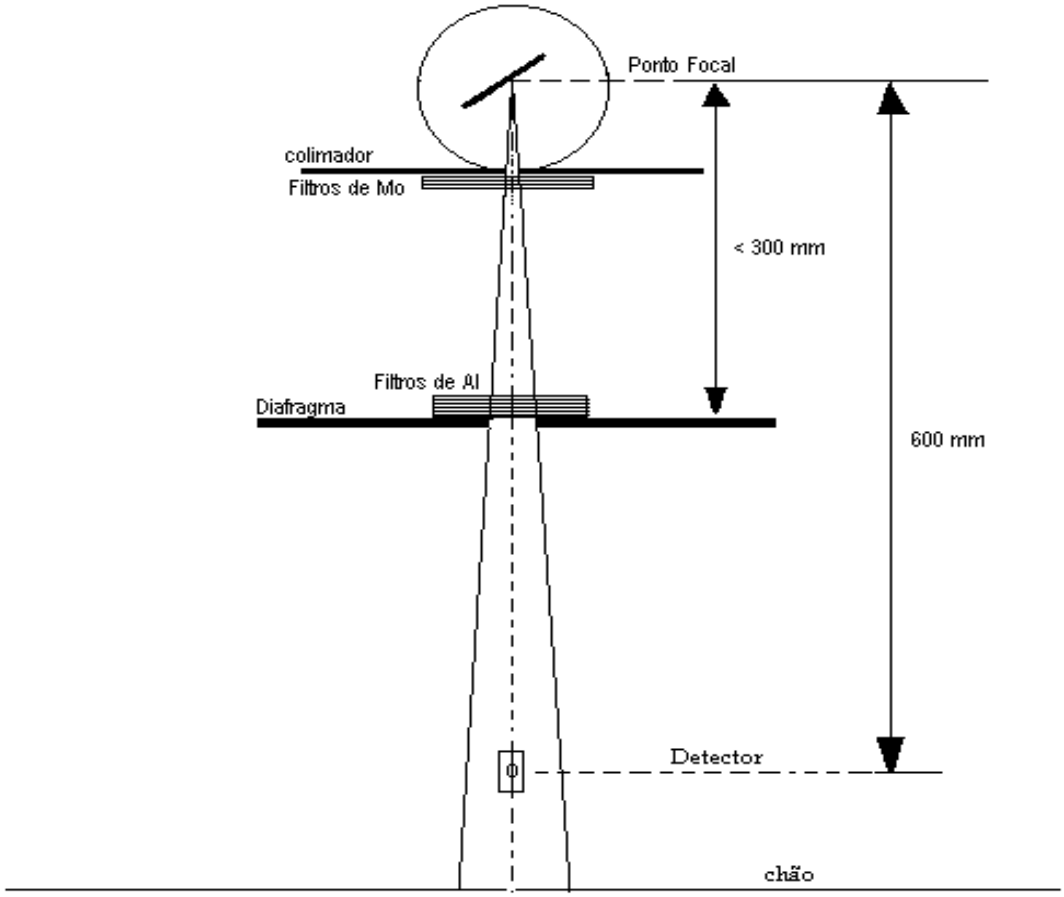

Figura 2.4: Montagem experimental utilizadas nas medições de camada semi-redutora no equipamento não clínico, com anodo de tungstênio para diferentes filtrações adicionais de molibdênio.

Foram realizadas medições de exposição para tensões entre 23 e 35 kV, corrente de 6,0 mA e o tempo de exposição foi de 30 segundos. A primeira medida foi realizada sem nenhuma filtração adicional de alumínio. Na seqüência, filtros de alumínio com espessura de 0,05 mm foram adicionados para as demais medições a fim de determinar a espessura necessária para reduzir pela metade a intensidade da primeira medida sem

nenhuma filtração. Cada medida corresponde a uma média de cinco leituras de taxa de exposição, com um desvio padrão máximo de 0,8%. A determinação da camada semi-redutora foi feita em concordância com a norma ACR (ACR - *American College of Radiology*) [54] a partir da interpolação de uma função semi-logarítmica aos dados de exposição medidos.

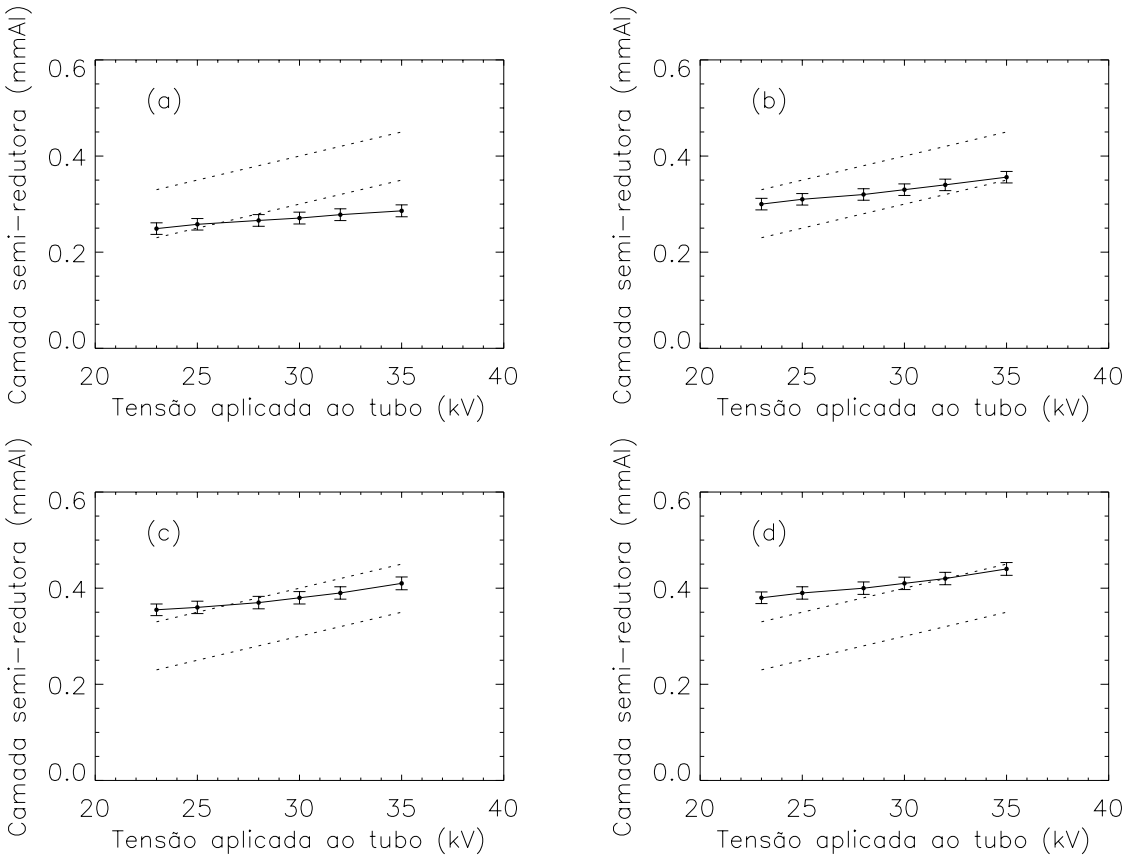

Figura 2.5: Valores de camada semi-redutora obtidos com diferentes filtrações de molibdênio. As linhas tracejadas correspondem aos limites inferior e superior estabelecidos pela Portaria Ministerial de número 453 [3]. Em (a) os pontos foram obtidos utilizando uma filtação de 0,03 mm Mo, em (b) 0,04 mm Mo, em (c) 0,05 mm Mo e em (d) 0,06 mm Mo. As linhas contínuas foram utilizadas somente para ligar os pontos experimentais.

De acordo com a portaria Ministerial 453 [3] e a norma ACR [54] o valor mínimo aceito para a camada semi-redutora em um sistema de mamografia com filtração adicional de 0,03 mm Mo é igual ao valor da tensão aplicada ao tubo dividida por 100 ($kV/100$). O valor máximo para a camada semi-redutora é dado pelo valor da tensão

aplicada dividada por 100 e somada de 0,1 mm Al ($kV/100 + 0,1$).

Os resultados de camada semi-redutora obtidos para filtrações adicionais de 0,03 mm Mo, 0,04 mm Mo, 0,05 mm Mo e 0,06 mm Mo de molibdênio estão representados graficamente na Figura 2.5. Os limites superiores e inferiores estabelecidos estão representados pelas linhas tracejadas. Comparando-se as curvas obtidas e as curvas limites estabelecidas pela Portaria Ministerial de número 453 [3], conclui-se que 0,04 mm Mo é a espessura de molibdênio para a qual os valores de camada semi-redutora estão em conformidade com a legislação nacional.

Estabelecida a filtração de 0,04 mm de molibdênio para a adaptação do sitema de raios X a fim de produzir um espectro similar ao usado em mamografia, foram realizadas medições para avaliar a contribuição do compressor de mama nos valores de camada semi-redutora. O procedimento experimental utilizado foi o mesmo descrito acima. Os resultados obtidos a partir destas medições estão ilustrados na tabela 2.1.

Tabela 2.1: Valores de camada semi-redutora para uma filtração adicional de 0,04 mm de molibdênio com e sem o compressor de mama. Na coluna 4 a diferença entre os valores de camada semi-redutora com e sem o compressor de mama é apresentada.

Voltagem	camada semi-redutora (mmAl)		diferença
(kV)	Sem compressor	Com compressor	(mm Al)
23	$0,290 \pm 0,023$	$0,333 \pm 0,022$	0,043
25	$0,299 \pm 0,027$	$0,341 \pm 0,027$	0,042
28	$0,318 \pm 0,025$	$0,359 \pm 0,024$	0,041
30	$0,327 \pm 0,029$	$0,371 \pm 0,027$	0,044
35	$0,355 \pm 0,031$	$0,390 \pm 0,030$	0,035

Verifica-se que a presença do compressor de mama aumenta o valor da camada semi-redutora em no máximo 0,044 mm Al. Os valores de camada semi-redutora obtidos para este sistema estão em concordância com as características de feixes de raios X "similares", para tubos de raios X com anodo de tungstênio e filtrações adicionais de molibdênio, ródio ou paládio, definidos pelo *Bureau International des Poids et Mesures* [55].

2.2.2 Equipamento Siemens Mammomat 3000 Nova

A camada semi-redutora (HVL) para os diferentes feixes de raios X primários foi determinada a partir de medidas de exposição com uma câmara de ionização. A montagem experimental utilizada está de acordo com as recomendações da norma do *American College of Radiology* [54]. Foram realizadas medições para 25 e 30 kV para as três combinações de anodo/filtro disponíveis neste equipamento: Mo/Mo, Mo/Rh e W/Rh. Para a combinação Mo/Mo também foram efetuadas medições para 35 kV.

Tabela 2.2: Valores de camada semi-redutora (mmAl) obtidos no equipamento Siemens Mammomat 3000 Nova. Na coluna 1 está especificada a combinação alvo/filtro, a tensão de operação do tubo e o produto corrente x tempo estão especificados nas colunas 2 e 3, respectivamente. Os valores de camada semi-redutora determinados a partir dos valores de exposição medidos se encontram na coluna 4.

Anodo/filtro	Tensão aplicada ao tubo (kV)	mAs (mAs)	camada semi-redutora (mmAl)
Mo/Mo	25	100	$0,315 \pm 0,025$
	30	80	$0,374 \pm 0,014$
	35	56	$0,405 \pm 0,035$
Mo/Rh	25	56	$0,380 \pm 0,014$
	30	56	$0,448 \pm 0,037$
W/Rh	25	56	$0,518 \pm 0,040$
	30	56	$0,578 \pm 0,021$

A primeira medida de exposição foi realizada sem nenhuma filtração adicional de alumínio. Em seguida determinou-se experimentalmente o valor da camada semi-redutora. Foram então efetuadas medições com filtração de alumínio ligeiramente inferior ao valor estimado da camada semi-redutora e outra com espessura ligeiramente superior. Cada medida corresponde a uma média de cinco leituras de taxa de exposição com um desvio padrão máximo de 0,2%. O cálculo da camada semi-redutora foi efetuado a partir da interpolação de uma função semi-logaritmica aos dados de exposição medidos. Os valores de camada semi-redutora obtidos encontram-se na Tabela 2.2. Os valores de camada semi-redutora satisfazem os valores recomendados pela Portaria

Ministerial de número 453 e se encontram dentro da faixa recomendada pela norma ACR [54] para as respectivas combinações de anodo/filtro.

2.3 Espectroscopia de raios X

2.3.1 Características gerais do fotodiodo PIN de silício

Fotodiodos PIN consitem de um semicondutor com junção P-N que possuem uma camada extra de alta resistência (i) entre as camadas P e N. Este tipo de dispositivo apresenta um tempo de resposta curto e baixas correntes de fuga. Embora esses dispositivos sejam fabricados como detectores de luz visível, eles também são usados para a detecção de raios X e gama.

A radiação incidente no detector interage com os átomos de silício e produz em média um par elétron/lacuna para cada 3,62 eV de energia depositada. O campo elétrico existente na camada de depleção dá o sentido de deslocamento desses portadores que, ao serem coletados, geram um pulso elétrico de amplitude proporcional à energia depositada no detector. Devido a pequena espessura da camada de depleção a eficiência de deteção da radiação depende fortemente da energia [56, 57].

Uma das vantagens dos fotodiodos é que, como em geral eles possuem uma área da junção P-N muito pequena, sua eficiência de deteção para raios X é extremamente limitada, o que permite que se faça medidas de espectro de raios X de alta intensidade sem o uso de colimadores do tipo "*pinhole*", que dificultam o alinhamento experimental. A pequena área da junção P-N também reduz a capacitância e a corrente de fuga o que resulta em uma melhor resolução em energia mesmo a temperatura ambiente.

2.3.2 Características gerais do detector de CdZnTe (CZT)

Compostos semicondutores de $Cd_{0.9}Zn_{0.1}Te$ (45 % dos átomos são de cádmio, 5% de zinco e 50% de telúrio) são obtidos a partir de crescimento de cristais pelo método HPB (*High Pressure Bridgman*). O elevado número atômico (Z=30 para o Zn, Z=48 para o Cd e Z = 52 para o Te) e a alta densidade do cristal (5,86g/cm^3) resultam em alta eficiência de detecção na faixa de energia dos raios X diagnósticos. Além disso,

esses compostos apresentam alta resistividade, baixas correntes de fuga e boa resolução em energia. A pequena área do detector resulta em boa resolução espacial [58].

A radiação incidente interage com os átomos do CZT criando, em média, um par elétron/lacuna para cada 5 eV de energia depositada no cristal. Para facilitar o processo de coleta de cargas produzidas no detector é aplicado ao cristal uma tensão de 400 V. Para diminuir a corrente de fuga e possibilitar o funcionamento do espectrômetro sob uma tensão de 400 V o detector é refrigerado por efeito termoelétrico utilizando-se células Peltier.

Uma das principais desvantagens dos cristais CZT é a baixa eficiência de coleta de cargas e o limitado valor do produto mobilidade-tempo de vida das lacunas, impedindo o seu uso em detectores de grande volume. O baixo valor do produto mobilidade-tempo de vida das lacunas afeta de forma contínua a resolução espectral à medida que a energia aumenta. Surgem, deste modo, diversas deformações espectrais características como assimetrias nos fotopicos ("cauda"de baixa energia) [34]. Outro problema do cristal de CZT é o escape de raios X secundários. Devido ao fato dos raios X característicos do cádmio e do telúrio possuírem energia relativamente alta estes facilmente escapam do detector.

2.3.3 Calibração e Resolução do espectrômetro

A calibração e a determinação da resolução do espectrômetro são realizadas a partir de medições de espectros de fontes radioativas padrão emissoras de radiação X e gama em energias definidas. Após a aquisição do espectro emitido por uma dada fonte, é realizado um ajuste de gaussianas nos picos de emissão a fim de determinar o canal representativo do pico e a sua largura a meia altura (FWHM - *Full Width at Half Maximum*). Como as fontes radioativas possuem picos de emissão em energias conhecidas, a correlação entre a energia do pico com o respectivo canal no espectro medido fornece a calibração do espectrômetro. Da mesma forma, a resolução do espectrômetro é obtida a partir da correlação entre a energia e a largura a meia altura de cada pico.
As fontes radioativas utilizadas neste trabalho foram: ^{241}Am, ^{133}Ba, ^{109}Cd, ^{57}Co. Essas fontes possuem espectro com picos de emissão na região de energia utilizada na faixa de mamografia e radiodiagnóstico. A Tabela 2.2 apresenta a meia vida dessas fontes

(em dias), as energias correspondentes às linhas em emissão, o tipo de transição que originou a linha e a intensidade relativa com que cada uma destas linhas é emitida.

Tabela 2.3: Características das fontes radioativas usadas na calibração dos detectores*.

Fonte	Energia	Transição	Intensidade Relativa (%)
^{241}Am	11,871	Np(L_{α})	0,66 (0,4)
(157850 dias)	13,761	Np($L_{\alpha 2}$)	1,07 (0,11)
	13,946	Np($L_{\alpha 1}$)	9,6 (1,0)
	16,816	Np($L_{\beta 2}$)	2,5 (0,3)
	17,061	Np($L_{\beta 4}$)	1,5 (0,3)
	17,505	Np($L_{\beta 5}$)	0,65(0,07)
	17,751	Np($L_{\beta 1}$)	5,7 (0,8)
	17,992	Np($L_{\beta 3}$)	1,37 (0,24)
	20,784	Np($L_{\gamma 1}$)	1,39 (0,18)
	21,099	Np($L_{\gamma 2}$)	0,65 (0,12)
	21,342	Np($L_{\gamma 3}$)	0,59 (0,11)
	21,491	Np($L_{\gamma 6}$)	0,29 (0,04)
	26,3448 (0,0002)	γ	2,4 (0,02)
	59,5412 (0,0002)	γ	35,9 (0,4)
^{133}Ba	30,625	Cs(K_{α})	34,9 (0,9)
(3848 dias)	30,973	Cs($K_{\alpha 1}$)	64,5 (1,7)
	34,92	Cs($K_{\beta 3}$)	5,99 (0,16)
	34,987	Cs($K_{\beta 1}$)	11,6 (0,3)
	35,252	Cs($K_{\beta 5}$)	0,123 (0,005)
	35,818	Cs($K_{\beta 2}$)	3,58 (0,09)
	35,907	Cs($K_{\beta 4}$)	0,74 (0,03)
	53,161	γ	2,199 (0,022)
	79,6139 (0,0026)	γ	2,62 (0,06)
	80,9971 (0,0014)	γ	36,04 (0,27)
^{1}09Cd	21,708	Ag($K_{\alpha 3}$)	0,00122 (0,00005)
(462,6 dias)	21,99	Ag($K_{\alpha 2}$)	29,5 (1,1)
	22,163	Ag($K_{\alpha 1}$)	55,7 (2,0)
	24,912	Ag($K_{\beta 3}$)	4,76 (0,17)
	24,943	Ag($K_{\beta 1}$)	9,2 (0,3)
	25,144	Ag($K_{\beta 5}$)	0,067 (0,003)
	25,511	Ag($K_{\beta 4}$)	0,487 (0,024)
	88,04 (0,05)	γ)	3,61 (0,10)
^{57}Co	6,391	Fe(K_{α})	16,4 (0,8)
(271,79 dias)	6,404	Fe($K_{\alpha 1}$)	32,6 (1,6)
	7,058	Fe($K_{\beta 3}$)	1,99 (0,10)
	7,058	Fe($K_{\beta 1}$)	3,88 (0,19)
	14,41300 (0,00015)	γ	9,16 (0,15)
	122,0614 (0,0004)	γ	85,60 (0,17)
	136,4743 (0,0005)	γ	10,68 (0,08)

(*) Proveniente do Banco de dados do NIST [59].

As curvas de calibração obtidas com os fotodiodo PIN de silício e com o detector CZT mostradas na Figura 2.6 evidenciam a dependência linear entre canal e energia para ambos os detectores.

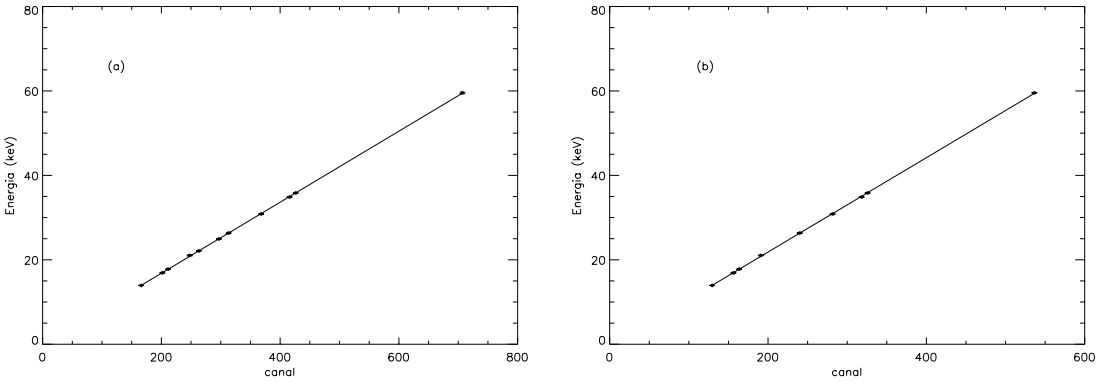

Figura 2.6: Retas de calibração para os detectores PIN e CZT. Em (a) está ilustrada a curva de calibração obtida para o fotodiodo PIN e em (b) para o detector CZT.

Tabela 2.4: Comparação entre os valores de largura a meia altura (FWHM) obtidos com os detectores fotodiodo PIN de silício e CZT. Na coluna 1 está especificada a energia, nas colunas 2 e 3 a FWHM obtida com os detectores CZT e fotodiodo PIN de silício, respectivamente.

Energia (keV) (keV)	FWHM (keV) CZT	FWHM (keV) fotodiodo PIN de silício
13,927	$0,365 \pm 0,001$	$0,289 \pm 0,001$
17,797	$0,424 \pm 0,001$	$0,295 \pm 0,001$
26,3448	$0,456 \pm 0,001$	$0,314 \pm 0,006$
59,5412	$0,744 \pm 0,001$	$0,417 \pm 0,008$

A resolução de um detector é uma medida do alargamento de uma linha espectral, provocado por flutuações na altura de pulsos que ocorrem durante o processo de medição devido, entre outros fatores, à corrente de fuga do detector e ao ruído eletrônico do pré-amplificador e do amplificador. A resolução de um detector é um parâmetro adimensional e é obtida a partir da razão entre a largura à meia altura para um dada linha em emissão pelo valor de energia correspondente ao centróide da linha.

A resolução dos detectores fotodiodo PIN de silício e CZT foi verificada a partir da determinação da largura a meia altura (FWHM) obtida para os picos do ^{241}Am com o fotodiodo PIN e com o detector CZT. Os resultados obtidos encontram-se na Tabela 2.4. Os resultados mostram que os valores de FWHM obtidos com o fotodiodo PIN de silício são menores que aqueles obtidos com o detector CZT, indicando que a resolução espectral do fotodiodo PIN de silício é melhor, como esperado.

2.3.4 Medições de espectros no equipamento não clínico

As características da radiação devida ao feixe primário e espalhado foram estudadas para o equipamento de raios X não clínico, com tubo de raios X com anodo de tungstênio (IEE/USP), adaptado com uma filtração adicional de 0,04 mm de molibdênio. As medições dos feixes de radiação espalhada pelo objeto simulador de mama neste sistema foram realizadas com o fotodiodo PIN de silício, enquanto que as medições de feixes primários foram realizadas utilizando-se os detectores fotodiodo PIN de silício e CZT e com o monitor de radiação acoplado a câmara de ionização 10x5-6M. As medições de espectros no equipamento não clínico foram realizadas com o objetivo de avaliar o comportamento da fração de espalhamento com a variação dos diversos parâmetros.

A montagem utilizada para as medições está esquematizada na Figura 2.7. O tubo de raios X foi posicionado na horizontal numa altura de aproximadamente 90 cm do piso da sala. Um colimador de chumbo revestido com aço inoxidável foi colocado na saída do tubo de raios X a fim de delimitar a área do feixe de radiação incidente no objeto simulador de mama. A filtração adicional de Mo (0,04 mm Mo) foi posicionada imediatamente após o colimador e o objeto simulador de mama (*Phantom*) a um metro do ponto focal. O detector de raios X foi posicionado a 1 m do centro do objeto simulador de mama em diferentes ângulos. A montagem experimental utilizada nas medições está de acordo com a definição de fração de espalhamento fornecida pela norma NCRP 49 e NCRP 147 [4, 9] (Figura 2.7). O alinhamento do sistema ponto focal/objeto simulador de mama/detector foi realizado com o auxílio de um *ecran* luminescente observado remotamente por uma câmara de TV.

Para as medições do feixe de radiação primário o detector foi posicionado a 5 m de

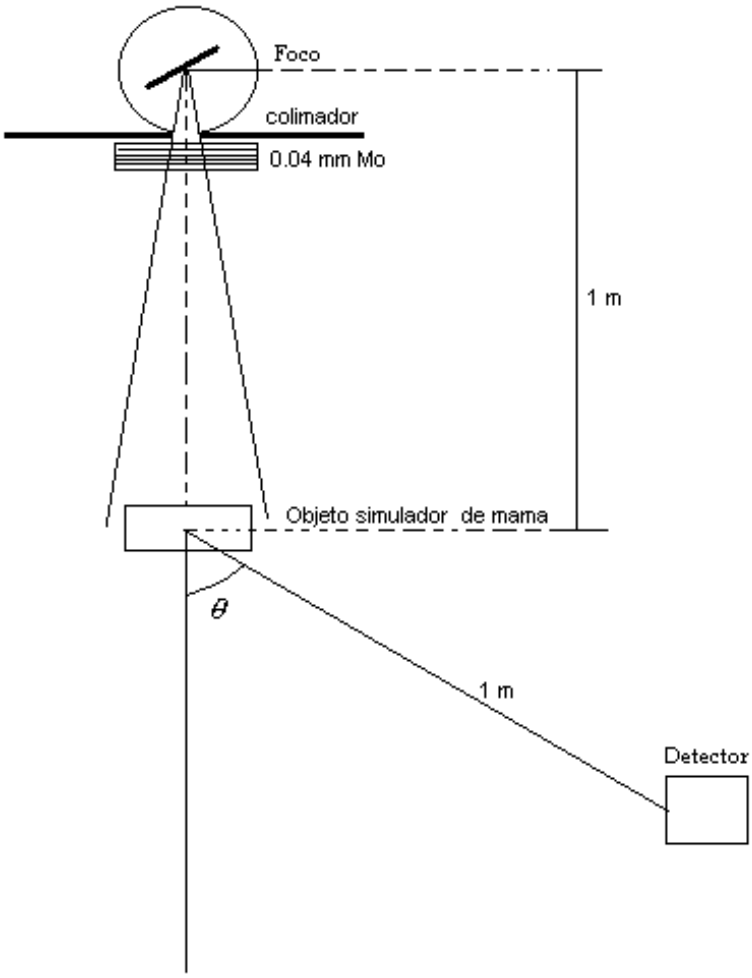

Figura 2.7: Montagem experimental utilizada nas medições da radiação espalhada no equipamento não clínico com anodo de tungstênio. O detector foi posicionado a 1 metro do centro do objeto espalhador nos diferentes ângulos.

distância do ponto focal nas medições efetuadas com o fotodiodo PIN de silício e a 1 m do ponto focal para as medições efetuadas com o detector CZT e com a câmara de ionização. Foi utilizado um colimador de tungstênio com abertura de 1 mm no detector nas medições de feixe primário realizadas com o fotodiodo PIN e um colimador de 0,4 mm nas medições efetuadas com o detector CZT.

Foram realizadas medições de espectros espalhados variando-se os seguintes parâmetros:

- Ângulo de espalhamento;
- Tamanho do campo de radiação incidente no objeto simulador de mama.

As medições de espectros de radiação espalhada foram efetuadas para ângulos de

espalhamento entre 0 e 150 graus com relação ao centro do objeto simulador de mama mantendo a área do feixe primário incidente no phantom fixa em 270 cm^2 à 1 m do ponto focal. As tensões utilizadas foram 25, 28, 30 e 35 kV. A influência da área do campo de radiação incidente no objeto espalhador nos valores da fração de espalhamento foi estudada para diferentes áreas de campo incidentes no objeto simulador. A espessura do objeto simulador de mama foi fixada em 5 cm e as medições foram realizadas para 30, 45, 90 e 120 graus. A variação do tamanho do campo de radiação incidente no objeto simulador foi obtida usando-se colimadores com diferentes diâmetros de abertura na saída do tubo de raios X. Para cada tamanho de campo foram medidos os espectros primários correspondentes. Foram efetuadas medições para campos com área de 59, 119, 270 e 400 cm^2 à distância de 1 m do ponto focal.

As medições de espectros de radiação espalhada foram efetuadas com o detector dentro de uma caixa de alumínio, revestida com chumbo, com uma abertura de 1,8 cm na janela do detector e com um colimador de tungstênio com 2 mm de abertura próximo ao detector. Esse procedimento foi necessário para evitar que a radiação espalhada pelos filtros de molibdênio fosse registrada pelo detector. Além disso, era necessário que o detector estivesse bem alinhado com o objeto simulador, de forma a registrar somente a radiação espalhada pelo mesmo. A partir da análise do espectro era possível verificar se havia a contribuição da radiação espalhada pelos filtros de molibdênio, pela presença ou ausência dos picos de radiação característica do molibdênio. Esse problema impossibilitou as medições de feixes de radiação espalhada com câmara de ionização neste sistema.

2.3.5 Medições de espectros em equipamento clínico

As características de espectros de raios X espalhados por objetos simuladores de mama (*phantom*) foram avaliadas no equipamento Siemens Mammomat 3000 Nova utilizando o aparato experimental ilustrado na Figura 2.8. A montagem experimental utilizada neste trabalho está de acordo com aquela utilizada por Simpkin [5] para medições de fração de espalhamento na região de mamografia em um sistema clínico. As medições de espectros nesse equipamento foram efetuadas utilizando-se o detector CZT.

Para essas medições o tubo de raios X foi inclinado a 90 graus com relação ao

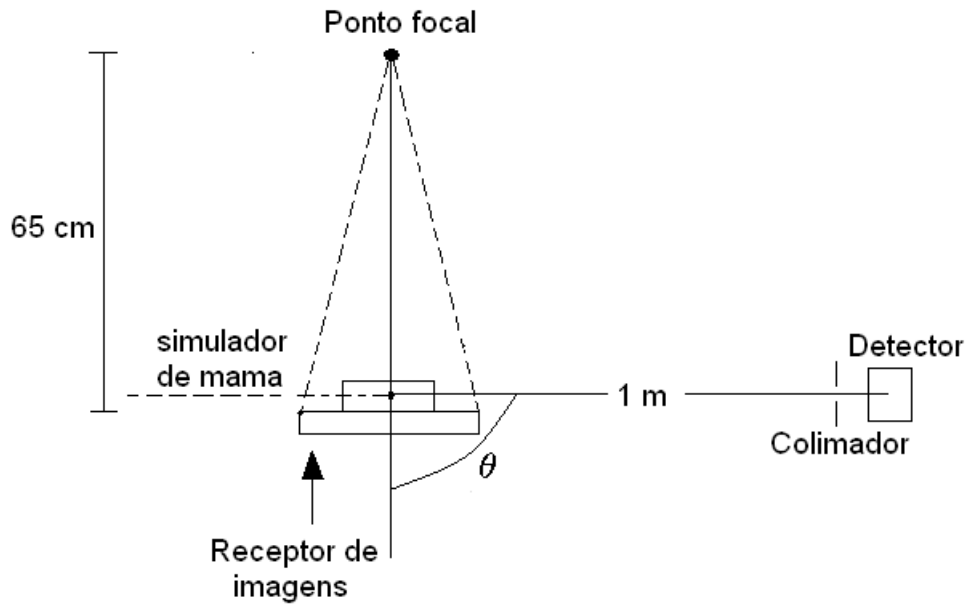

Figura 2.8: Montagem experimental utilizada nas medições da radiação espalhada no equipamento clínico Siemens Mammomat 3000 Nova. O detector foi posicionado a 1 metro do centro do objeto espalhador nos diferentes ângulos.

eixo vertical. O tamanho nominal do campo de radiação incidente no phantom foi de 18 cm x 24 cm. Este tamanho de campo está associado com o foco de 0,3 mm. O dispositivo de controle de exposição automático (AEC) foi desativado e o sistema foi operado manualmente. Para todas as medidas a distância do piso da sala ao centro do phantom foi de 90 cm. Para efetuar as medições o objeto simulador de mama foi afixado sobre o receptor de imagens na mesma posição em que fica a mama durante o processo de aquisição da imagem. A distância entre o ponto focal e o receptor de imagens é de 65 cm. O detector foi posicionado à distância de 1 m em diferentes ângulos com relação ao centro do objeto simulador. Todas essas medições foram efetuadas com o detector dentro de uma caixa de alumínio, revestida com chumbo, com uma abertura de 1,8 cm de diâmetro na janela do detector. Essa blindagem foi utilizada para evitar a contagem, pelo detector, dos fótons retroespalhados pela parede da sala. Um colimador de tungstênio com 2 mm de abertura foi posicionado próximo a janela do detector. As

medições foram efetuadas com o circuito discriminador de pulsos de acordo com o tempo de subida (RTD) ligado.

Nestas medições foram variados os seguintes parâmetros:

- Ângulo de espalhamento com relação ao centro do objeto simulador de mama;
- Tipo de anodo e filtração adicional do tubo de raios X;
- Objeto simulador de mama.

Foram obtidos espectros para ângulos de espalhamento entre 30 e 165 graus e para as seguintes combinações de anodo/filtro: Mo/Mo, Mo/Rh e W/Rh. A avaliação do comportamento da radiação espalhada para diferentes objetos simuladores de mama foi realizada para a combinação de anodo/filtro Mo/Mo. Para este tipo de avaliação foram utilizados os seguintes objetos simuladores de mama: simulador de mama do tipo BR12 com 5 cm de espessura, simulador de mama do tipo BR12 com 8,5 cm de espessura e simulador de mama do tipo PMMA.

Medidas de kerma no ar devido ao feixes de radiação primária foram efetuadas utilizando-se uma câmara de ionização. Para estas medidas utilizou-se o monitor de radiação acoplado à câmara 10x5-6M.

2.3.6 Correção dos espectros experimentais

Um espectrômetro de raios X consiste basicamente de um sistema absorvedor (detector), sistema amplificador e analisador multicanal. Em um detector ideal todos os fótons de radiação de uma dada energia incidentes no detector, interagem e produzem pulsos de tensão com exatamente a mesma amplitude. No caso de um espectro monoenergético emitido por uma fonte radioativa, todos as contagens são contabilizadas no mesmo canal e a taxa de contagens é igual a taxa de fótons incidentes no detector. No entanto, detectores ideais não existem na prática.

O espectro registrado por um detector real apresenta distorções que devem ser corrigidas a fim de levar em conta as possíveis interações da radiação incidente com o detector [60, 61]. As principais causas de distorção espectral são:

a. Transmissão de fótons primários;

b. Escape de fótons secundários (espalhamento Compton e escape K);

c. Coleção incompleta de cargas;

d. Escape de fotoelétrons;

e. Transmissão de raios X através do material do colimador.

Alguns raios X primários incidentes no detector não são detectados por não sofrerem nenhuma interação com os átomos do cristal. A probabilidade de transmissão depende da espessura do detector e da energia dos raios X, sendo maior para fótons de alta energia. A transmissão de raios X causa distorção na região de alta energia do espectro.

Os raios X secundários são gerados na interação da radiação com os átomos do cristal a partir do espalhamento Compton e da fluorescência de raios X no efeito fotoelétrico (picos de escape devido à radiação característica dos elementos do detector). Os raios X secundários podem escapar do cristal com parte da energia da radiação incidente. Quando o escape de raios X secundários acontece os raios X são contados com energia menor do que a energia dos fótons incidentes no detector.

A altura do pulso de tensão produzido pela radiação incidente no detector é proporcional ao deslocamento dos portadores de carga no cristal [38]. No entanto, impurezas adicionadas ou imperfeições no cristal aprisionam os portadores de carga e a altura do pulso de saída no detector não é proprorcional a energia da radiação incidente.

O escape de fotoelétrons acontece em detectores que possuem volume muito pequeno. Neste caso, o elétron produzido no efeito fotoelétrico "escapa"da região sensível do detector. Quando o escape de fotoelétrons acontece, a energia total do fóton primário que gerou o elétron de escape não é absorvida pelo material do detector. A fração de escape de fotoelétrons depende das dimensões do detector, da energia dos fótons incidentes e do alcance destes para o material do detector em questão.

A utilização de colimadores em frente do detector também podem introduzir deformações no espectro medido. Essas deformações acontecem quando o fóton incidente no detector é parcialmente absorvido pelo material do colimador. A transmissão de raios X depende do material do colimador e da energia dos fótons incidentes [62]. Neste trabalho foram utilizados colimadores de tungstênio com espessuras de 1 e 2 mm. Para a região de energia utilizada em mamografia a correção do espectro devido ao efeito

de colimadores de tungstênio com as referidas espessuras não é necessária. Neste caso não ocorre a transmissão de fótons pelo material do colimador, e a área irradiada no detector é igual a área de abertura do colimador utilizado.

Correção dos espectros obtidos com o detector CZT

Os espectros experimentais obtidos com o detector CZT foram corrigidos neste trabalho a fim de levar em conta as possíveis interações dos fótons incidentes com o detector e a atenuação do feixe nos materiais entre a fonte de radiação e o detector. Conforme discutido anteriormente, as principais causas da distorção espectral são a transmissão de raios X primários, escape de raios X secundários e coleção incompleta de carga. Para espectros medidos com o detector CZT, na região de mamografia, esses efeitos são poucos significativos e a correção do espectro para os efeitos de distorção não é necessário [34]. Por exemplo, o livre caminho médio para os fótons com energia na faixa de mamografia é menor que 0,2 mm no cristal de CZT. Por essa razão, a transmissão de raios X primários através do cristal do CZT é mínima.

A probabilidade dos fótons sofrerem espalhamento Compton em um cristal com alto número atômico na região de baixa energia é muito pequena. O escape de raios X característicos dos elementos do CZT é insignificante porque a maior parcela dos raios na região de mamografia possuem energia menor que a borda K (*K-edge*) do cádmio (26,7 keV) e do telúrio (31,8 keV). Devido a baixa proporção de zinco no composto (5 % dos átomos) a produção de raios X de fluorescência do zinco pode ser desprezada.

O efeito de coleção incompleta de cargas na região de mamografia é mínimo devido a baixa energia dos raios X nesta faixa. Como os raios X usualmente atingem o detector pelo lado do catodo e a distância de deslocamento das lacunas na região de baixa energia é pequena, o efeito de aprisionamento de lacunas é mínimo. Portanto, o efeito da distorção no espectro devido ao efeito de coleção incompleta de cargas é mínimo e pode ser desprezado [34].

Os espectros medidos neste trabalho com o detector CZT foram corrigidos para a variação da eficiência do detector e para o efeito de espalhamento Compton. A eficiência nominal do detector, fornecida pelo fabricante, é de aproximadamente 100% na região de energia utilizada em mamografia para medições efetuadas com circuito

RTD desligado. Neste trabalho, as medições foram realizadas com o circuito RTD ligado. Neste caso faz-se necessário determinar a função de eficiência do detector. O circuito RTD discrimina os pulsos de acordo com o tempo de subida e o seu efeito na distribuição de altura de pulsos é o mesmo que a redução da espessura da camada sensível do detector. A função de eficiência do detector foi determinada a partir do espectro emitido por fontes radioativas padrão a partir da razão entre o número de pulsos registrados pelo detector para um dado pico de energia e o número de fótons incidentes no detector devidamente corrigidos para a atenuação dos materiais que se encontram entre a fonte e o detector e para efeitos de geometria [38, 63], utilizando-se fontes radioativas padrão. Esse método fornece a eficiência do detector em uma energia específica, representado pelos pontos na figura 2.9.

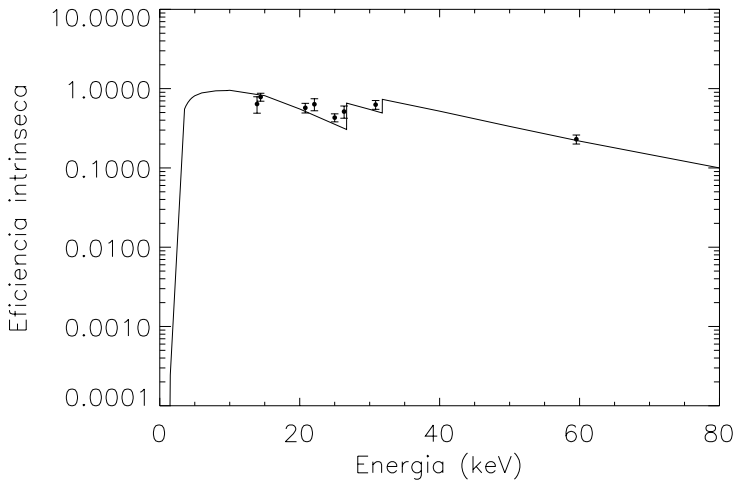

Figura 2.9: Curva de eficiência experimental intrínseca para o detector CZT. Os pontos correspondem aos valores de eficiência determinados experimentalmente e a curva contínua corresponde ao ajuste da função 2.2 aos dados experimentais. As incertezas apresentadas na figura correspondem a incerteza combinada para k=1.

Considere que um feixe de fótons monoenergéticos sofre uma atenuação exponencial quando atravessa um determinado material. A intensidade do feixe transmitido através do material é dada por:

$$I_{trans} = I_o e^{-\mu t} \tag{2.1}$$

Sendo I_o a intensidade do feixe incidente no material, μ o coeficiente de atenuação

linear e t a espessura do material.

Teoricamente a eficiência para a absorção total de energia, levando em conta a atenuação pelos materiais que se encontram entre a fonte e o detector, pode ser representada pela seguinte expressão:

$$\eta_t(E) = \frac{\mu_f(E)}{\mu_t(E)}(1 - e^{(-\mu_t(E)t)})fac(E) \tag{2.2}$$

onde $\mu_f(E)$ corresponde ao coeficiente de atenuação para absorção fotoelétrica, $\mu_t(E)$ corresponde ao coeficiente de absorção total para o composto de CZT, t a espessura equivalente do detector e fac corresponde à atenuação sofrida pela radiação devida aos materiais que se encontram entre a fonte e o detector, $fac(E) = e^{-\mu(E)_m t_m}$, sendo $\mu(E)_m$ o coeficiente de atenuação e t_m a espessura do material em questão.

A curva de eficiência para a correção dos espectros brutos obtidos neste trabalho foi determinada a partir do ajuste da função 2.2 aos pontos experimentais representados na figura 2.9. O ajuste foi efetuado variando-se a espessura t_m do detector. O valor da espessura t_m que melhor se ajusta aos pontos experimentais foi determinado utilizando-se o método de mínimos quadrados.

Correção dos espectros obtidos com o fotodiodo PIN de silício

A fim de se obter a verdadeira distribuição de fótons obtidos com o fotodiodo PIN de silício é necessário corrigir os espectros medidos para as possíveis interações da radiação incidente com o detector. A probabilidade de um fóton de raios X incidente no detector ser absorvido e produzir um par elétron/lacuna depende da espessura da camada de depleção do silício. Devido a pequena espessura da camada de depleção da maioria dos fotodiodos PIN de silício comercialmente disponíveis a eficiência de detecção dos raios X depende fortemente da energia.

Devido à pequena espessura do detector (300 μm) os processos de múltipla interação podem ser desprezados [56]. Dessa forma, a perda de energia dos raios X incidentes no detector acontece principalmente por efeito fotoelétrico e efeito Compton. A eficiência para o espalhamento Compton para um feixe de fótons monoenergéticos é dada por:

$$\eta_c = \frac{\mu_c}{\mu_t}(1 - e^{(-\mu_t t)}) \tag{2.3}$$

onde μ_c corresponde ao coeficiente de atenuação para o espalhamento Compton , e μ_t corresponde ao coeficiente de atenuação total e t corresponde a espessura do material do detector. A eficiência para absorção total de energia no detector é dada por:

$$\eta_t = \frac{\mu_f}{\mu_t}(1 - e^{(-\mu_t t)})(1 - f_e)fac \tag{2.4}$$

onde μ_f corresponde ao coeficiente de atenuação para absorção fotoelétrica, fac corresponde à atenuação pelos materiais que se encontram entre a fonte e o detector e f_e corresponde à fração de escape de fotoelétrons, dada pela seguinte expressão [57]:

$$f_e = [1 - exp(-0,277r_e^{2,67}]^{0,7} \tag{2.5}$$

Onde $r_e = E/E_x$, sendo $E_x = \frac{E_o}{(1+x)}$ e $x = 0,71(\frac{d}{t})^{-1,05}$ onde t corresponde à espessura do detector e d ao diâmetro do detector.

Neste caso a energia do fóton, E, é expressa como um fator adimensional E/E_o, onde E_o é a energia característica de referência. E_o é definida como a energia do fóton capaz de gerar um fotoelétron cujo alcance (*range*) é igual a espessura do detector. Os valores de E_o utilizados neste trabalho foram calculados utilizando os dados da norma ICRU 37 [65].

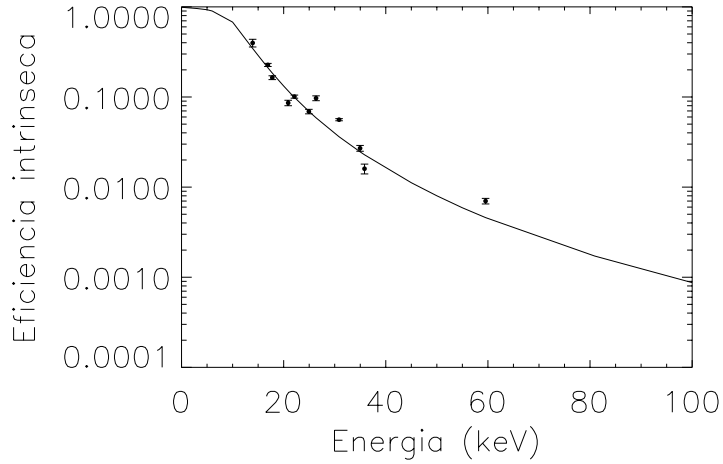

Figura 2.10: Eficiência intrínseca experimental para o detector fotodiodo PIN de silício. Os pontos correspondem aos valores de eficiência obtidos experimentalmente e a curva contínua corresponde à eficiência intrínseca calculada.

Na Figura 2.10 a função de eficiência teórica calculada é comparada aos pontos de eficiência experimental obtidos pelo método (a) descrito na seção de correção dos espectros experimentais obtidos com o detector CZT. A concordância entre os valores de eficiência experimental e a curva calculada é obtida considerando a espessura do detector equivalente a 150 μ m. Essa redução na espessura calculada do detector deve-se ao efeito do circuito RTD no espectro medido.

No caso de detectores de silício o efeito de perda de fótons por escape K é muito pequeno devido à baixa energia da borda K (1,84 keV) do Si e do seu baixo rendimento de fluorescência [66] e pode ser ignorado. Da mesma forma o efeito de coleção incompleta de carga nas bordas do detector pode ser eliminado pelo uso de colimadores apropriados. Na região central da área sensível do detector o processo de coleção de cargas é homogêneo [67].

2.4 Simulações de espectros teóricos

2.4.1 Modelos semi-empíricos de TBC e TBW

Os modelos desenvolvidos por Tucker, Barnes e Chakraborty (TBC) [13] e Tucker, Barnes e Wu (TBW) [41] simulam espectros emitidos por tubos de raios X com anodo de tungstênio e molibdênio, respectivamente. Nos modelos de TBC e TBW são propostas duas formulações para a previsão do espectro emitido por um tubo de raios X: Uma considerando o espectro contínuo (*Bremsstrahlung*) e outra levando em conta as linhas características. Os cálculos utilizados buscam modelar adequadamente os processos físicos envolvidos na produção de raios X. Adicionalmente, os modelos adotam uma aproximação semi-empírica que utiliza uma função paramétrica ajustada previamente a um espectro obtido experimentalmente. A produção de radiação contínua e de radiação caracterítica em diferentes profundidades dentro do alvo também são levadas em consideração. Dessa forma, os modelos levam em conta o material do alvo, a estrutura do tubo e a composição dos materiais que atenuam o feixe antes deste emergir pela janela da cúpula protetora do tubo de raios X.

Os modelos de TBC e TBW [13, 41] permitem o cálculo de espectros de radiação gerados por transformadores de potencial constante. O modelo original foi generalizado

por Costa [10, 11] a fim de contemplar outros tipos de geradores que possuem formas de onda de tensão com diferentes ondulações percentuais, chamadas de *ripple*. Dessa forma, a tensão de aceleração aplicada ao tubo de raios X é função do tempo e depende do número de pulsos por período.

Neste trabalho os espectros teóricos foram obtidos utilizando os modelos de TBC e TBW [13, 41] generalizados por Costa [10, 11]. Optamos por este modelo pois apresenta uma boa concordância com dados experimentais padrão [27]. Os espectros foram simulados na posição do ponto focal ao receptor de imagens. O espectro calculado foi convertido em unidades de kerma no ar. O espectro em unidades de kerma foi normalizado para os valores de kerma no ar medidos com uma câmara de ionização.

2.4.2 Modelos gerados com o código de Monte Carlo GEANT4

O código GEANT4 constitui um sistema de simulação Monte Carlo de uso geral para o transporte da radiação através da matéria. O modelo inclui um intervalo completo de funcionalidades, incluindo trajetória, geometria, modelos físicos e colisão. Os processos implementados compreendem uma ampla faixa de energia. Esta faixa em alguns casos se estende de 250 eV até energias da ordem de TeV. Processos eletromagnéticos, hadrônicos e ópticos são levados em consideração, assim como um amplo conjunto de partículas, materiais e elementos químicos [68].

O código GEANT4 foi inicialmente desenvolvido para simular processos físicos na região de alta energia do espectro eletromagnético. Processos físicos adicionais para fótons, elétrons, hadrons e íons tem sido implementados no código a fim de adaptá-lo convenientemente para a região de baixa energia (faixa compreendida entre 250 eV até aproximadamente 100 GeV). Os processos físicos implementados nesta faixa incluem o efeito fotoelétrico, espalhamento Compton, espalhamento *Rayleigh*, produção de *Bremsstrahlung* e ionização. O processo de fluorescência de átomos excitados , assim como espalhamento múltiplo também são levados em consideração. A implementação dos processos na região de baixa energia é valida para elementos químicos com número atômico entre 1 e 99 [69].

Outra alternativa para simulação na região de baixa energia é utilizar os modelos do código PENELOPE (*PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons*)

também implementados no código GEANT4 [69]. Neste trabalho os espectros teóricos foram simulados utilizando a extensão de baixa energia (*Low energy processes*) do código GEANT4. Foram simulados espectros para tubos de raios X com anodo de tungstênio e molibdênio. Foram levadas em consideração as filtrações adicionais de berílio, molibdênio e ródio de acordo com as especificações de cada sistema de raios X descritos na seção 2.1.1.

2.5 Análise quantitativa de espectros

Após a aplicação das devidas correções aos espectros medidos (ou espectros brutos), o espectro corrigido foi convertido em unidades de fluência, utilizando a seguinte expressão:

$$\frac{d\phi(E)}{dE} = \frac{dN(E)}{dA} \qquad \left(\frac{\text{fotons}}{m^2}\right) \tag{2.6}$$

Onde $N(E)$ corresponde ao espectro devidamente corrigido e A corresponde a área irradiada pelo feixe no detector.

A conversão do espectro para unidades de kerma no ar foi efetuada utilizando-se a seguinte expressão:

$$\frac{dK(E)}{dE} = 1,602 \text{ x } 10^{-19}\ E\ \frac{d\phi(E)}{dE}\ (\frac{\mu_{tr}}{\rho})(E)_{ar} \qquad \left(\frac{Gy}{keV}\right) \tag{2.7}$$

Onde E corresponde a energia dos fótons e $\frac{\mu_{tr}}{\rho}$ é o coeficiente de transferência de energia por unidade de massa para o ar. O coeficiente de transferência de energia é relacionado com o coeficiente de absorção $\frac{\mu_{en}}{\rho}$ por:

$$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right) = \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)(1-g) \tag{2.8}$$

onde g é a fração de energia liberada que é dissipada como *Bremsstrahlung*. Para fótons com energia na faixa dos raios X diagnóstico, quando o meio é o ar, g é muito pequeno e pode-se considerar $(\mu_{tr}/\rho) = (\mu_{en}/\rho)$. Os valores dos coeficientes de atenuação foram extraídos do banco de dados do NIST [59]. A integral da expressão 2.7 fornece o valor de kerma no ar em unidades de Gy.

No caso do equipamento clínico, devido a presença do sistema receptor de imagens, o kerma no ar foi medido com uma câmara de ionização a uma distância de 60 cm do

ponto focal. Além disso, não foi possível efetuar medições de espectros primários neste equipamento devido às dificuldades no alinhamento do detector com o ponto focal, alta fluência de fótons e restrições no tempo de uso, já que este equipamento é utilizado para fins clínicos. O valor de kerma no ar medido a 60 cm de distância do ponto focal foi utilizado para fins de normalização dos espectros de raios X simulados com os modelos TBC e TBW [13, 41] a essa mesma distância. O espectro de kerma no ar a 1 metro de distância do ponto focal, $K_p(E)$, foi calculado como:

$$K_p(E) = K_{pm}(E) \left(\frac{dpm}{dp}\right)^2 e^{(-\mu(E)_{ar}\ (dp-dpm))} \tag{2.9}$$

Na equação 2.9 o termo $K_{pm}(E)$ corresponde ao espectro, em unidades de kerma no ar, na distância em que foi realizada a medida com a câmara de ionização, $\mu(E)_{ar}$ é o coeficiente de atenuação linear do ar, dpm corresponde à distância em que o kerma no ar foi medido com a câmara de ionização e dp é igual a 1 metro.

O equivalente de dose ambiente foi calculado a partir do espectro, convertido em unidades de kerma no ar, utilizando a seguinte expressão:

$$H^*(10) = \int_0^{E_{max}} K(E)\ C_{H^*(10)}(E)\ dE \qquad (S\text{v}) \tag{2.10}$$

Na equação 2.10 o termo $C_{H^*(10)}(E)$ possui unidades de Sv/Gy e representa os coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente em função da energia dos raios X.

A dose efetiva, para uma condição de irradiação antero-posterior (AP), foi calculada como:

$$E_p = \int_0^{E_{max}} K(E)\ C_{E_p}(E)\ dE \qquad (S\text{v}) \tag{2.11}$$

onde $C_{E_p}(E)$, em unidades de Sv/Gy, corresponde aos coefientes de conversão de kerma no ar para dose efetiva em função da energia dos raios X. Os coeficientes de conversão $C_{H^*(10)}(E)$ e $C_{E_p}(E)$ publicados na norma ICRU 57 [16] referem-se a feixes de raios X monoenergéticos. Em ambos os casos os valores dos coeficientes de conversão intermediários as energias dadas na norma ICRU 57 [16] foram obtidos por interpolação utilizando-se uma curva do tipo spline cúbica [70], e estão ilustrados na Figura 2.11. No caso dos espectros de raios X primários o procedimento de cálculo do equivalente

de dose ambiente e energia efetiva foi o mesmo descrito acima, a única mudança foi a substituição de $K(E)$ por $K_p(E)$ nas equações 2.10 e 2.15.

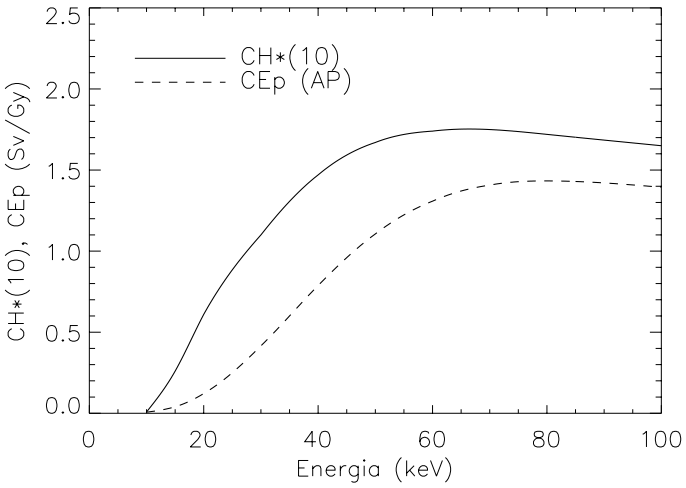

Figura 2.11: Fator de conversão de kerma no ar, K_{ar}, para equivalente de dose ambiente, $H^*(10)$, e dose efetiva para uma geometria de irradiação AP, E_p, em função da energia dos fótons [16].

Os coeficientes de conversão médios que relacionam o kerma no ar ao equivalente de dose ambiente foram calculados a partir da seguinte expressão:

$$\overline{C}_{H^*(10)} = \frac{\int_0^{E_{max}} K(E)\, C_{H^*(10)}(E)\, dE}{\int_0^{E_{max}} K(E)\, dE} \qquad \left(\frac{S\mathrm{v}}{G\mathrm{y}}\right) \tag{2.12}$$

Os coeficientes de conversão médios que relacionam o kerma no ar a dose efetiva foram calculados como:

$$\overline{C}_{E_p} = \frac{\int_0^{E_{max}} K(E)\, C_{E_p}(E)\, dE}{\int_0^{E_{max}} K(E)\, dE} \qquad \left(\frac{S\mathrm{v}}{G\mathrm{y}}\right) \tag{2.13}$$

Utilizando os coeficientes de conversão médio calculados a partir das equações 2.12 e 2.13 foram obtidos novamente valores de equivalente de dose ambiente e dose efetiva de acordo com as seguintes expressões:

$$H^*(10) = \int_0^{E_{max}} K(E)\, \overline{C}_{H^*(10)}\, dE \qquad (S\mathrm{v}) \tag{2.14}$$

$$E_p = \int_0^{E_{max}} K(E)\ \overline{C}_{E_p}\ dE \qquad (Sv) \tag{2.15}$$

A fração de espalhamento foi calculada utilizando-se dois procedimentos:

a. utilizando a grandeza kerma no ar, conforme sugerido na norma NCRP 147 [4]:

$$a_k = \frac{K_{esp}}{K_p\ F_1} \qquad (cm^{-2}) \tag{2.16}$$

b. utilizando a grandeza equivalente de dose ambiente de acordo com Costa e Caldas [11]:

$$a_{H^*(10)} = \frac{H^*(10)_{esp}}{H^*(10)_p\ F_1} \qquad (cm^{-2}) \tag{2.17}$$

Nestas equações 2.16 e 2.17 os termos K_{esp} e $H^*(10)_{esp}$ correspondem ao kerma no ar e equivalente de dose ambiente, respectivamente, relativos ao feixe espalhado a 1 metro do centro do objeto espalhador. Os termos K_p e $H^*(10)_p$ correspondem ao kerma no ar e equivalente de dose ambiente, respectivamente, relativos ao feixe primário a 1 metro de distância do ponto focal do tubo de raios X. O termo F_1 corresponde à área irradiada pelo feixe primário a 1 metro de distância do ponto focal.

Segundo a norma NCRP 147 [4] a área do feixe primário é adotada como sendo a área do receptor de imagens na distância do ponto focal ao receptor de imagens (SID), que é igual a 65 cm no caso do equipamento clínico (HU-USP). A área irradiada pelo feixe primário, F_1, a distância de 1 metro do ponto focal, d_1, é obtida a partir da seguinte expressão:

$$F_1 = F_{SID}\ \left(\frac{d_1}{d_{SID}}\right)^2 \tag{2.18}$$

Onde F_{SID} corresponde à área do receptor de imagens a uma distância d_{SID} do ponto focal.

2.6 Avaliação de Incertezas

Quando uma medição é realizada, este resultado é somente uma aproximação ou estimativa do valor do mensurando. Sendo assim, a expressão completa que representará o valor de tal mensurando deverá incluir a incerteza da medição.

A incerteza é um parâmetro associado ao resultado de uma medição e é caracterizada como a dispersão dos valores que podem ser razoavelmente atribuídos ao mensurando, segundo o Guia para a Expressão da Incerteza de Medição (VIM) [71].

Para estabelecer a estimativa de incerteza de medição é necessário identificar as variáveis que contribuem para a incerteza e seus valores. Baseados na forma de avaliação, os componentes da incerteza podem ser agrupados em duas categorias, de acordo com o método utilizado para estimar seus valores numéricos:

a. Incerteza tipo A: Método de avaliação da incerteza pela análise estatística de uma série de observações,

b. Incerteza tipo B: Método de avaliação da incerteza por outros meios que não a análise estatística de uma série de observações.

A incerteza padrão do tipo A (u_A) pode ser estimada estatisticamente a partir do cálculo do desvio padrão experimental (s) de n medições, obtidas sob condições de repetitividade, dividido pela raiz quadrada do número n de medições. A incerteza padrão tipo B é obtida a partir de outras informações tais como:

- Certificados de calibração
- Especificações dos instrumentos e padrões
- Dados técnicos de fabricantes
- Resolução do equipamento
- Livros e manuais técnicos
- Estimativas baseadas na experiência

Uma vez identificadas as fontes de incerteza (tipo A ou B) e consideradas as suas contribuições pode-se estimar a incerteza padrão combinada (u_c). A incerteza padrão combinada, para grandezas não correlacionadas, é a raiz quadrada da soma quadrática das incertezas padrão de todos os componentes que contribuem para estimativa da incerteza da medição multiplicados pelos coeficientes de sensibilidade para as grandezas envolvidas no cálculo.

Em geral, a incerteza padrão combinada é utilizada para expressar a incerteza em um resultado de medição, mas em algumas aplicações comerciais, industriais, regulamentares e quando a segurança e a saúde estão em foco, é às vezes necessário se dar uma incerteza que defina um intervalo em torno do resultado de medição. Neste caso espera-se que este intervalo englobe uma grande porção da distribuição de valores que podem ser razoavelmente atribuídos ao mensurando e então é denominada de incerteza expandida (U). A incerteza expandida é obtida quando a incerteza padrão combinada é multiplicada por uma constante k que depende do nível de confiança do resultado.

Capítulo 3

Resultados

Neste capítulo serão apresentados os resultados relativos à espectroscopia de raios X realizada em um equipamento de mamografia clínico. A fim de validar o método de medição e correção dos espectros experimentais serão efetuadas comparações entre parâmetros quantitativos calculados a partir dos espectros experimentais, obtidos com o detector CZT, com valores fornecidos por uma câmara de ionização. Adicionalmente, a forma dos espectros experimentais será comparada com os espectros simulados com o modelo semi-empírico de TBC [13] e com o código de Monte Carlo GEANT4 [68]. Com base nesta validação, os espectros de raios X relativos aos feixes primários gerados pelo sistema clínico foram simulados a partir dos modelos semi-empíricos de TBC [13] e TBW [41] baseados nos valores de camada semi-redutora e kerma no ar medidos com câmara de ionização neste equipamento.

Os espectros de raios X espalhados serão caracterizados a partir da deteminação da camada semi-redutora e energia média. A energia correspondente ao ponto final dos espectros experimentais espalhados será comparada aos valores determinados utilizando-se a formulação teórica do espalhamento Compton [21]. Valores de equivalente de dose ambiente, dose efetiva, coeficientes médios de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente e dose efetiva, respectivamente, serão calculados a partir dos espectros primários simulados e dos espectros espalhados experimentais. Será avaliada a relação entre o equivalente de dose ambiente e a dose efetiva relativo aos espectros primários e espectros espalhados. Finalmente serão apresentados os valores da fração de espalhamento para as combinações alvo/filtro Mo/Mo, Mo/Rh e W/Rh.

3.1 Validação do método de espectroscopia

A fim de validar o método de medição e redução dos espectros adotamos o feixe de raios X primário emitido pelo sistema não clínico(IEE/USP) como feixe padrão, uma vez que este tipo de feixe pode ser usado como padrão para calibração de instrumentos tais como dosimetros e câmaras de ionização na região de energia utilizada em mamografia [47,55].

A validação do método de espectroscopia empregado neste trabalho foi efetuada a partir da comparação de parâmetros quantitativos calculados a partir dos espectros experimentais, devidamente corrigidos, e medidos com câmara de ionização. Além disso, a forma dos espectros experimentais corrigidos foi comparada aos espectros simulados utilizando-se o modelo semi-empírico de TBC [13] e pelo código de Monte Carlo GEANT4 [68]. A comparação realizada entre os resultados obtidos a partir de medições efetuadas com a câmara de ionização e com o detector CZT é valida para qualquer sistema de raios X pelo fato da câmara utilizada (Radcal 10 x 5 - 6M) apresentar uma resposta aproximadamente constante com a energia do feixe de raios X [73]. Por outro lado, trabalhos recentes na literatura mostram que os modelos semi-empíricos de TBC [13] e TBW [41] produzem espectros de raios X que representam a forma do espectro experimental com boa precisão [27, 74]. Os espectros teóricos devem ser simulados de forma a apresentar o mesmo valor de camada semi-redutora dos experimentais [27].

Na tabela 3.1 são efetuadas comparações entre os valores de camada semi-redutora e kerma no ar obtidos a partir de medições com câmara de ionização com valores destes parâmetros calculados a partir dos espectros experimentais obtidos com os detectores CZT e fotodiodo PIN de silício. A análise dos resultados mostra que os valores de camada semi-redutora e kerma no ar obtidos a partir de medições efetuadas por estes três equipamentos encontram-se dentro da incerteza experimental associada à medição.

Na Figura 3.1 os espectros de raios X primários registrados pelo detector CZT são comparados aos espectros experimentais obtidos neste mesmo equipamento com o detector fotodiodo PIN de silício. Conforme mencionado na seção 2.3.4 os espectros de raios X registrados pelo fotodiodo PIN de silício foram obtidos a uma distância de 5 m do ponto focal. Os espectros a 1 m do ponto focal foram obtidos aplicando-se correções para a atenuação no ar e pela lei do inverso do quadrado da distância.

Tabela 3.1: Comparação entre os valores de camada semi-redutora (mm Al) e kerma no ar (μGy/mAs) obtidos com a câmara de ionização e calculados a partir dos espectros experimentais corrigidos obtidos com os detectores CZT e fotodiodo PIN de Si no equipamento não clínico(IEE-USP). As incertezas apresentadas correspondem à incerteza combinada para k=1.

	Camada semi-redutora (mmAl)			kerma no ar (μGy/mAs)		
Voltagem (kV)	câmara de ionização	espectro CZT	espectro Si PIN	câmara de ionização	espectro CZT	espectro Si PIN
23	$0,290 \pm 0,023$	$0,300 \pm 0,015$	$0,280 \pm 0,023$	$15,7 \pm 1,3$	$13,9 \pm 0,7$	$14,6 \pm 1,3$
25	$0,299 \pm 0,027$	$0,319 \pm 0,021$	$0,291 \pm 0,032$	$19,2 \pm 1,4$	$17,2 \pm 1,1$	$18,6 \pm 2,0$
28	$0,318 \pm 0,025$	$0,339 \pm 0,024$	$0,310 \pm 0,028$	$24,3 \pm 1,3$	$22,3 \pm 1,6$	$23,7 \pm 2,1$
30	$0,327 \pm 0,029$	$0,347 \pm 0,028$	$0,320 \pm 0,026$	$27,6 \pm 2,1$	$25,5 \pm 1,2$	$26,4 \pm 2,5$
35	$0,355 \pm 0,031$	$0,364 \pm 0,031$	$0,331 \pm 0,035$	$36,2 \pm 2,1$	$34,6 \pm 2,8$	$33,7 \pm 3,2$

Conforme podemos verificar na figura 3.1 a diferença entre os espectros de raios X registrados por estes detectores, devidamente corrigidos, encontram-se dentro da incerteza experimental . Observa-se apenas uma pequena diferença na intensidade dos raios X característicos L do tungstênio. A intensidade destas linhas é maior para os espectros obtidos com o fotodiodo PIN. Essa diferença se deve, em parte, ao processo de correção pela atenuação no ar devido à incerteza associada aos coeficientes de atenuação no ar.

Na figura 3.2 os espectros de raios X primários obtidos com o detector CZT são comparados aos espectros teóricos simulados com o modelo semi-empírico de TBC [13]. Conforme discutido na seção 2.4.1, os espectros experimentais e simulados apresentam aproximadamente o mesmo valor de camada semi-redutora. Na figura 3.3 são comparados os espetros de raios X experimentais, obtidos com o detector CZT, com espectros teóricos simulados com o código de monte Carlo GEANT4, para 30 e 35 kV. De uma forma geral os espectros de raios X experimentais obtidos com o detector CZT e os espectros teóricos gerados pelos modelos de TBC [13] e pelo código de Monte Carlo GEANT4 [68] apresentam boa concordância. As principais diferenças observadas está na reprodução da intensidade das linhas de radiação característica do tungstênio. Essas diferenças devem-se no entanto as diferentes suposições utilizadas para o cálculo dos espectros por estes modelos.

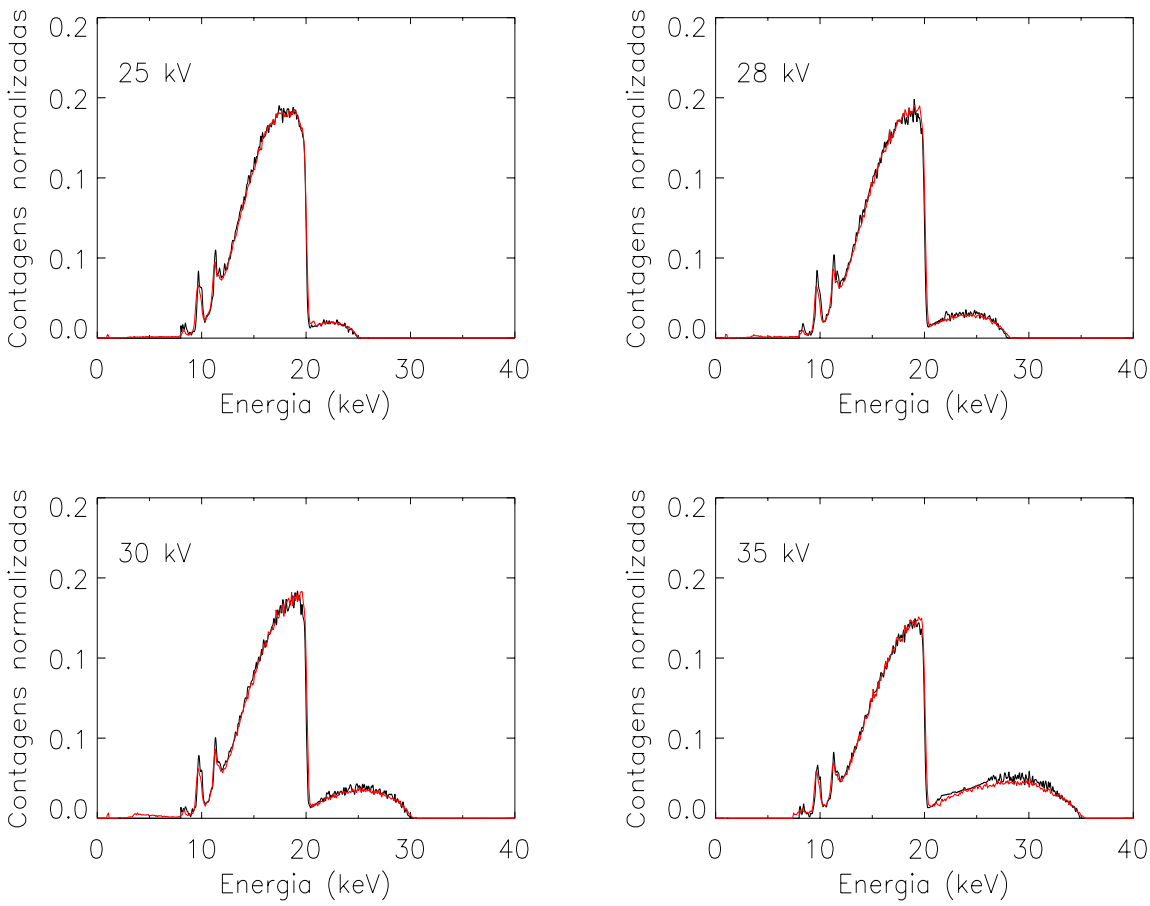

Figura 3.1: Comparação entre os espectros de raios X relativos ao feixe primário obtidos experimentalmente no equipamento não clínicocom o detector CZT (curva em cor vermelha) com o detector fotodiodo PIN de silício (curva em cor preta).

Os resultados apresentados nesta seção demonstram que a diferença entre os parâmetros quantitativos determinados a partir dos espectros experimentais, devidamente corrigidos, obtidos com o detector CZT e os valores calculados a partir dos espectros obtidos com o detector fotodiodo PIN de silício e determinados a partir de medições efetuadas com câmara de ionização se encontram dentro da incerteza associada aos resultados. Adicionalmente, a forma dos espectros experimentais corrigidos, obtidos a partir de medições com o detector CZT concorda com os espectros experimentais obtidos com o detector fotodiodo PIN de silício e com espectros teóricos gerados pelos modelos de TBC [13] e GEANT4 [68]. Esses resultados permitem a validação do método experimental e de correção dos espectros experimentais obtidos com o detector CZT.

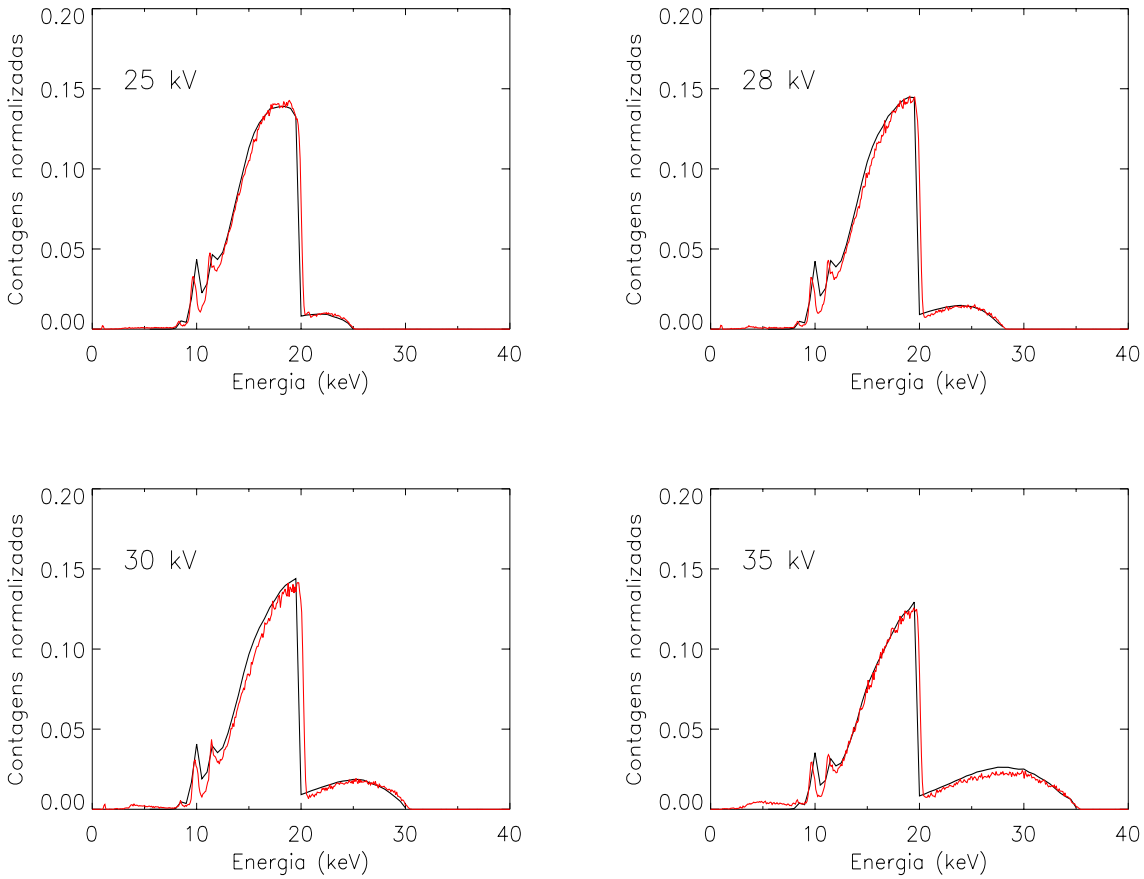

Figura 3.2: Comparação entre os espectros de raios X relativos ao feixe primário obtidos experimentalmente no equipamento não clínico(curva em cor vermelha) com os espectros gerados pelo modelo semi-empírico de TBC [13] (curva em cor preta).

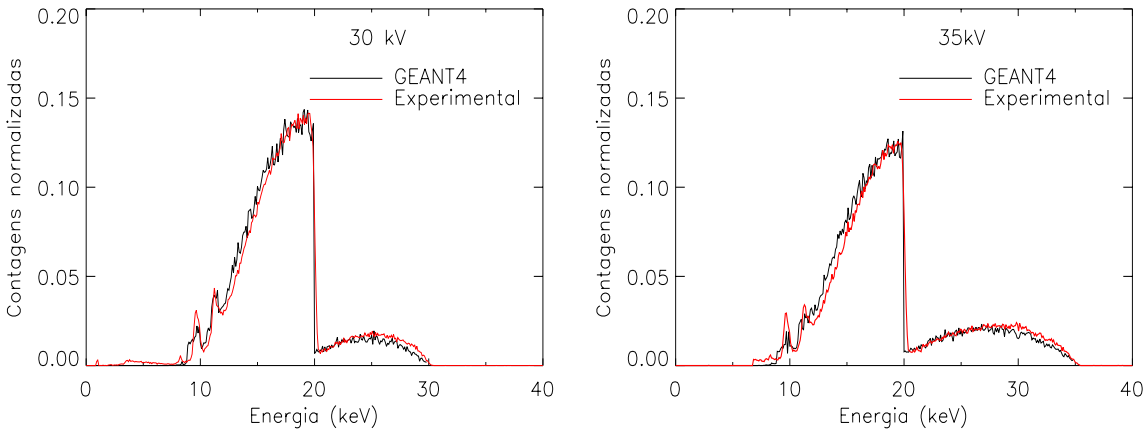

Figura 3.3: Comparação entre os espectros experimentais obtidos com o detector CZT com os espectros simulados com o código de Monte Carlo GEANT4 [68].

3.2 Caracterização dos feixes de raios X clínicos

3.2.1 Radiação primária

Os feixes de raios X primários produzidos pelo equipamento clínico foram caracterizados a partir da comparação entre os valores de camada semi-redutora, medida com câmara de ionização e os valores calculados a partir dos espectros de raios X simulados utilizando-se os modelos semi-empíricos de TBC [13] e TBW [41]. A energia média para cada espectro também foi calculada utilizando-se os espectros teóricos. Conforme discutido na seção 2.4.1 os espectros de raios X teóricos foram normalizados para os valores de kerma no ar medidos com câmara de ionização.

Tabela 3.2: Valores de camada semi-redutora, obtidos a partir de medições efetuadas com câmara de ionização, e energia média, calculada a partir dos espectros teóricos, para o equipamento Siemens Mammomat 3000 Nova. As incertezas apresentadas correspondem à incerteza combinada para k=1.

anodo/filtro	kVp nominal	camada semi-redutora (mmAl)		Energia média
	(kV)	câmara de ionização	TBW/TBC	(keV)
Mo/Mo	25	$0,315 \pm 0,014$	0,311	16,6
	30	$0,374 \pm 0,025$	0,380	17,6
	35	$0,405 \pm 0,035$	0,394	18,2
Mo/Rh	25	$0,380 \pm 0,016$	0,375	17,5
	30	$0,448 \pm 0,037$	0,451	18,3
W/Rh	25	$0,518 \pm 0,022$	0,520	18,1
	30	$0,578 \pm 0,041$	0,570	19,2

Os resultados obtidos para a camada semi-redutora e energia média do espectros de raios X estão ilustradas na tabela 3.2. Os valores de camada semi-redutora obtidos para os feixes de raios X gerados por este equipamento estão em conformidade com a norma ACR [54] para todas as combinações de anodo/filtro e tensão de aceleração aplicada ao tubo de raios X. Os feixes de raios X teóricos foram simulados utilizando-se uma filtração adicional de 0,25 mmAl para cada modelo. Este valor para a filtração

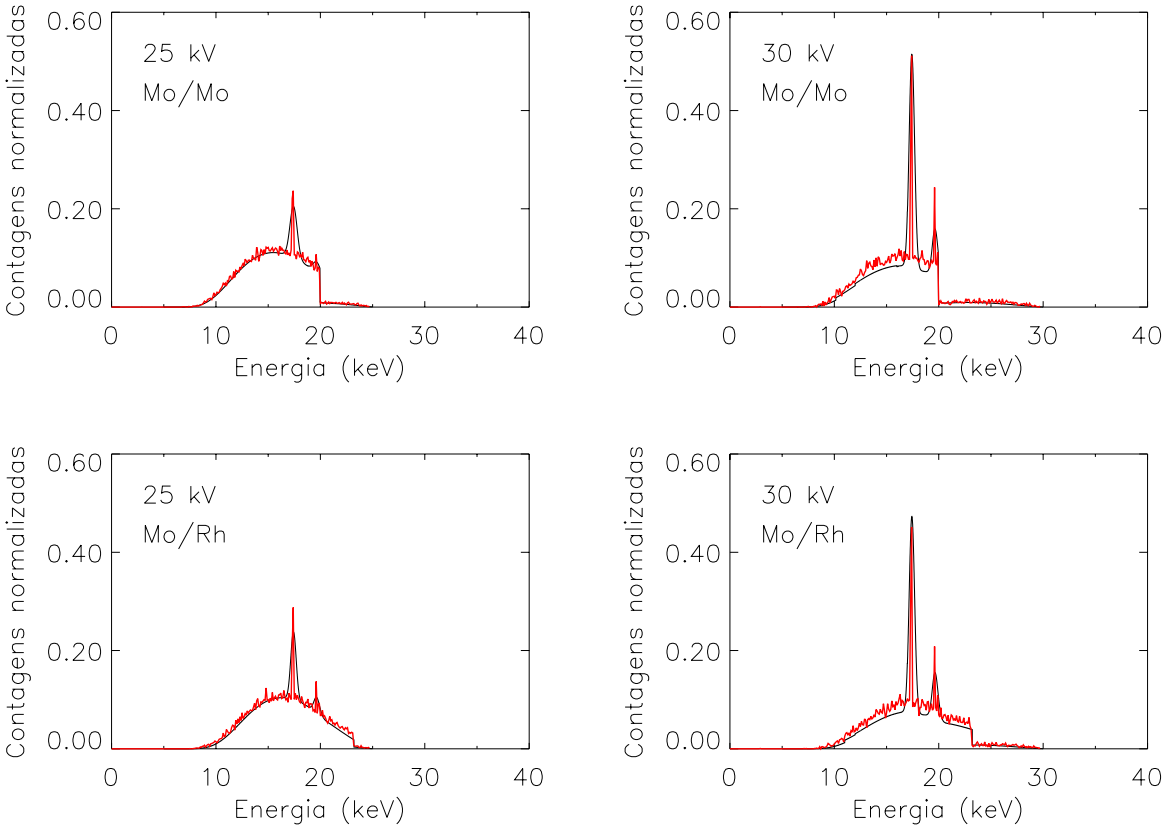

Figura 3.4: Comparação entre os espectros gerados pelo modelo semi-empírico de TBW [41] (curva em cor preta) e os espectros gerados pelo modelo de Monte Carlo GEANT4 [68] (curva em cor vermelha) para a combinações de anodo/filtro Mo/Mo e Mo/Rh.

adicional de alumínio foi utilizada para que o espectro simulado apresentasse um valor de camada semi-redutora próximo ao valor da camada semi-redutora obtida a partir de medições efetuadas com câmara de ionização. Para um valor de tensão específico, o valor da camada semi-redutora e da energia média do feixe de raios X são maiores para a combinação alvo/filtro W/Rh. Por outro lado, os feixes gerados para a combinação Mo/Mo apresentam os menores valores para estes parâmetros. Os valores de energia média e camada semi-redutora dependem da distribuição do número de fótons com a energia. A distribuição do número de fótons em função da energia do feixe depende da localização da borda K (*K-edge*) do material utilizado para a combinação alvo/filtro. A borda K para o molibdênio está localizada em 20 keV, 23,22 keV para o ródio e 69,53 keV para o tungstênio. O efeito da borda K na forma do espectro é discutida com maiores detalhes na seção 2.2.1.

De acordo com a tabela 3.2, os valores de camada semi-redutora e energia média

determinados a partir dos espectros de raios X simulados foram apresentados sem as respectivas incertezas associadas. A determinação da incerteza associada a estes parâmetros não foi possível pois os modelos de TBC [13] e TBW [41] são modelos semi-empíricos, ou seja, os modelos são parametrizados com base em pontos experimentais. No entanto, a incerteza associada a esta parametrização não é fornecida pelos autores.

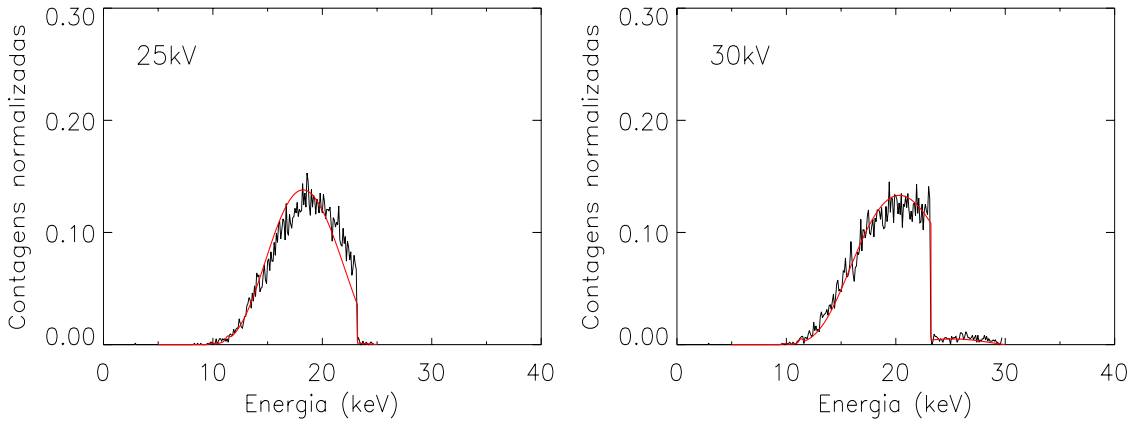

Figura 3.5: Comparação entre os espectros gerados pelo modelo semi-empírico de TBC [13] (curva em cor vermelha) e os espectros gerados pelo modelo de Monte Carlo GEANT4 [68] (curva em cor preta) para a combinação de anodo/filtro W/Rh.

A forma dos espectros de raios X gerados a partir dos modelos semi-empíricos de TBC [13] e TBW [41] foi comparada à espectros gerados pelo modelo de Monte Carlo GEANT4 [68]. Na figura 3.4 são comparados os espectros gerados pelo modelo de TBW [41] aos espectros gerados pelo modelo GEANT4 [68] para as combinação de anodo/filtro Mo/Mo e Mo/Rh para 25 e 30 kV. Na figura 3.5 é efetuada a comparação entre os espectros gerados pelo modelo semi-empírico de TBC [13] e os espectros gerados pelo código de Monte Carlo GEANT4 [68] para uma combinação de anodo/filtro W/Rh para 25 e 30 kV. As figuras representam os feixes de raios X simulados a 1 metro de distância do ponto focal. Em geral verifica-se uma boa concordância entre os espectros produzidos por estes modelos. Verifica-se, no entanto, uma discrepância na intensidade dos picos de radiação característica do molibênio. Essas diferenças, no entanto, devem-se às diferentes aproximações matemáticas utilizadas por estes modelos para o cálculo dos espectros teóricos. No caso da figura 3.3 a concordância entre os espectros pode ser melhorada a partir da utilização de um tempo maior de processamento dos modelos

gerados pelo código GEANT4 [68] a fim de melhorar a distribuição estatística dos resultados.

3.2.2 Radiação espalhada

Conforme exposto na seção 2.3.5, os espectros de raios X espalhados por um objeto simulador de mama no equipamento Siemens Mammomat 3000Nova foram obtidos variando-se os seguintes parâmetros experimentais:

- combinação alvo/filtro: Mo/Mo, Mo/Rh e W/Rh;
- tensão de operação do tubo: 25, 30 e 35 kV;
- objeto simulador de mama: objeto simulador do tipo BR12 com 5 e 8,5 cm de espessura e simulador de polimetil metacrilato (PMMA);
- ângulo de espalhamento: 30 a 165°.

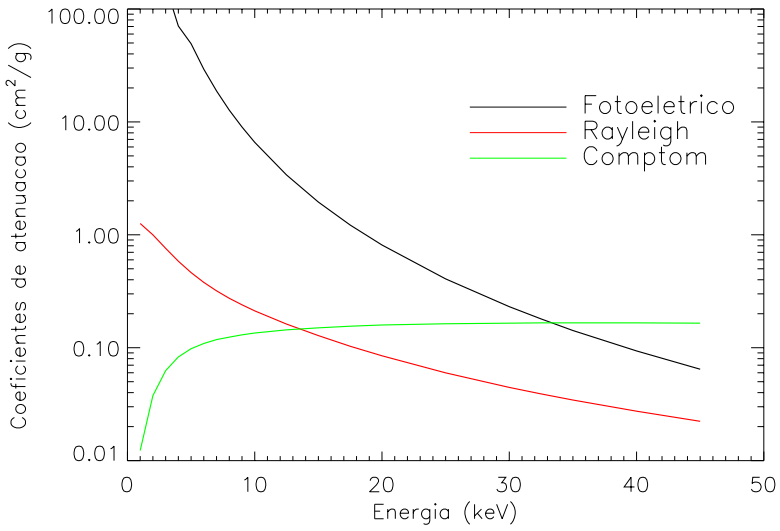

Figura 3.6: Ilustração da dependência dos coeficientes de atenuação para o objeto simulador de mama do tipo BR12 com a energia do feixe de raios X.

As características dos espectros de raios X espalhados serão avaliadas a partir dos valores de camada semi-redutora e energia média. A forma dos espectros de raios X espalhados na região de energia utilizada para fins de diagnóstico é determinada pelos processos de absorção e espalhamento de raios X pelo objeto espalhador. Na

região de energia utilizada em mamografia o espalhamento de raios X se deve ao efeito Compton e ao espalhamento Rayleigh, enquanto que a absorção dos raios X nesta faixa de energia é devida principalmente ao efeito fotoelétrico (figura 3.6). A importância desses processos na forma dos espectros de raios X espalhados em função do ângulo de espalhamento e da combinação alvo/filtro está ilustrada nas figuras 3.7 a 3.10.

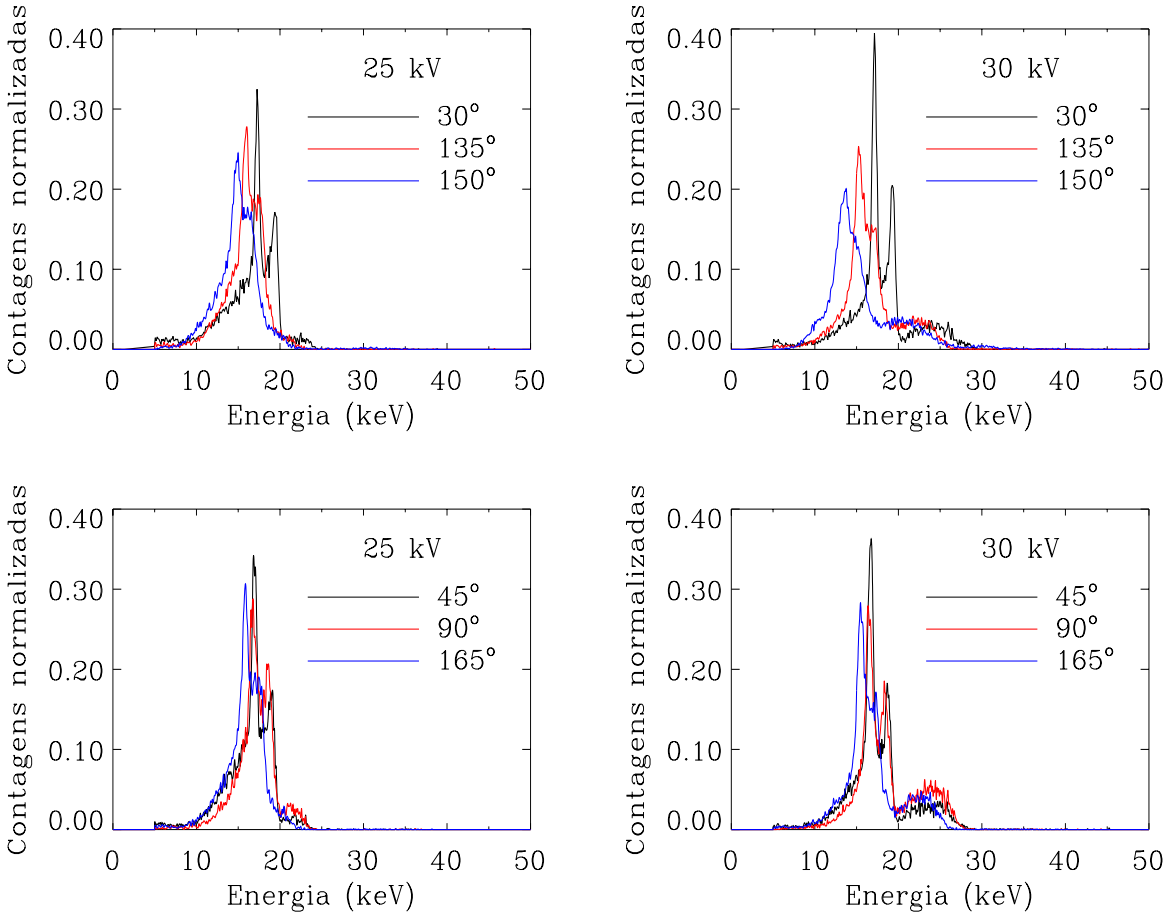

Figura 3.7: Espectros de raios X espalhados pelo objeto simulador de mama do tipo BR12, com 5 cm de espessura. Os feixes de raios X foram obtidos para a combinação de anodo/filtro Mo/Mo. Os espectros estão normalizados para área igual a 1.

No espalhamento Rayleigh o fóton incidente interage com todos os elétrons do átomo. Como este tipo de interação acontece principalmente na região de baixa energia dos raios X diagnósticos, ou seja na região de energia utilizada em mamografia, o átomo não é ionizado e o fóton espalhado é emitido com essencialmente a mesma energia do fóton incidente [21]. Por outro lado, a direção de propagação do fóton espalhado é ligeiramente diferente em relação à direção de propagação do fóton incidente. A

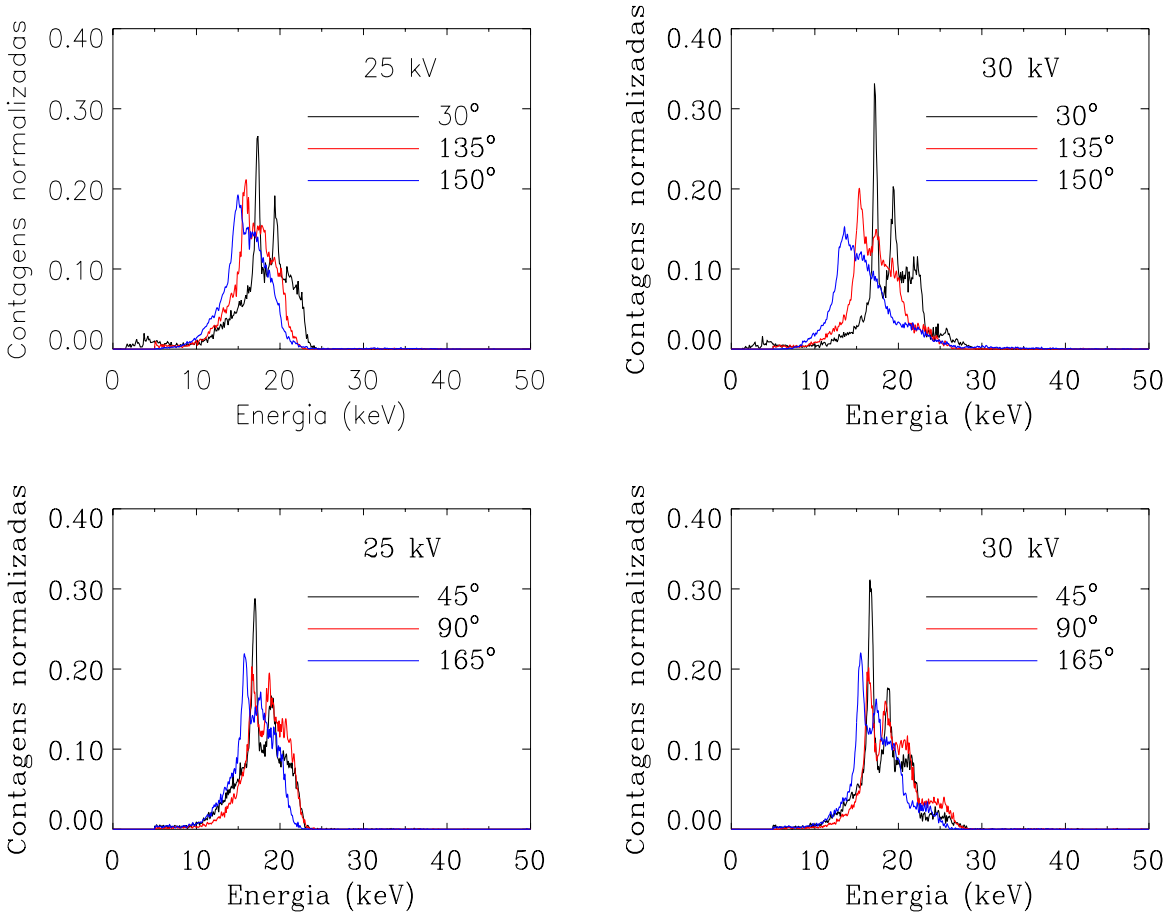

Figura 3.8: Espectros de raios X espalhados pelo objeto simulador de mama do tipo BR12, com 5 cm de espessura. Os feixes de raios X foram obtidos para a combinação de anodo/filtro Mo/Rh. Os espectros estão normalizados para área igual a 1.

probabilidade de ocorrência do espalhamento Rayleigh é maior na região de baixas energias para ângulos de espalhamento pequenos [21].

No espalhamento Compton os raios X são espalhados a partir da interação com elétrons livres ou elétrons que se encontram na camada de valência do átomo. A energia do fóton incidente é maior que a energia de ligação do elétron na camada de valência. Neste tipo de interação a energia do fóton espalhado é menor que a energia do fóton incidente. O espalhamento Compton é o processo de espalhamento de raios X predominante na faixa usada para diagnóstico. A seção de choque para o espalhamento Compton é obtida a partir da multiplicação da secção de choque para o espalhamento Thomson pelo fator de Klein-Nishina [21].

O efeito fotoelétrico é o processo de interação mais importante na região de energia

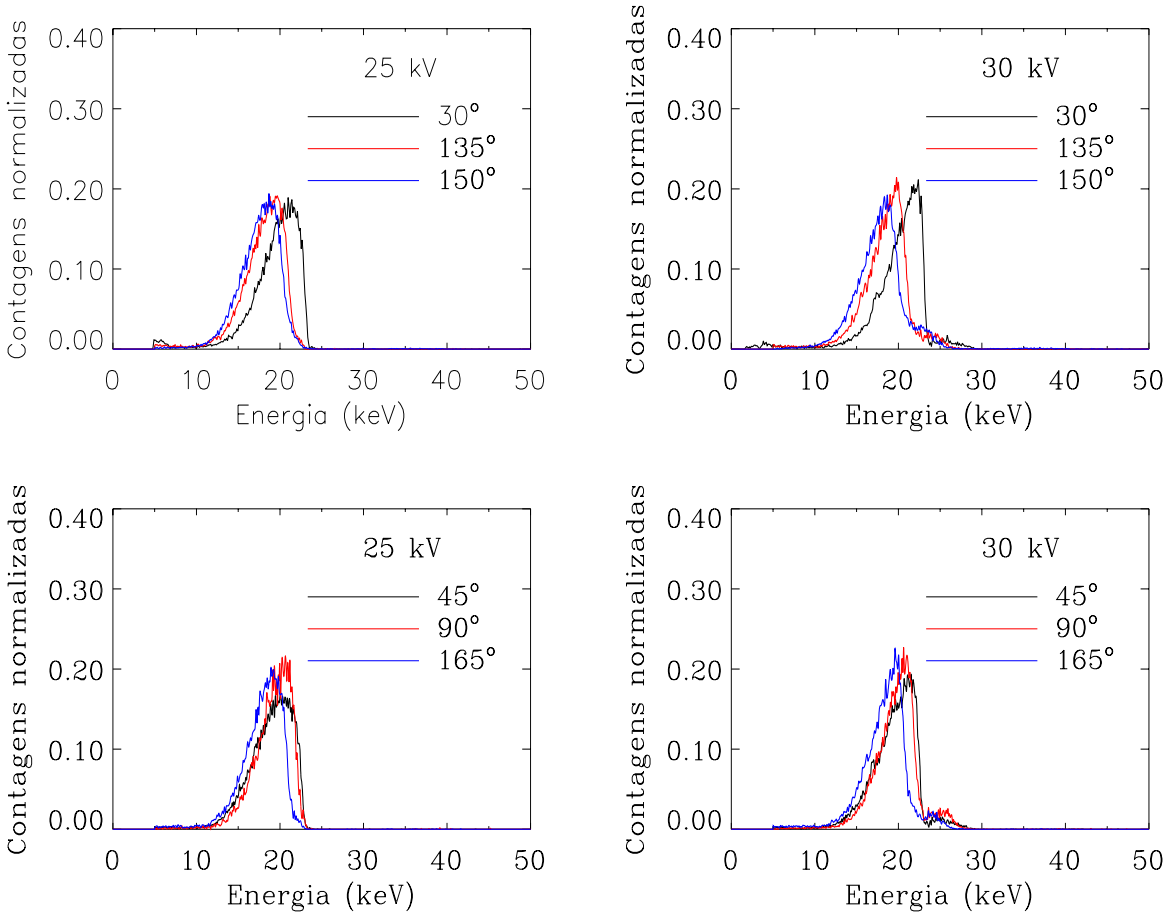

Figura 3.9: Espectros de raios X espalhados pelo objeto simulador de mama do tipo BR12, com 5 cm de espessura. Os feixes de raios X foram obtidos para a combinação de anodo/filtro W/Rh. Os espectros estão normalizados para área igual a 1.

utilizada em mamografia. Neste processo o fóton incidente remove um elétron ligado do átomo do material absorvedor (ou espalhador). Em geral os elétrons das camadas mais internas do átomo contribuem para a interação fotoelétrica [21]. A seção de choque para o efeito fotoelétrico varia com a energia do fóton aproximadamente com $1/E^3$.

A partir da forma dos espectros ilustrados nas figuras 3.7 a 3.9 é possível avaliar a contribuição dos diferentes processos de interação com o ângulo de espalhamento. A partir dos espectros ilustrados nas figuras 3.7 e 3.8 pode-se observar que os espectros de raios X obtidos para ângulos de espalhamento menores do que 90 graus apresentam melhor resolução em energia comparado com aqueles obtidos em ângulos de espalhamento maiores. Por exemplo, nos espectros registrados nas posições correspondentes a 30, 45 e 90 graus os picos de radiação característica do molibdênio se encontram

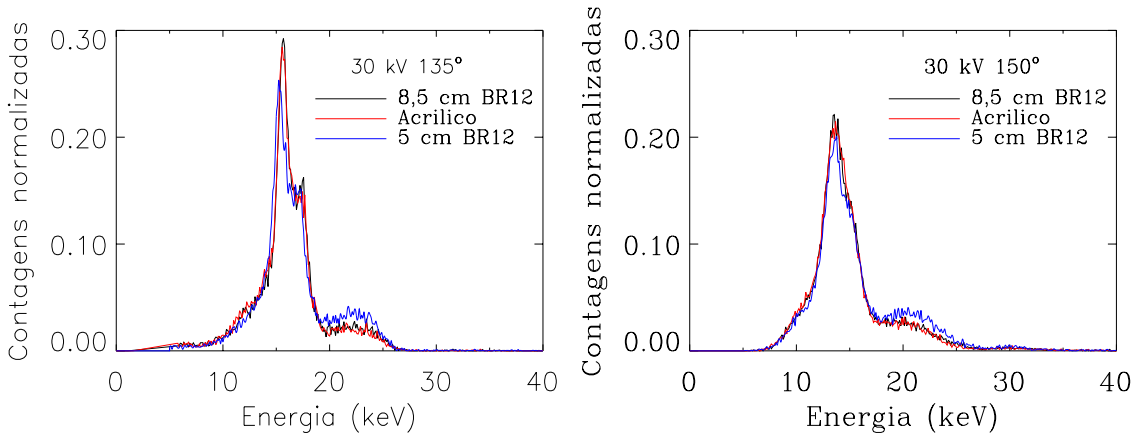

Figura 3.10: Ilustração dos espectros de raios X espalhados a 135° e 150° por diferentes objetos simuladores de mama, para 30 kV, combinação alvo/filtro Mo/Mo. Os espectros foram normalizados para área unitária.

perfeitamente resolvidos. Por outro lado, nos espectros registrados pelo detector em 135, 150 e 165 graus as linhas de radiação característica do molibdênio se encontram superpostas. A perda de resolução no espectro de raios X espalhado que acontece em ângulos de espalhamento maiores que 90 graus deve-se à uma maior transferência de energia para o elétron de recuo, ou seja, a diferença entre a energia do fóton incidente e a energia do fóton espalhado é maior.

Na figura 3.10 está ilustrado o efeito na forma do espectro devido ao espalhamento de raios X por diferentes objetos simuladores de mama. Como o espectro de raios X incidente nestes objetos espalhadores é o mesmo a forma e a intensidade dos espectros de raios X espalhados dependerá apenas das dimensões e do número atômico do material do objeto espalhador. Nesta figura está ilustrado o espalhamento por dois objetos simuladores de mama do tipo BR12 um com 5 cm de espessura e outro com 8,5 cm de espessura e um objeto simulador de mama do tipo PMMA (acrílico). A comparação entre os dois objetos simuladores do tipo BR12 mostra que a porção de fótons espalhados pelo objeto com 5 cm na região final do espectro é maior do que para o objeto com 8,5 cm de espessura na posição correspondente a 135 e 150 graus. A diferença na forma do espectro entre estes dois objetos deve-se somente à diferença de espessura. Para o caso do objeto mais espesso o processo de multiplas interações é mais importante. Por outro lado os espectros espalhados pelo objeto simulador de mama BR12 com 8,5 cm

de espessura é bastante semelhante ao espectro espalhado pelo objeto de PMMA.

As características dos feixes de radiação espalhada gerados pelo sistema clínico medidos a 1 m do centro do objeto espalhador com o detector CZT estão ilustradas nas tabelas 3.3 a 3.5. Nestas tabelas são fornecidos valores de camada semi-redutora e energia média com o ângulo de espalhamento, tensão de aceleração aplicada ao tubo de raios X, combinação alvo/filtro e diferentes objetos espalhadores.

Os resultados apresentados na tabela 3.3 mostram que os valores de camada semi-redutora, calculados a partir dos espectros experimentais corrigidos, para os ângulos de espalhamento menores que 90 graus são maiores que aqueles obtidos para ângulos de espalhamento maiores que 90 graus para as três combinações de anodo/filtro. Por exemplo, para a combinação anodo/filtro Mo/Mo e tensão de aceleração aplicada ao tubo igual a 30 kV, o espectro de raios X registrado na posição correspondente a 30 graus apresenta um valor de camada semi-redutora 49% maior que o valor correspondente ao feixe registrado em 150 graus. O menor valor de camada semi-redutora e energia média apresentado pelos espectros medidos em 135, 150 e 165 graus deve-se ao maior deslocamento dos fótons para a região de menor energia do espectro devido ao espalhamento Compton. Por outro lado, os espectros de raios X medidos em ângulos de espalhamento menores que 90 graus envolvem radiação atenuada pelo sistema receptor de imagens. A variação do valor da camada semi-redutora em função do ângulo de espalhamento depende da absorção dos materiais que se encontram entre o objeto espalhador e o detector e da variação da forma do espectro devido ao espalhamento Compton.

Os valores de energia média determinados para os espectros de raios X espalhados seguem a mesma tendência mostrada pelos valores de camada semi-redutora. Por exemplo, para ângulos de espalhamento menores que 90 graus o valor de energia média determinado para os espectros espalhados é próximo ao valor estimado para os espectros primários. Para ângulos de espalhamento maiores que 90 graus o feixe de raios X se torna "mais mole" devido ao efeito do espalhamento Compton diminuindo, consequentemente, o valor da energia média do espectro. Entretanto, a variação observada nos valores de energia média são menos significativas que a apresentada pelos valores de camada semi-redutora. Esses resultados evidenciam que o valor da camada semi-

Tabela 3.3: Valores de camada semi-redutora (mmAl) e energia média (keV) para os espectros de raios X espalhados registrados a 1 m de distância do centro do objeto espalhador. Os espectros foram espalhados pelo objeto simulador de mama do tipo BR12 utilizando-se uma espessura de 5 cm. Os valores de incerteza correspondem à incerteza combinada para k=1.

Ângulo de espalhamento (^{o})	kV_p (kV)	Anodo/filtro	mAs	Camada semi-redutora (mmAl)	Energia média (keV)
30	25	Mo/Mo	720	$0,324 \pm 0,016$	$16,5 \pm 1,3$
	30	Mo/Mo	320	$0,361 \pm 0,019$	$17,9 \pm 1,1$
	35	Mo/Mo	225	$0,388 \pm 0,021$	$18,5 \pm 1,4$
	25	Mo/Rh	800	$0,373 \pm 0,019$	$17,8 \pm 1,3$
	30	Mo/Rh	400	$0,473 \pm 0,024$	$19,1 \pm 1,4$
	25	W/Rh	2000	$0,512 \pm 0,031$	$19,5 \pm 1,2$
	30	W/Rh	1500	$0,620 \pm 0,036$	$20,2 \pm 1,5$
45	25	Mo/Mo	400	$0,313 \pm 0,018$	$16,4 \pm 1,4$
	30	Mo/Mo	240	$0,353 \pm 0,025$	$17,6 \pm 1,2$
	25	Mo/Rh	480	$0,388 \pm 0,021$	$17,8 \pm 1,1$
	30	Mo/Rh	240	$0,390 \pm 0,024$	$18,2 \pm 1,3$
	25	W/Rh	2080	$0,498 \pm 0,035$	$19,2 \pm 1,5$
	30	W/Rh	1040	$0,563 \pm 0,042$	$19,6 \pm 1,8$
90	25	Mo/Mo	720	$0,370 \pm 0,021$	$17,5 \pm 1,1$
	30	Mo/Mo	320	$0,415 \pm 0,019$	$18,6 \pm 0,9$
	25	Mo/Rh	960	$0,432 \pm 0,027$	$18,1 \pm 1,3$
	30	Mo/Rh	480	$0,478 \pm 0,030$	$18,9 \pm 1,4$
	25	W/Rh	880	$0,530 \pm 0,035$	$19,1 \pm 1,1$
	30	W/Rh	800	$0,580 \pm 0,032$	$19,7 \pm 1,2$
135	25	Mo/Mo	320	$0,289 \pm 0,015$	$15,8 \pm 1,2$
	30	Mo/Mo	240	$0,291 \pm 0,017$	$16,7 \pm 1,1$
	35	Mo/Mo	160	$0,293 \pm 0,018$	$16,8 \pm 1,3$
	25	Mo/Rh	400	$0,346 \pm 0,019$	$16,7 \pm 1,2$
	30	Mo/Rh	240	$0,351 \pm 0,240$	$17,2 \pm 0,9$
	25	W/Rh	900	$0,416 \pm 0,030$	$17,9 \pm 1,5$
	30	W/Rh	480	$0,467 \pm 0,028$	$18,5 \pm 1,2$
150	25	Mo/Mo	240	$0,232 \pm 0,015$	$15,1 \pm 1,0$
	30	Mo/Mo	240	$0,243 \pm 0,017$	$15,7 \pm 1,7$
	35	Mo/Mo	320	$0,294 \pm 0,016$	$15,8 \pm 1,4$
	25	Mo/Rh	400	$0,273 \pm 0,014$	$15,9 \pm 1,2$
	30	Mo/Rh	320	$0,283 \pm 0,018$	$18,0 \pm 1,4$
	25	W/Rh	640	$0,402 \pm 0,025$	$17,6 \pm 1,2$
	30	W/Rh	400	$0,414 \pm 0,029$	$17,9 \pm 1,1$

Tabela 3.3: Continuação

Ângulo de espalhamento (^{o})	kV_p (kV)	Anodo/filtro	mAs	Camada semi-redutora (mmAl)	Energia média (keV)
165	25	Mo/Mo	567	$0,287 \pm 0,020$	$15,8 \pm 0,8$
	30	Mo/Mo	270	$0,317 \pm 0,023$	$16,9 \pm 0,9$
	35	Mo/Mo	270	$0,319 \pm 0,022$	$17,2 \pm 1,3$
	25	Mo/Rh	640	$0,340 \pm 0,026$	$16,7 \pm 1,2$
	30	Mo/Rh	336	$0,371 \pm 0,030$	$17,4 \pm 1,1$
	25	W/Rh	1300	$0,425 \pm 0,028$	$17,8 \pm 1,2$
	30	W/Rh	640	$0,449 \pm 0,035$	$18,4 \pm 1,4$

redutora de um espectro de raios X é mais sensível à sua forma do que o valor da energia média.

Tabela 3.4: Valores de camada semi-redutora (mmAl) e energia média (keV) para os espectros de raios X espalhados registrados a 1 m de distância do centro do objeto espalhado. Os espectros foram espalhados pelo objeto simulador de mama do tipo BR12 utilizando-se uma espessura de 8,5 cm para a combinação anodo/filtro Mo/Mo. Os valores de incerteza correspondem à incerteza combinada para k=1.

Ângulo de espalhamento (^{o})	kV_p (kV)	mAs	Camada semi-redutora (mmAl)	Energia média (keV)
30	25	560	$0,321 \pm 0,015$	$16,1 \pm 0,9$
	30	320	$0,357 \pm 0,023$	$17,2 \pm 1,1$
	35	224	$0,355 \pm 0,019$	$18,1 \pm 1,2$
135	25	400	$0,289 \pm 0,015$	$15,4 \pm 0,8$
	30	240	$0,308 \pm 0,017$	$16,1 \pm 1,2$
	35	160	$0,310 \pm 0,018$	$17,1 \pm 1,2$
150	25	320	$0,241 \pm 0,014$	$14,8 \pm 0,9$
	30	240	$0,291 \pm 0,012$	$15,1 \pm 1,3$
	35	320	$0,296 \pm 0,011$	$15,8 \pm 1,5$
165	25	480	$0,282 \pm 0,017$	$15,3 \pm 0,9$
	30	320	$0,303 \pm 0,019$	$16,1 \pm 1,1$
	35	224	$0,311 \pm 0,021$	$17,2 \pm 1,2$

Nas tabelas 3.4 e 3.5 estão ilustrados valores de camada semi-redutora e energia média determinados para feixes de raios X espalhados por um objeto simulador de mama do tipo BR12 com 8,5 cm de espessura e por um simulador de mama de acrílico,

Tabela 3.5: Valores de camada semi-redutora (mmAl) e energia média (keV) para os espectros de raios X espalhados registrados a 1 m de distância do centro do objeto espalhado. Os espectros foram espalhados pelo objeto simulador de mama de PMMA para a combinação anodo/filtro Mo/Mo. Os valores de incerteza correspondem à incerteza combinada para k=1.

Ângulo de espalhamento (^{o})	kV_p (kV)	mAs	Camada semi-redutora (mmAl)	Energia média (keV)
30	25	560	0.292 ± 0.013	$16.1 \pm 0,8$
	30	224	0.326 ± 0.019	$17,1 \pm 1,1$
	35	150	0.355 ± 0.022	$18,1 \pm 1,2$
135	25	400	$0,285 \pm 0,013$	15.3 ± 0.9
	30	240	$0,301 \pm 0,015$	$15,9 \pm 1,1$
150	25	320	0.237 ± 0.015	$14.8 \pm 1,2$
	30	240	0.284 ± 0.011	$14,9 \pm 1,1$
	35	320	0.294 ± 0.013	$15.7 \pm 1,4$
165	25	560	$0,275 \pm 0.018$	15.2 ± 0.8
	30	320	$0,299 \pm 0.021$	$16.0 \pm 1,0$
	35	224	$0,312 \pm 0.018$	$17,2 \pm 1,2$

respectivamente. A variação nos valores de camada semi-redutora e energia média dos espectros de raios X espalhados para os três objetos simuladores de mama utilizados neste trabalho são muito próximos. Embora as dimensões dos objetos sejam diferentes o número atômico destes é próximo.

Nas tabelas 3.6 e 3.7 são comparados os valores de energia máxima dos espectros de raios X espalhados calculados a partir da formulação do espalhamento Compton [21] e determinados a partir dos espectros espalhados experimentais. O ponto de energia máxima do espectro foi determinado a partir de uma regressão linear na região final do espectro [36]. O valor apresentado corresponde a um valor médio, determinado para as três combinações alvo/filtro disponíveis no equipamento clínico. Verifica-se uma boa concordância entre os valores experimentais e os valores determinados teoricamente. Essa concordância nos resultados pode ser usada para atestar o posicionamento do detector no referido ângulo de espalhamento.

Tabela 3.6: Comparação entre os valores do ponto final do espectro calculado a partir da equação da energia para o espalhamento Compton e determinado a partir dos espectros experimentais para um feixe de 25 kV. O valor do ponto final determinado experimentalmente corresponde a média determinada a partir dos espectros de raios X espalhados por 5 cm de BR12 para as combinações Mo/Mo, Mo/Rh e W/Rh.

	25 kV	
Ângulo de espalhamento	Energia máxima calculada (keV)	Energia máxima experimental (keV)
30	24,8	$24,42 \pm 0,09$
45	24,6	$24,31 \pm 0,06$
90	23,8	$23,61 \pm 0,05$
135	23,1	$23,02 \pm 0,08$
150	22,9	$22,85 \pm 0,07$
165	22,8	$22,59 \pm 0,09$

Tabela 3.7: O mesmo que na Tabela 3.6 para uma tensão de 30 kV.

	30 kV	
Ângulo de espalhamento	Energia máxima calculada (keV)	Energia máxima experimental (keV)
30	29,8	$29,61 \pm 0,08$
45	29,5	$29,32 \pm 0,06$
90	28,3	$28,23 \pm 0,09$
135	27,3	$27,14 \pm 0,05$
150	27,0	$26,92 \pm 0,06$
165	26,9	$26,74 \pm 0,06$

3.3 Equivalente de dose ambiente e dose efetiva

Nesta seção serão determinados valores de kerma no ar, equivalente de dose ambiente e dose efetiva a partir dos espectros de raios X caracterizados na seção anterior. De acordo com a seção 2.5 os valores de equivalente de dose ambiente e energia efetiva foram determinados utilizando-se fatores de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente e dose efetiva dependentes da energia do fóton (figura 2.11). Os valores obtidos a partir deste método serão comparados aos valores calculados utilizando-se um coeficiente de conversão médio determinado a partir dos espectros referentes aos

feixes primários e espalhados, caracterizados nas seções 3.2.1 e 3.2.2.

Tabela 3.8: Valores de kerma no ar, equivalente de dose ambiente (H*(10)) e dose efetiva (E_p) para os feixes de raios X primários relativos ao equipamento clínico (HU/USP) a 1 m do ponto focal. Os valores de H*(10) e (E_p foram calculados utilizando-se os coeficientes de conversão variaáveis com a energia (figura 2.11). As incertezas apresentadas correspondem à incerteza combinada para k=1.

Anodo/filtro	kV_p (kV)	Kerma no ar (x 10^{-3} mGy/mAs)	H*(10) (x 10^{-3} mSv/mAs)	E_p (x 10^{-3} mSv/mAs)	$E_p/H*(10)$
Mo/Mo	25	$19,6 \pm 2,3$	$6,6 \pm 0,8$	$1,1 \pm 0,1$	0,17
	30	$34,7 \pm 3,5$	$14,1 \pm 1,5$	$2,4 \pm 0,3$	0,17
	35	$62,2 \pm 7,4$	$27,5 \pm 3,2$	$4,9 \pm 0,6$	0,18
Mo/Rh	25	$17,1 \pm 1,5$	$6,6 \pm 0,6$	$1,2 \pm 0,1$	0,18
	30	$29,5 \pm 3,2$	$13,1 \pm 1,7$	$2,5 \pm 0,3$	0,19
W/Rh	25	$6,7 \pm 0,7$	$2,8 \pm 0,3$	$0,51 \pm 0,06$	0,18
	30	$11,5 \pm 1,5$	$5,6 \pm 0,7$	$1,2 \pm 0,1$	0,21

Na tabela 3.8 são apresentados valores de kerma no ar, equivalente de dose ambiente e dose efetiva para os espectros de raios X relativos aos feixes primários a 1 m de distância do ponto focal. Nesta tabela é apresentada também a razão entre o equivalente de dose ambiente e a dose efetiva. Os resultados mostram que a combinação anodo/filtro Mo/Mo apresenta os maiores valores de kerma no ar. Os menores valores de kerma no ar observados são para a combinação W/Rh. As combinações Mo/Mo e Mo/Rh produzem valores de equivalente de dose ambiente e dose efetiva aproximadamente iguais. Pode-se observar ainda que a diferença entre os valores de kerma no ar para as três combinações anodo/filtro é maior que a diferença entre os valores de equivalente de dose ambiente ou entre os valores de dose efetiva para um dado valor de tensão aplicada ao tubo de raios X. A redução na diferença entre os resultados para estes parâmetros é explicada a partir da análise conjunta entre a forma do espectro e a curva para os coeficientes de conversão representados na figura 2.11. Os espectros de raios X obtidos para as combinações anodo/filtro Mo/Rh e W/Rh são mais deslocados para a região de maior energia do que aqueles produzidos pela combinação Mo/Mo. Por outro lado, os valores dos coeficientes de conversão aumentam à medida que a energia do fóton aumenta.

Tabela 3.9: Coeficientes de conversão médios de kerma no ar para equivalente de dose ambiente ($\overline{C}_{H^*(10)}$) e dose efetiva ($\overline{C}_{E_p}$), respectivamente, determinados para os espectros de raios X primários . Os valores de H*(10) e E_p calculados utilizando-se estes coeficientes médios são apresentados nas colunas 5 e 6, respectivamente. As incertezas apresentadas correspondem à incerteza combinada para k=1.

Anodo/filtro	kV_p (kV)	$\overline{C}_{H^*(10)}$ (Sv/Gy)	$\overline{C}_{E_p}$ (Sv/Gy)	H*(10) (x 10^{-3} mSv/mAs)	E_p (x 10^{-3} mSv/mAs)
Mo/Mo	25	0,34	0,057	$6,7 \pm 0,8$	$1,1 \pm 0,1$
	30	0,41	0,072	$14,2 \pm 1,4$	$2,5 \pm 0,3$
	35	0,44	0,079	$27,4 \pm 3,3$	$4,9 \pm 0,6$
Mo/Rh	25	0,39	0,069	$6,7 \pm 0,6$	$1,2 \pm 0,1$
	30	0,45	0,082	$13,3 \pm 1,4$	$2,4 \pm 0,3$
W/Rh	25	0,42	0,076	$2,8 \pm 0,3$	$0,51 \pm 0,05$
	30	0,49	0,096	$5,6 \pm 0,7$	$1,1 \pm 0,1$

A razão entre os valores de dose efetiva e equivalente de dose ambiente varia entre 0,17 e 0,18 para a combinação Mo/Mo, entre 0,18 e 0,19 para a combinação Mo/Rh e entre 0,18 e 0,21 para a combinação W/Rh para os espectros primários estudados neste trabalho na região de mamografia.

Na tabela 3.9 são apresentados valores para os coeficientes de conversão médios de kerma no ar para equivalente de dose ambiente e dose efetiva, respectivamente, determinados para os mesmos espectros de raios X primários utilizados na tabela 3.8. É possível verificar que os coeficientes médios de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente são maiores para a combinação W/Rh, seguido pela combinação Mo/Rh. Os menores valores para estes coeficientes são encontrados para a combinação Mo/Mo. O mesmo comportamento é observado para os coeficientes médios de conversão de kerma no ar para dose efetiva. Valores de equivalente de dose ambiente e dose efetiva foram calculados utilizando-se os respectivos coeficientes médios de conversão. Pode-se observar que os valores de equivalente de dose ambiente e dose efetiva calculados utilizando-se os respectivos coeficientes de conversão médios fornecem aproximadamente os mesmos resultados daqueles obtidos utilizando-se os coeficientes de conversão dependentes da energia do fóton apresentados na tabela 3.8. Conforme discutido anteriormente a grandeza operacional equivalente de dose ambiente foi pro-

posta com o objetivo de fornecer uma estimativa ou um limite superior para a grandeza de proteção dose efetiva. Para os espectros de raios X primários obtidos neste trabalho pode-se verificar que $H^*(10) \simeq 5$ x E_p, ou seja, o valor do equivalente de dose ambiente na região de energia utilizada em mamografia superestima o valor da dose efetiva por um fator de aproximadamente 5.

Valores de kerma no ar, equivalente de dose ambiente e dose efetiva também foram calculados para os espectros de raios X espalhados caracterizados nas tabelas 3.3 a 3.5 utilizando-se os coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente e dose efetiva, respectivamente, representados na figura 2.11. Na tabela 3.10 está ilustrada a variação destes parâmetros com a tensão aplicada ao tubo de raios X, ângulo de espalhamento e combinação alvo/filtro. A partir das tabelas 3.10, 3.11 e 3.12 será possível avaliar a variação dos resultados com diferentes objetos simuladores de mama. O conjunto de espectros obtidos neste trabalho permite investigar a influência da forma espectral nos valores de kerma no ar, equivalente de dose ambiente e dose efetiva. A relação entre as grandezas equivalente de dose ambiente e dose efetiva também será avaliada, assim como a dependência do equivalente de dose ambiente e dose efetiva com a forma do espectro de raios X.

Da mesma forma que para os espectros primários os valores de kerma no ar determinados a partir dos feixes de raios X espalhados são maiores para a combinação Mo/Mo para todos os ângulos de espalhamento e tensão de aceleração aplicada ao tubo de raios X. A variação dos valores de kerma no ar com o ângulo de espalhamento segue a mesma tendência para todas as combinações de anodo/filtro. Os valores de kerma no ar são menores para os espectros medidos em 30 graus.

Os valores de kerma no ar dependem da intensidade do espalhamento. Na figura 3.11 está ilustrada a variação da seção de choque diferencial para o espalhamento Compton com o ângulo de espalhamento e com a energia do fóton para um elétron livre. Pode-se verificar que a seção de choque para o espalhamento Compton atinge um valor mínimo em 90 graus. Para ângulos de espalhamentos maiores que 90 graus os valores de kerma no ar obtidos neste trabalho apresentam a mesma tendência de variação que aquela apresentada pela seção de choque diferencial ilustrada na figura 3.11. Conforme mencionado anteriormente, os feixes de raios X obtidos em ângulos de

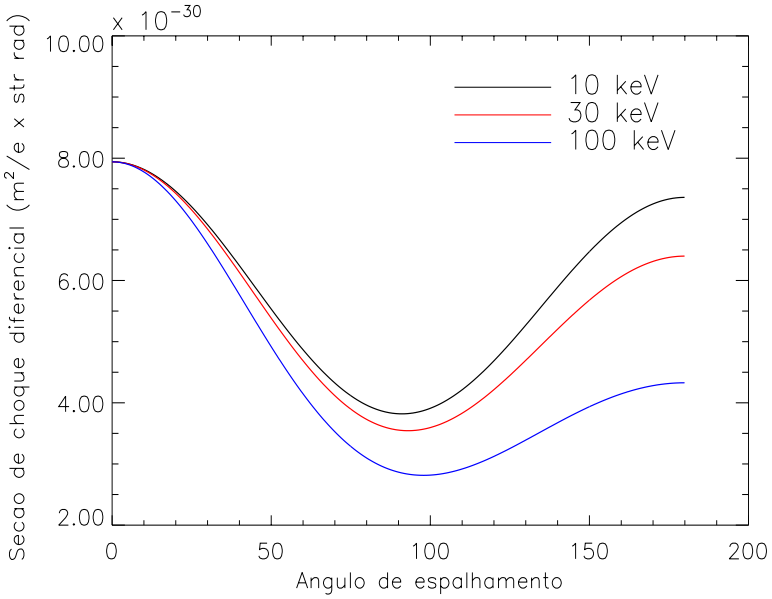

Figura 3.11: Ilustração da variação da seção de choque diferencial para o espalhamento Compton em função da energia e do ângulo de espalhamento.

espalhamento menores que 90 graus envolvem radiação atenuada pelo sistema receptor de imagens. Os espectros obtidos em 165 graus sofreram atenuação pela cúpula do tubo de raios X.

Os resultados mostram que a combinação anodo/filtro Mo/Mo apresenta os maiores valores para o kerma no ar. No entanto, o valor das grandezas equivalente de dose ambiente e dose efetiva são maiores para a combinação Mo/Rh. O valor destas grandezas depende da distribuição espectral da radiação. O espectro de raios X para a combinação Mo/Mo possui um maior número de fótons de baixa energia e um menor número de fótons de alta energia com relação à combinação Mo/Rh. Por outro lado, o valor dos coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente e dose efetiva, respectivamente, aumentam com o aumento da energia dos fótons. Por essa razão os valores de equivalente de dose ambiente e dose efetiva são maiores para a combinação Mo/Rh.

Tabela 3.10: Valores de kerma no ar, equivalente de dose ambiente ($H^*(10)$) e dose efetiva (E_p) para os espectros de raios X espalhados calculados utilizando-se os coeficientes de conversão em função da energia do feixe. Os espectros foram espalhados por um objeto simulador de mama do tipo BR12 com 5,0 cm de espessura. As incertezas apresentadas correspondem à incerteza combinada para k=1.

Ângulo de espalhamento (^{o})	kV_p (kV)	Anodo/filtro	kerma no ar (x 10^{-7} mGy/mAs)	$H^*(10)$ (x 10^{-7} mSv/mAs)	E_p (x 10^{-7} mSv/mAs)	$E_p/H^*(10)$
30	25	Mo/Mo	$25,0 \pm 1,2$	$7,2 \pm 0,4$	$1,6 \pm 0,1$	0,18
	30	Mo/Mo	$50,2 \pm 3,5$	$18,3 \pm 1,3$	$3,5 \pm 0,24$	0,19
	35	Mo/Mo	$91,5 \pm 4,2$	$38,5 \pm 2,5$	$8,1 \pm 0,61$	0,21
	25	Mo/Rh	$24,6 \pm 2,4$	$9,4 \pm 0,9$	$1,8 \pm 0,2$	0,19
	30	Mo/Rh	$45,6 \pm 4,6$	$20,6 \pm 1,9$	$4,0 \pm 0,4$	0,20
	25	W/Rh	$15,7 \pm 1,7$	$7,8 \pm 0,9$	$1,6 \pm 0,1$	0,20
	30	W/Rh	$17,7 \pm 2,3$	$9,5 \pm 1,2$	$2,0 \pm 0,26$	0,21
45	25	Mo/Mo	$53,6 \pm 5,3$	$16,5 \pm 0,2$	$2,8 \pm 0,2$	0,17
	30	Mo/Mo	$85,5 \pm 6,4$	$29,8 \pm 2,3$	$5,5 \pm 0,4$	0,18
	25	Mo/Rh	$46,7 \pm 5,2$	$17,3 \pm 1,9$	$3,1 \pm 0,3$	0,18
	30	Mo/Rh	$79,5 \pm 8,4$	$32,5 \pm 3,4$	$6,0 \pm 0,5$	0,19
	25	W/Rh	$18,8 \pm 2,3$	$8,9 \pm 0,9$	$1,7 \pm 0,2$	0,19
	30	W/Rh	$35,4 \pm 4,5$	$17,7 \pm 1,9$	$3,6 \pm 0,4$	0,20
90	25	Mo/Mo	$30,9 \pm 3,6$	$10,9 \pm 0,9$	$1,9 \pm 0,2$	0,17
	30	Mo/Mo	$67,9 \pm 9,1$	$27,9 \pm 3,6$	$5,4 \pm 0,7$	0,19
	25	Mo/Rh	$31,7 \pm 4,5$	$13,5 \pm 1,9$	$2,5 \pm 0,4$	0,18
	30	Mo/Rh	$64,8 \pm 7,4$	$29,4 \pm 3,4$	$5,7 \pm 0,6$	0,19
	25	W/Rh	$18,2 \pm 1,5$	$8,9 \pm 0,8$	$1,7 \pm 0,1$	0,19
	30	W/Rh	$35,8 \pm 4,2$	$18,4 \pm 1,8$	$3,7 \pm 0,5$	0,20
135	25	Mo/Mo	$67,6 \pm 5,5$	$18,8 \pm 1,4$	$3,1 \pm 0,2$	0,16
	30	Mo/Mo	$142,0 \pm 9,4$	$42,6 \pm 2,9$	$7,4 \pm 0,4$	0,18
	35	Mo/Mo	$268,1 \pm 9,8$	$82,4 \pm 3,1$	$12,4 \pm 0,6$	0,19
	25	Mo/Rh	$69,1 \pm 8,4$	$22,7 \pm 2,4$	$3,9 \pm 0,5$	0,17
	30	Mo/Rh	$130,5 \pm 9,5$	$44,6 \pm 3,2$	$8,0 \pm 0,6$	0,18
	25	W/Rh	$37,4 \pm 4,5$	$15,4 \pm 1,8$	$2,8 \pm 0,3$	0,18
	30	W/Rh	$69,1 \pm 7,3$	$30,4 \pm 3,1$	$5,7 \pm 0,6$	0,19
150	25	Mo/Mo	$155,1 \pm 7,5$	$34,4 \pm 1,6$	$5,6 \pm 0,3$	0,16
	30	Mo/Mo	$289,1 \pm 9,2$	$48,0 \pm 1,9$	$8,7 \pm 0,4$	0,18
	35	Mo/Mo	$586,1 \pm 9,3$	$124,1 \pm 2,8$	$23,3 \pm 0,6$	0,19
	25	Mo/Rh	$139,1 \pm 10,1$	$38,8 \pm 2,5$	$6,5 \pm 0,5$	0,17
	30	Mo/Rh	$266,0 \pm 18,1$	$65,7 \pm 4,6$	$11,5 \pm 0,8$	0,18
	25	W/Rh	$78,1 \pm 6,9$	$30,2 \pm 2,7$	$5,3 \pm 0,5$	0,18
	30	W/Rh	$125,0 \pm 10,1$	$48,9 \pm 3,9$	$8,9 \pm 0,7$	0,18

Tabela 3.10: Continuação

ângulo de espalhamento (^{o})	kV_p (kV)	Anodo/filtro	kerma no ar (x 10^{-7} mGy/mAs)	$H^*(10)$ (x 10^{-7} mSv/mAs)	E_p (x 10^{-7} mSv/mAs)	$E_p/H^*(10)$
165	25	Mo/Mo	$50,1 \pm 6,4$	$14,2 \pm 1,8$	$2,3 \pm 0,3$	0,16
	30	Mo/Mo	$100,2 \pm 9,2$	$31,9 \pm 2,9$	$5,7 \pm 0,5$	0,18
	35	Mo/Mo	$124,2 \pm 8,2$	$37,6 \pm 3,5$	$7,1 \pm 0,8$	0,19
	25	Mo/Rh	$47,0 \pm 6,4$	$15,7 \pm 2,1$	$2,7 \pm 0,4$	0,17
	30	Mo/Rh	$96,1 \pm 7,7$	$34,7 \pm 2,8$	$6,2 \pm 0,5$	0,18
	25	W/Rh	$25,5 \pm 3,0$	$10,4 \pm 1,2$	$1,9 \pm 0,2$	0,18
	30	W/Rh	$48,3 \pm 5,1$	$20,8 \pm 2,1$	$3,9 \pm 0,4$	0,19

Tabela 3.11: Valores de kerma no ar, equivalente de dose ambiente ($H^*(10)$) e dose efetiva (E_p) para os espectros de raios X espalhados calculados utilizando-se os coeficientes de conversão em função da energia do feixe. Os espectros foram espalhados por um objeto simulador de mama do tipo BR12 com 8,5 cm de espessura para a combinação Mo/Mo. As incertezas apresentadas correspondem à incerteza combinada para k=1.

ângulo de espalhamento (^{o})	kV_p (kV)	Anodo/filtro	kerma no ar (x 10^{-7} mGy/mAs)	$H^*(10)$ (x 10^{-7} mSv/mAs)	E_p (x 10^{-7} mSv/mAs)	$E_p/H^*(10)$
30	25	Mo/Mo	$31,7 \pm 3,3$	$10,6 \pm 0,8$	$1,8 \pm 0,2$	0,17
	30	Mo/Mo	$64,8 \pm 6,3$	$24,1 \pm 2,2$	$4,6 \pm 0,3$	0,19
	35	Mo/Mo	$104,1 \pm 8,9$	$41,3 \pm 3,2$	$8,2 \pm 0,6$	0,20
135	25	Mo/Mo	$45,7 \pm 5,1$	$12,1 \pm 1,3$	$2,0 \pm 0,1$	0,17
	30	Mo/Mo	$90,3 \pm 9,5$	$25,7 \pm 2,8$	$4,4 \pm 0,3$	0,17
	35	Mo/Mo	$136,0 \pm 15,1$	$40,2 \pm 4,8$	$7,5 \pm 0,9$	0,19
150	25	Mo/Mo	$133,2 \pm 13,7$	$28,1 \pm 3,1$	$4,5 \pm 0,4$	0,16
	30	Mo/Mo	$147,0 \pm 17,3$	$32,5 \pm 3,4$	$5,1 \pm 0,5$	0,18
	35	Mo/Mo	$242,1 \pm 26,1$	$61,4 \pm 4,6$	$8,7 \pm 0,9$	0,20
165	25	Mo/Mo	$37,5 \pm 3,4$	$9,5 \pm 0,7$	$1,5 \pm 0,1$	0,16
	30	Mo/Mo	$75,6 \pm 7,5$	$20,9 \pm 1,8$	$3,6 \pm 0,3$	0,17
	35	Mo/Mo	$118,1 \pm 12,1$	$34,9 \pm 3,9$	$6,6 \pm 0,9$	0,19

Os resultados apresentados na tabela 3.10 mostram que para uma mesma tensão de aceleração aplicada ao tubo de raios X e ângulo de espalhamento a diferença entre os valores de kerma no ar para as três combinações de anodo/filtro é maior que entre valores de equivalente de dose ambiente ou dose efetiva.

A comparação dos resultados apresentados nas tabelas 3.10 a 3.12 para a combinação alvo/filtro Mo/Mo permitem avaliar a influência de diferentes objetos simu-

Tabela 3.12: Valores de kerma no ar, equivalente de dose ambiente ($H^*(10)$) e dose efetiva (E_p) para os espectros de raios X espalhados calculados utilizando-se os coeficientes de conversão em função da energia do feixe. Os espectros foram espalhados por um objeto simulador de mama de PMMA para a combinação Mo/Mo. As incertezas apresentadas correspondem à incerteza combinada para k=1.

ângulo de espalhamento (^{o})	kV$_p$ (kV)	Anodo/filtro	Kerma no ar (x 10^{-7} mGy/mAs)	$H^*(10)$ (x 10^{-7} mSv/mAs)	E_p (x 10^{-7} mSv/mAs)	$E_p/H^*(10)$
30	25	Mo/Mo	$30,4 \pm 3,2$	$8,6 \pm 0,9$	1,7± 0,2	0,18
	30	Mo/Mo	$63,1 \pm 6,4$	$20,7 \pm 2,3$	4,1± 0,4	0,19
	30	Mo/Mo	$100,1 \pm 9,2$	$35,5 \pm 3,5$	$7,2 \pm 0,7$	0,21
135	25	Mo/Mo	$47,9 \pm 5,2$	$12,4 \pm 1,4$	$2,1 \pm 0,2$	0,17
	30	Mo/Mo	$91,8 \pm 9,8$	$25,6 \pm 2,7$	$4,4 \pm 0,4$	0,17
150	25	Mo/Mo	$135,1 \pm 14,8$	$28,1 \pm 3,1$	$4,6 \pm 0,5$	0,16
	30	Mo/Mo	$150,0 \pm 18,1$	$32,2 \pm 3,4$	$4,9 \pm 0,6$	0,17
	35	Mo/Mo	$243,2 \pm 26,8$	$60,4 \pm 4,6$	$8,6 \pm 0,9$	0,20
165	25	Mo/Mo	$36,9 \pm 3,7$	$9,1 \pm 0,9$	1,5± 0,1	0,16
	30	Mo/Mo	$73,8 \pm 8,1$	$20,2 \pm 2,1$	$3,5 \pm 0,4$	0,17
	35	Mo/Mo	$114,3 \pm 13,7$	$34,9 \pm 4,1$	$6,4 \pm 0,8$	0,19

ladores de mama nos espectros de raios X espalhados. Os resultados determinados a partir dos espectros de raios X espalhados pelo objeto simulador de mama do tipo BR12 com 8,5 cm de espessura são bastante próximos aos valores obtidos a partir dos espectros espalhados pelo objeto simulador de mama de PMMA.

A partir dos resultados apresentados na tabela 3.10 pode-se concluir que também no caso dos espectros de raios X espalhados a relação entre o equivalente de dose ambiente e a dose efetiva na região de energia utilizada em mamografia pode ser expressa por:

$$H^*(10) \simeq 5 \text{ x } E_p \tag{3.1}$$

Nas tabelas 3.13 a 3.15 são apresentados valores médios para os coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente e dose efetiva. Valores de equivalente de dose ambiente e dose efetiva foram calculados a partir da multiplicação dos valores de kerma no ar, apresentados nas tabelas 3.10 a 3.12 pelos respectivos coeficientes médios de conversão. Os resultados mostram que a utilização do coeficiente de conversão apropriado de kerma no ar para equivalente de dose ambiente e energia efetiva resulta em valores para estes parâmetros muito próximos daqueles determinados

Tabela 3.13: Coeficientes médios de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente, $\overline{C}_{H^*(10)}$, e de kerma no ar para dose efetiva, $\overline{C}_{E_p}$, para os espectros de raios X espalhados. Nas colunas 6 e 7 são apresentados valores de equivalente de dose ambiente e dose efetiva calculados utilizando-se estes coeficientes de conversão médios. Os valores de incerteza apresentados correspondem à incerteza combinada para k=1.

ângulo de espalhamento (^{o})	kV$_p$ (kV)	Anodo/filtro	$\overline{C}_{H^*(10)}$ Sv/Gy	$\overline{C}_{E_p}$ Sv/Gy	H*(10) (x 10^{-7} mSv/mAs)	E$_p$ (x 10^{-7} mSv/mAs)
30	25	Mo/Mo	0,29	0,051	$7,2 \pm 0,3$	$1,3 \pm 0,1$
	30	Mo/Mo	0,36	0,071	$18,1 \pm 1,2$	$3,5 \pm 0,2$
	35	Mo/Mo	0,41	0,084	$37,5 \pm 1,7$	$7,7 \pm 0,4$
	25	Mo/Rh	0,38	0,072	$9,3 \pm 0,9$	$1,7 \pm 0,2$
	30	Mo/Rh	0,45	0,091	$20,5 \pm 2,0$	$4,2 \pm 0,4$
	25	W/Rh	0,50	0,101	$7,8 \pm 0,8$	$1,6 \pm 0,2$
	30	W/Rh	0,54	0,110	$9,6 \pm 0,9$	$1,9 \pm 0,3$
45	25	Mo/Mo	0,31	0,052	$16,6 \pm 1,6$	$2,8 \pm 0,3$
	30	Mo/Mo	0,35	0,065	$29,9 \pm 0,2$	$5,6 \pm 0,4$
	25	Mo/Rh	0,37	0,070	$17,3 \pm 1,9$	$3,3 \pm 0,4$
	30	Mo/Rh	0,40	0,075	$32,2 \pm 3,3$	$6,1 \pm 0,6$
	25	W/Rh	0,47	0,091	$8,9 \pm 0,9$	$1,7 \pm 0,2$
	30	W/Rh	0,51	0,101	$18,1 \pm 2,3$	$3,5 \pm 0,4$
90	25	Mo/Mo	0,36	0,061	$11,1 \pm 0,9$	$1,9 \pm 0,2$
	30	Mo/Mo	0,41	0,079	$27,8 \pm 3,7$	$5,4 \pm 0,7$
	25	Mo/Rh	0,42	0,077	$12,6 \pm 1,9$	$2,3 \pm 0,3$
	30	Mo/Rh	0,45	0,090	$29,2 \pm 3,3$	$5,8 \pm 0,7$
	25	W/Rh	0,49	0,095	$8,8 \pm 0,7$	$1,7 \pm 0,1$
	30	W/Rh	0,52	0,110	$18,6 \pm 2,1$	$3,9 \pm 0,4$
135	25	Mo/Mo	0,28	0,046	$18,9 \pm 1,5$	$3,1 \pm 0,2$
	30	Mo/Mo	0,30	0,053	$42,6 \pm 2,8$	$7,5 \pm 0,5$
	35	Mo/Mo	0,31	0,05	$83,1 \pm 3,0$	$13,4 \pm 0,5$
	25	Mo/Rh	0,33	0,056	$23,1 \pm 2,7$	$3,9 \pm 0,5$
	30	Mo/Rh	0,34	0,061	$44,7 \pm 3,2$	$8,0 \pm 0,6$
	25	W/Rh	0,41	0,075	$15,3 \pm 1,8$	$2,8 \pm 0,3$
	30	W/Rh	0,44	0,083	$30,3 \pm 3,2$	$5,7 \pm 0,6$
150	25	Mo/Mo	0,22	0,036	$34,1 \pm 1,6$	$5,6 \pm 0,3$
	30	Mo/Mo	0,21	0,038	$60,6 \pm 1,9$	$10,9 \pm 0,4$
	35	Mo/Mo	0,23	0,041	$134,8 \pm 2,1$	$24,0 \pm 0,4$
	25	Mo/Rh	0,27	0,046	$38,1 \pm 2,7$	$6,5 \pm 0,5$
	30	Mo/Rh	0,25	0,045	$53,3 \pm 4,5$	$9,7 \pm 0,8$
	25	W/Rh	0,39	0,068	$30,1 \pm 2,7$	$5,3 \pm 0,5$
	30	W/Rh	0,39	0,071	$48,7 \pm 3,9$	$8,9 \pm 0,7$

Tabela 3.13: Continuação

ângulo de espalhamento (^{o})	kV$_p$ (kV)	Anodo/filtro	$\overline{C}_{H^*(10)}$ Sv/Gy	$\overline{C}_{E_p}$ Sv/Gy	H*(10) (x 10^{-7} mSv/mAs)	E$_p$ (x 10^{-7} mSv/mAs)
165	25	Mo/Mo	0,28	0,046	$14,1 \pm 1,7$	$2,3 \pm 0,2$
	30	Mo/Mo	0,32	0,056	$31,8 \pm 2,9$	$5,6 \pm 0,5$
	35	Mo/Mo	0,32	0,059	$39,7 \pm 2,6$	$7,3 \pm 0,5$
	25	Mo/Rh	0,33	0,057	$15,7 \pm 2,1$	$2,7 \pm 0,3$
	30	Mo/Rh	0,36	0,064	$34,6 \pm 2,7$	$6,1 \pm 0,5$
	25	W/Rh	0,41	0,073	$10,5 \pm 1,2$	$1,9 \pm 0,2$
	30	W/Rh	0,43	0,080	$20,8 \pm 2,1$	$3,9 \pm 0,4$

Tabela 3.14: Coeficientes médios de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente ($\overline{C}_{H^*(10)}$) e dose efetiva ($\overline{C}_{E_p}$), respectivamente para os espectros de raios X espalhados pelo objeto simulador de mama do tipo BR12 com 8,5 cm de espessura. Os dados se referem a combinação alvo/filtro Mo/Mo. As incertezas apresentadas correspondem à incerteza combinada para k=1.

ângulo de espalhamento (^{o})	kV$_p$ (kV)	$\overline{C}_{H^*(10)}$ Sv/Gy	$\overline{C}_{E_p}$ Sv/Gy	H*(10) (x 10^{-7} mSv/mAs)	E$_p$ (x 10^{-7} mSv/mAs)
30	25	0,31	0.052	$9,8 \pm 0,9$	$1,6 \pm 0,2$
	30	0.34	0.062	$22,0 \pm 2,1$	$4,1 \pm 0,4$
	35	0.37	0.074	$38,5 \pm 3,3$	$7,7 \pm 0,7$
135	25	0.26	0.043	$11,8 \pm 1,3$	$1,9 \pm 0,2$
	30	0.29	0.049	$26,2 \pm 2,7$	$4,4 \pm 0,5$
	35	0.30	0.055	$40,8 \pm 4,5$	$7,5 \pm 0,8$
150	25	0,21	0,034	$28,1 \pm 2,9$	$4,5 \pm 0,5$
	30	0,23	0,034	$33,8 \pm 4,1$	$5,1 \pm 0,6$
	35	0,26	0,036	$62,9 \pm 6,8$	$8,7 \pm 0,9$
165	25	0,25	0,041	$9,4 \pm 0,9$	$1,5 \pm 0,1$
	30	0,28	0,048	$21,2 \pm 2,1$	$3,6 \pm 0,4$
	35	0,31	0,056	$36,6 \pm 3,7$	$6,6 \pm 0,7$

espectralmente. A utilização destes coeficientes permitem obter o valor das grandezas operacionais equivalente de dose ambiente e dose efetiva a partir de medições efetuadas com uma câmara de ionização devidamente calibrada.

Tabela 3.15: Coeficientes médios de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente ($\overline{C}_{H^*(10)}$) e dose efetiva ($\overline{C}_{E_p}$), respectivamente para os espectros de raios X espalhados pelo objeto simulador de mama de acrílico. Os dados se referem à combinação alvo/filtro Mo/Mo. As incertezas apresentadas correspondem à incerteza combinada para k=1.

ângulo de espalhamento (^{o})	kV_p (kV)	$\overline{C}_{H^*(10)}$ Sv/Gy	$\overline{C}_{E_p}$ Sv/Gy	$H^*(10)$ (x 10^{-7} mSv/mAs)	E_p (x 10^{-7} mSv/mAs)
30	25	0,28	0.048	$8,5 \pm 0,9$	$1,5 \pm 0,2$
	30	0.32	0.058	$20,2 \pm 2,1$	$3,7 \pm 0,4$
	35	0.34	0.068	$34,1 \pm 3,1$	$6,8 \pm 0,6$
135	25	0.26	0.042	$12,5 \pm 1,3$	$2,0 \pm 0,2$
	30	0.28	0.047	$25,7 \pm 2,7$	$4,3 \pm 0,5$
150	25	0,21	0,034	$28,4 \pm 3,1$	$4,6 \pm 0,5$
	30	0,22	0,035	$33,0 \pm 3,9$	$5,3 \pm 0,6$
	35	0,25	0,037	$60,8 \pm 6,7$	$9,0 \pm 0,9$
165	25	0,25	0,041	$9,2 \pm 0,8$	$1,5 \pm 0,2$
	30	0,27	0,047	$19,9 \pm 2,2$	$3,5 \pm 0,4$
	35	0,31	0,056	$35,4 \pm 4,2$	$6,4 \pm 0,8$

3.4 Fração de espalhamento

3.4.1 Dependência com parâmetros experimentais

A fim da avaliar a variação da fração de espalhamento com a tensão de aceleração aplicada ao tubo de raios X, ângulo de espalhamento e área irradiada pelo campo primário na posição do objeto simulador de mama utilizamos os espectros de raios X espalhados e primários obtidos no equipamento não clínico IEE-USP. Este equipamento foi utilizado por conveniência, pois não apresenta as limitações inerentes a um equipamento de mamografia clínico tais como a presença do receptor de imagens a uma distância fixa do ponto focal e limitação no tempo de operação do tubo de raios X.

Neste equipamento as medições dos espectros de radiação primária e espalhada foram efetuadas de acordo com a definição de fração de espalhamento [4].

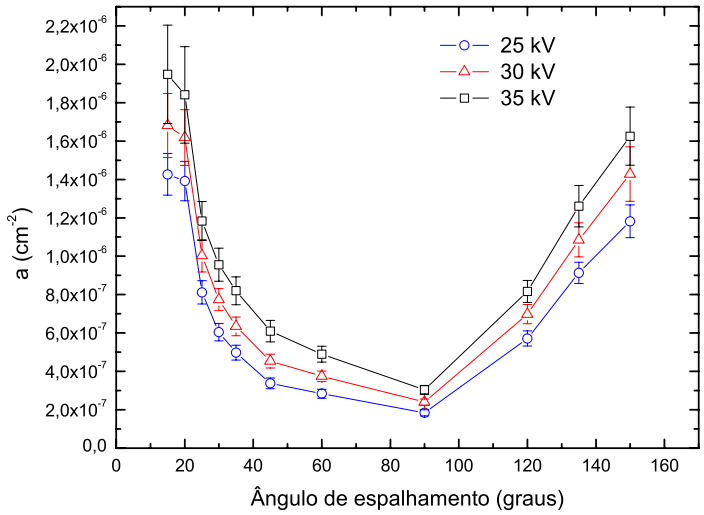

Figura 3.12: Ilustração do comportamento da fração de espalhamento com a tensão de aceleração aplicada ao tubo de raios X e com o ângulo de espalhamento. Os dados foram obtidos em um equipamento não clínicopara a combinação alvo/filtro W/Mo.

Na figura 3.12 está ilustrado o comportamento da fração de espalhamento em função do ângulo de espalhamento e da tensão aplicada ao tubo de raios X para o tubo de raios X para a combinação alvo/filtro W/Mo para 25, 30 e 35 kV. A partir dos resultados apresentados nesta figura é possível verificar que a fração de espalhamento aumenta com o aumento da tensão aplicada ao tubo de raios X. Os valores da fração de espalhamento atingem valor mínimo em 90°. Para o caso de um sistema clínico, os feixes de raios X espalhados medidos em ângulos de espalhamento menores que 90° são atenuados pelo sistema receptor de imagens e pelo suporte do sistema receptor de imagens.

Para o caso do sistema não clínico utilizado neste trabalho, a variação da fração de espalhamento com o ângulo de espalhamento é similar ao comportamento da seção de choque diferencial para o espalhamento Compton em função do ângulo de espalhamento representado na figura 3.11. No entanto, para pequenos ângulos o espalhamento coerente contribui significativamente para o espalhamento de raios X.

Na figura 3.13 está ilustrado o comportamento da intensidade do espalhamento em função da área irradiada pelo campo primário na posição do objeto simulador de mama. A intensidade do espalhamento é definida como a razão entre o kerma no ar relativo ao feixe espalhado e o kerma no ar relativo ao feixe primário. A partir dessa

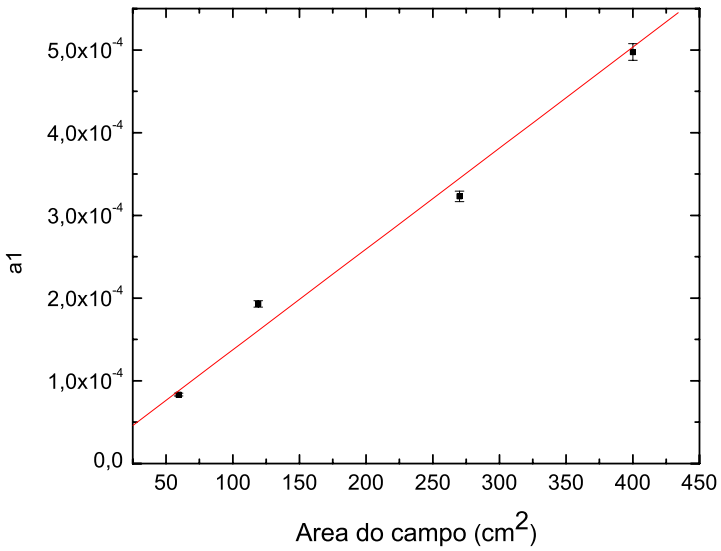

Figura 3.13: Dependência da intensidade do espalhamento a_1 com a área irradiada pelo campo primário na posição do objeto simulador de mama. Os dados foram obtidos para uma tensão de 30 kV e espalhamento de 90°.

figura é possível verificar que a intensidade do espalhamento aumenta linearmente com o aumento da área irradiada pelo feixe primário.

3.4.2 Resultados em equipamento clínico

Os valores de kerma no ar e equivalente de dose ambiente apresentados na seção anterior foram utilizados para calcular valores de fração de espalhamento na região de energia utilizada em mamografia. Conforme mencionado anteriormente os valores de fração de espalhamento serão calculados a partir da razão entre o kerma no ar relativo ao feixe primário, medido a 1 m do ponto focal, pelo kerma no ar medido a 1 m do centro do objeto espalhador pela área irradiada pelo feixe primário a 1 m do ponto focal [4]. Valores para a fração de espalhamento também serão calculados a partir da razão entre o equivalente de dose ambiente obtidos nas mesmas condições da definição anterior e dividido pela área irradiada pelo feixe primário a 1 m de distância do ponto focal. Esses cálculos foram efetuados para as combinações anodo/filtro Mo/Mo, Mo/Rh e W/Rh.

Na tabela 3.16 são apresentados valores de fração de espalhamento para a combinação anodo/filtro Mo/Mo para 25, 30 e 35 kV. Os resultados mostram que o valor

Tabela 3.16: Valores de fração de espalhamento (cm^{-2}) para a combinação Mo/Mo determinados a partir dos espectros de raios X espalhados pelo objeto simulador de mama do tipo BR12 com 5 cm de espessura.

Ângulo de	25 kV		30 kV		35 kV	
espalhamento (^{o})	a_K x10^{-6}	$a_{H^*(10)}$ x10^{-6}	a_K x10^{-6}	$a_{H^*(10)}$ x10^{-6}	a_K x10^{-6}	$a_{H^*(10)}$ x10^{-6}
30	$0,12 \pm 0,01$	$0,11 \pm 0,01$	$0,14 \pm 0,01$	$0,13 \pm 0,01$	$0,14 \pm 0,01$	$0,27 \pm 0,01$
45	$0,27 \pm 0,01$	$0,25 \pm 0,01$	$0,24 \pm 0,01$	$0,21 \pm 0,01$	—	—
90	$0,15 \pm 0,01$	$0,16 \pm 0,01$	$0,19 \pm 0,01$	$0,19 \pm 0,01$	—	—
135	$0,34 \pm 0,01$	$0,27 \pm 0,01$	$0,41 \pm 0,01$	$0,31 \pm 0,01$	$0,42 \pm 0,01$	$0,32 \pm 0,01$
150	$0,77 \pm 0,01$	$0,51 \pm 0,01$	$0,82 \pm 0,01$	$0,42 \pm 0,01$	$0,91 \pm 0,01$	$0,72 \pm 0,01$
165	$0,25 \pm 0,01$	$0,21 \pm 0,01$	$0,28 \pm 0,01$	$0,22 \pm 0,01$	$0,35 \pm 0,01$	$0,26 \pm 0,01$

da fração de espalhamento aumenta com o aumento da tensão aplicada ao tubo de raios X. Os valores da fração de espalhamento calculada a partir da razão entre os valores de kerma no ar pela área do campo primário, a_K, são muito próximos daqueles obtidos a partir da razão entre os valores de equivalente de dose ambiente pela área do campo primário, $a_{H^*(10)}$, para ângulos de espalhamento menores que 90 graus. No caso dos espectros de raios X registrados nas posições correspondentes à 135 e 150 graus os valores de a_K são maiores que os valores de $a_{H^*(10)}$. A diferença entre a_K e $a_{H^*(10)}$ é de 48% para uma tensão de 30 kV e ângulo de espalhamento de 150°.

Tabela 3.17: Valores de fração de espalhamento (cm^{-2}) para a combinação Mo/Rh determinados a partir dos espectros de raios X espalhados pelo objeto simulador de mama do tipo BR12 com 5 cm de espessura.

Ângulo de	25 kV		30 kV	
espalhamento (^{o})	a_K x10^{-6}	$a_{H^*(10)}$ x10^{-6}	a_K x10^{-6}	$a_{H^*(10)}$ x10^{-6}
30	$0,14 \pm 0,01$	$0,14 \pm 0,01$	$0,12 \pm 0,01$	$0,13 \pm 0,01$
45	$0,27 \pm 0,01$	$0,26 \pm 0,01$	$0,27 \pm 0,01$	$0,24 \pm 0,01$
90	$0,17 \pm 0,01$	$0,20 \pm 0,01$	$0,21 \pm 0,01$	$0,22 \pm 0,01$
135	$0,40 \pm 0,01$	$0,34 \pm 0,01$	$0,44 \pm 0,01$	$0,34 \pm 0,01$
150	$0,81 \pm 0,01$	$0,57 \pm 0,01$	$0,88 \pm 0,01$	$0,49 \pm 0,01$
165	$0,27 \pm 0,01$	$0,23 \pm 0,01$	$0,32 \pm 0,01$	$0,26 \pm 0,01$

Nas tabelas 3.17 e 3.18 são apresentados valores de fração de espalhamento para as

Tabela 3.18: Valores de fração de espalhamento (cm^{-2}) para a combinação W/Rh determinados a partir dos espectros de raios X espalhados pelo objeto simulador de mama do tipo BR12 com 5 cm de espessura.

Ângulo de espalhamento (^{o})	25 kV		30 kV	
	a_K x10^{-6}	$a_{H^*(10)}$ x10^{-6}	a_K x10^{-6}	$a_{H^*(10)}$ x10^{-6}
30	$0,23 \pm 0,01$	$0,28 \pm 0,01$	$0,24 \pm 0,01$	$0,17 \pm 0,01$
45	$0,28 \pm 0,01$	$0,31 \pm 0,01$	$0,30 \pm 0,01$	$0,31 \pm 0,01$
90	$0,26 \pm 0,01$	$0,31 \pm 0,01$	$0,30 \pm 0,01$	$0,33 \pm 0,01$
135	$0,55 \pm 0,01$	$0,54 \pm 0,01$	$0,59 \pm 0,01$	$0,53 \pm 0,01$
150	$1,10 \pm 0,01$	$1,10 \pm 0,01$	$1,21 \pm 0,01$	$0,85 \pm 0,01$
165	$0,37 \pm 0,01$	$0,36 \pm 0,01$	$0,41 \pm 0,01$	$0,36 \pm 0,01$

combinações anodo/filtro Mo/Rh e W/Rh, respectivamente. Da mesma forma que no caso da combinação Mo/Mo, os valores de fração de espalhamento aumentam com a tensão de aceleração aplicada ao tubo de raio X. No caso das combinação anodo/filtro W/Rh as diferenças entre os valores de a_K e $a_{H^*(10)}$ são menos significativas que no caso das combinações Mo/Mo e W/Rh. Essas diferenças resultam da variação da forma espectral devido à combinação anodo/filtro e do deslocamento do espectro para a região de menor energia devido ao espalhamento Compton.

Comparando os resultados apresentados nas tabelas 3.16 a 3.18 é possível verificar que os valores de fração de espalhamento são maiores para a combinação anodo/filtro W/Rh para todos ângulos de espalhamento e tensão de aceleração aplicada ao tubo de raios X. Em geral, os menores valores para a fração de espalhamento são apresentados pela combinação Mo/Mo.

Capítulo 4

Discussão e aplicação dos resultados

Os espectros de raios X espalhados e primários obtidos neste trabalho foram utilizados para avaliar parâmetros relacionados à proteção radiológica em mamografia. A partir dos resultados obtidos foi possível verificar que a razão entre o equivalente de dose ambiente e a dose efetiva varia no intervalo entre 0,17 e 0,21 para os espectros de raios X primários estudados neste trabalho. Esta relação depende da combinação alvo/filtro utilizada e da tensão de aceleração aplicada ao tubo de raios X. Para o caso da combinação Mo/Mo para tensões entre 25 e 35 kV a razão varia entre 0,17 e 0,18. Para a combinação Mo/Rh esta razão varia entre 0,18 e 0,19 enquanto que para a combinação W/Rh a razão varia entre 0,18 e 0,21. Esses resultados indicam que para as três combinações de alvo/filtro utilizadas neste trabalho e tensões de operação entre 25 e 30 kV, o equivalente de dose ambiente superestima o valor da dose efetiva por um fator que varia entre 4,8 e 5,9. Para o caso dos espectros de raios X espalhados o valor da dose efetiva é superestimado a partir do equivalente de dose ambiente por um fator que varia entre 4,8 e 6,3. Portanto, o equivalente de dose ambiente superestima a dose efetiva por um fator de aproximadamente 5 para os feixes relativos a radiação primária e espalhada em mamografia. Esse resultado concorda com aquele obtido a partir de feixes de radiação monoenergéticos na região de mamografia [16].

Os coeficientes de conversão médios de kerma no ar para equivalente de dose ambiente para os espectros de raios X primários variam entre 0,34 e 0,49 Sv/Gy para as combinações de alvo/filtro e tensões de operação do tubo de raios X utilizadas neste trabalho. Para o caso dos espectros de raios X espalhados estes coeficientes de con-

versão médios possuem valores que se encontram na faixa entre 0,21 e 0,54 Sv/Gy dependendo da combinação alvo/filtro, tensão de operação do tubo de raios X e ângulo de espalhamento. Esse resultado indica que a utilização do fator de conversão igual a 1,14 de kerma no ar para equivalente de dose ambiente fornece uma superestimativa do valor relativo ao equivalente de dose ambiente de aproximadamente 50% na região de energia utilizada em mamografia. Por outro lado, os coeficientes de conversão de kerma no ar para dose efetiva para os espectros de raios X primários estão no intervalo entre 0,057 e 0,096 Sv/Gy para os espectros de raios X estudados neste trabalho. Este valor está em concordância com os valores publicados por Kharrati [75] para os espectros de raios X primários. Os valores de coeficientes de conversão médios de kerma no ar para dose efetiva a partir dos espectros de raios X espalhados está no intervalo entre 0,036 e 0,110 Sv/Gy.

A partir dos valores de kerma no ar relativos aos feixes primário e espalhado foram determinados valores de fração de espalhamento de acordo com a definição da norma NCRP 147 [4]. Valores de fração de espalhamento também foram determinados a partir da razão entre o equivalente de dose ambiente relativo aos feixes espalhado e primário dividida pela área irradiada pelo campo primário a 1 m do ponto focal. A diferença entre os valores para a fração de espalhamento calculada a partir destas duas metodologias depende do ângulo de espalhamento. Por exemplo, para uma tensão de 30 kV e ângulo de espalhamento igual a 150 graus a diferença entre os valores de fração de espalhamento calculada a partir das duas metodologias citadas acima é de aproximadamente 50%. Para ângulos de espalhamento menores que 90 graus as duas metodologias produzem resultados similares.

Na tabela 4.1 é efetuada a comparação entre os valores da intensidade do espalhamento obtidos neste trabalho com aqueles obtidos por Simpkin [5] para a combinação Mo/Mo e tensão de aceleração aplicada ao tubo de raios X de 25 kV. A intensidade do espalhamento (a_1) é definida como a razão entre o valor do kerma no ar relativo ao feixe espalhado e o kerma no ar relativo ao feixe primário. Podemos observar que os resultados para a intensidade do espalhamento obtidos neste trabalho apresentam uma diferença de até 70 % dos valores apresentados por Simpkin [5].

Dentre os fatores que influenciam a diferença entre os resultados obtidos neste tra-

Tabela 4.1: Comparação entre os valores da razão entre o kerma no ar relativo ao feixe espalhado e o kerma no ar relativo ao feixe primário, a_1 obtidos neste trabalho com os resultados apresentados por Simpkin [5] para uma tensão de 25 kV.

Ângulo de	kerma espalhado / kerma primário		diferença
espalhamento	Este trabalho	Simpkin (1996)	(%)
30	3,4 x 10^{-5}	9,6 x 10^{-5}	64
45	6,2 x 10^{-5}	3,2 x 10^{-5}	62
90	4,2 x 10^{-5}	7,0 x 10^{-5}	40
135	9,1 x 10^{-5}	3,1 x 10^{-4}	71
150	2,1 x 10^{-4}	4,0 x 10^{-4}	47

balho e aqueles obtidos por Simpkin [5] pode-se destacar a forma do objeto espalhador. O objeto espalhador utilizado por Simpkin [5] era um bloco de acrílico com área 10 x 10 e 4,95 cm de espessura. Outra possível causa para estas diferenças está na estrutura do equipamento de raios X. Por exemplo, de acordo com esse autor a fração de espalhamento apresenta um pico em 25 graus. Esse pico no entanto devia-se ao espalhamento no colimador do tubo de raios X. Outra possível causa para essa diferença deve-se à distância entre o ponto focal ao dispositivo receptor de imagens. No caso do equipamento utilizado por Simpkin a distância entre o ponto focal e o receptor de imagens era de 58,4 cm enquanto que para o equipamento utilizado neste trabalho essa distância é de 65 cm. O feixe que atinge o objeto simulador em 58,4 cm é mais intenso do que o feixe em 65 cm.

Os valores de fração de espalhamento obtidos neste trabalho permitem investigar o efeito de diferentes combinações alvo/filtro nas condições de blindagem em uma unidade de mamografia. De acordo com a norma NCRP 147 [4] em mamografia somente a componente de radiação espalhada contribui para a dose em regiões adjacentes a uma unidade clínica. Portanto, é necessário levar em conta somente a componente da radiação espalhada no cálculo de barreiras protetoras.

O efeito das diferentes combinações alvo/filtro na espessura de uma barreira protetora será avaliada utilizando-se a metodologia definida pela norma NCRP 147 [4]

para o cálculo de barreiras protetoras. Como exemplo, vamos adotar uma tensão de aceleração aplicada ao tubo de raios X de 30 kV e ângulo de espalhamento igual a 150 graus. Neste exemplo iremos assumir o mesmo valor de carga de trabalho para as três combinações alvo/filtro. Para uma tensão de 30 kV a norma fornece um valor para a carga de trabalho igual a 4,7 mA x min/paciente. Os valores para o kerma no ar relativos aos feixes primários a 1 m de distância do ponto focal serão extraídos da tabela 3.8. Vamos considerar que a barreira protetora está localizada à distância de 2,1 m do centro do equipamento de mamografia. Após esta barreira localiza-se uma área não controlada com um limite de dose (P) igual a 0,02 mGy/semana e um fator de ocupação (T) igual a 1.

Nestas condições, a dose primária devido a essa carga de trabalho a 1 m de distância do ponto focal é calculada a partir da equação:

$$K_p^1(kVp) = \ 60 \ K_W^1(kVp) \ W_{norm}(kVp) \ N \tag{4.1}$$

o valor de $K_W^1(kVp)$ é o valor de kerma no ar obtido da tabela 3.8, N é o número de pacientes e $W_{norm}(kVp)$ é a carga de trabalho normalizada por paciente. A multiplicação pelo fator 60 é para obter o valor de kerma no ar em unidades de mGy/mA.min.

O cálculo do kerma no ar devido a radiação espalhada ($K_s^1(\theta, kVp)$), em função da tensão e do ângulo de espalhamento, a uma distância ds qualquer é obtida a partir da seguinte expressão:

$$K_s^1(\theta, kVp) = \frac{K_p^1(kVp) \ a(\theta, kVp)}{ds^2} \frac{F}{d_F^2} \tag{4.2}$$

na equação 4.2 o termo $a(\theta, kVp)$ corresponde a fração de espalhamento, ds é a distância da barreira protetora, F é a área irradiada pelo campo primário a uma distância d_F. Em mamografia d_F corresponde à distância do ponto focal ao receptor de imagens e F pode ser assumido como sendo a área do receptor de imagens. Para que uma parede atue como uma barreira de proteção à transmissão de radiação por esta barreira, $B_s(x)$, não deve ser maior que:

$$B_s(x) = \frac{P/T}{K_s^1(\theta, kVp)} \tag{4.3}$$

Tabela 4.2: Exemplo da variação das condições de blindagem em mamografia resultante da utilização de diferentes combinações alvo/filtro.

Parâmetros	Mo/Mo	Mo/Rh	W/Rh
kV_p (kV)	30	30	30
Ângulo de espalhamento	150°	150°	150°
Carga de trabalho (mA.min/paciente)	4,7	4,7	4,7
K_W^1 (mGy/mAs)	0,0347	0,0295	0,0115
Fração de espalhamento (x 10^{-6} cm^{-2})	0,82	0,88	1,21
Área do campo, F (cm^2)	432	432	432
d_F (m)	0,65	0,65	0,65
d_s (m)	2,1	2,1	2,1
espessura de madeira (NCRP 147) (mm)	55,8	53,5	38,2

A espessura de material que deve ser utilizado para obter este fator de transmissão é calculado a partir da seguinte expressão:

$$x = \frac{1}{\alpha\gamma}\, ln\left(\frac{B_s^{-\gamma} + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}}\right) \tag{4.4}$$

Na equação 4.4 os termos β, α e γ são parâmetros relacionados ao ajuste da curva de transmissão para diferentes materiais utilizados como barreiras protetoras apresentados por Archer [76] fornecidos na norma NCRP 147 [4].

Os parâmetros utilizados para o cálculo de barreira e os valores obtidos para as diferentes combinações alvo/filtro estão ilustrados na tabela 4.2. Estes cálculos foram efetuados apenas com o objetivo de ilustrar o efeito nas condições de blindagem de uma unidade clínica devido a utilização de diferentes combinações alvo/filtro. Neste exemplo, os fatores que influenciaram para as diferenças nas condições de blindagem foram a dose relativa ao feixe primário e a fração de espalhamento. Os coeficientes relativos à transmissão para a madeira utilizada para o cálculo das barreiras protetoras foram extraídos da norma NCRP 147 [4]. Para um cálculo mais preciso seria necessário realizar um levantamento para os valores de carga de trabalho utilizados na prática clínica para

as diferentes combinações alvo/filtro. Por outro lado, para o mamógrafo numa posição vertical, configuração normalmente adotada nos exames clínicos, a radiação espalhada a 150 graus irá provavelmente atingir o teto da sala. Em uma condição real, a radiação espalhada a 150 graus irá atingir a paciente e sofrerá atenuação. Os dados apresentados na Tabela 4.2 constituem apenas um exemplo de como a espessura de uma barreira protetora em mamografia varia com as diferentes combinações alvo/filtro utilizadas.

Capítulo 5

Conclusões e perspectivas

Este trabalho teve por objetivo apresentar resultados relativos à espectroscopia de raios X na região de energia utilizada em mamografia. Inicialmente o sistema de raios X de potencial constante foi adaptado com uma filtração de molibdênio adequada a fim de produzir um espectro com características similares àqueles produzidos por um tubo de raios X com anodo de molibdênio. A espessura de molibdênio foi determinada com base no valor da camada semi-redutora. Para uma filtração adicional de 0,04 mm de molibdênio, os valores de camada semi-redutora encontram-se dentro dos limites definidos pela Portaria de número 453 do Ministério da Saúde [3].

Os espectros de raios X produzidos pelo sistema não clínico foram utilizados para a validação dos procedimentos de medição e correção dos espectros experimentais obtidos com o detector CZT. Com essa finalidade os espectros obtidos com o detector CZT, devidamente corrigidos, no equipamento não clínico foram comparados aos espectros experimentais corrigidos obtidos com o detector fotodiodo PIN de silício e com os espectros teóricos gerados pelo modelo semi-empírico de TBC [13] e pelo modelo de Monte Carlo GEANT4 [68]. Foram ainda comparados os valores de kerma no ar e camada semi-redutora calculados a partir dos espectros experimentais obtidos com o detector CZT com os valores calculados a partir dos espectros obtidos com o detector fotodiodo PIN de silício e com os valores obtidos a partir de medições efetuadas com uma âmara de ionização. A forma dos espectros experimentais obtidos com o detector CZT mostrou boa concordância tanto com os espectros teóricos quanto com os espectros experimentais obtidos com o detector fotodiodo PIN de silício. Além disso, os valores de

camada semi-redutora e kerma no ar estão em boa concordância com aqueles calculados com o detector fotodiodo PIN de silício e com os valores obtidos a partir de medições efetuadas com câmara de ionização. A boa concordância destes resultados permitiu a validação dos métodos de medição e correção dos espectros experimentais obtidos com o detector CZT.

Com base na validação dos métodos de medição e correção dos espectros experimentais foram apresentadas medições de espectros de raios X espalhados no sistema clínico para três combinações anodo/filtro com o detector CZT. Os espectros primários neste equipamento foram simulados com os modelos semi-empíricos de TBC [13] e TBW [41] normalizados para os valores de kerma no ar obtidos a partir de medições efetuadas com uma câmara de ionização. Os espectros teóricos foram simulados de forma a apresentar o mesmo valor de camada semi-redutora do feixe obtido a partir de medições efetuadas com uma câmara de ionização. Para tanto, utilizou-se uma filtração de 0,25 mm de alumínio.

A partir dos espectros primários simulados foram determinados valores de equivalente de dose ambiente e dose efetiva utilizando-se fatores de conversão fornecidos na norma ICRU 57 [16] variáveis com a energia do fóton. Foram ainda determinados valores de coeficientes médios de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente e dose efetiva para os espectros primários gerados para as três combinações alvo/filtro. A partir destes resultados foi possível verificar que a utilização de um fator de conversão médio adequado de kerma no ar para equivalente de dose ambiente e dose efetiva, respectivamente, para cada feixe de raios X resulta em valores para estas grandezas muito próximos daqueles obtidos utilizando fatores de conversão dependentes da energia do fóton. A comparação entre os valores de equivalente de dose ambiente e dose efetiva mostrou que para os espectros de raios X utilizados em mamografia o equivalente de dose ambiente superestima o valor da dose efetiva por um fator que se encontra no intervalo entre 4,8 e 5,8. Esse resultado concorda com aquele obtido para feixes de raios x monoenergéticos na região de mamografia [16]. Os coeficientes de conversão de kerma no ar para dose efetiva estão próximos aos resultados obtidos por Kharati [75] para feixes de raios X na região de energia utilizada em mamografia.

Da mesma forma que para os espectros primários, valores de equivalente de dose

ambiente e dose efetiva foram determinados a partir dos espectros de raios X espalhados. Também neste caso o valor do equivalente de dose ambiente superestima o valor da dose efetiva por um fator que se encontra no intervalo entre 4,8 e 6,3. Portanto, na região de energia utilizada em mamografia uma boa estimativa para dose efetiva é obtida dividindo-se o valor do equivalente de dose ambiente por um fator 5. É importante salientar que os valores de dose efetiva foram obtidos para uma geometria de irradiação antero-posterior. Esta configuração de irradiação foi utilizada neste trabalho por possuir coeficientes de conversão de kerma no ar para dose efetiva maiores que para as demais geometrias de irradiação [16].

Coeficientes médios de conversão de kerma no ar para equivalente de dose ambiente e dose efetiva também foram determinados a partir dos espectros de raios X espalhados. Também para esse caso foi possível observar que a utilização de um coeficiente de conversão adequado resulta em valores de equivalente de dose ambiente ou dose efetiva próximos daqueles obtidos utilizando-se coeficientes que dependem da energia do fóton.

Finalmente foram calculados valores de fração de espalhamento para as combinações anodo/filtro Mo/Mo, Mo/Rh e W/Rh para 25 e 30 kV. No caso da combinação Mo/Mo os cálculos também foram efetuados para 35 kV. Foram calculados valores de fração de espalhamento a partir da razão entre os valores de kerma no ar relativos aos feixes primário e espalhado dividida pela área irradiada pelo feixe primário a 1 m de distância do ponto focal [4] e a partir da razão entre os valores de equivalente de dose ambiente relativos ao feixe espalhado e primário dividida pela área irradiada pelo feixe primário a 1 m de distância do ponto focal [11]. Os resultados obtidos mostraram que a diferença nos valores de fração de espalhamento somente é significativa para ângulos de espalhamento maiores que 90 graus. Foi possível verificar que o valor da fração de espalhamento aumenta com o aumento da tensão de aceleração aplicada ao tubo de raios X. Também foi possível observar que a utilização da combinação anodo/filtro W/Rh resulta nos maiores valores de fração de espalhamento. Os menores valores são obtidos para a combinação Mo/Mo.

Os resultados obtidos neste trabalho podem ser usados para fins de proteção radiológica. Por exemplo, em programas de monitoração de área os valores dos coeficientes de conversão médios de kerma no ar podem ser utilizados para estimar os valo-

res de equivalente de dose ambiente ou dose efetiva, uma vez que os limites de dose são estabelecidos em termos destas grandezas. Estes resultados também podem ser aplicados no cálculo de barreiras protetoras em mamografia. Para o cálculo de barreiras protetoras além dos coeficientes de conversão médio de kerma no ar para equivalente de dose ambiente ou dose efetiva também são importantes os valores de fração de espalhamento obtidos neste trabalho, uma vez que estes resultados permitem avaliar as diferenças nas condições de blindagens para diferentes combinações de anodo/filtro.

Anexo A

Trabalhos publicados decorrentes da tese

A.1 Artigos publicados em periódicos

- Künzel, R., Herdade, S. B., Costa, P. R., Terini, R. A., Levenhagen, R. S. Ambient dose equivalent and effective dose from scattered x-ray spectra in mammography for Mo/Mo, Mo/Rh and W/Rh anode/filter combinations, Physics in Medicine and Biology 51, 2077-2091 (2006).

- Künzel, R., Herdade, S. B., Terini, R. A., Costa, P. R. X-ray spectroscopy in mammography with a silicon PIN photodiode with application to the measurement of tube voltage, Medical Physics 31(11), 2996-3003 (2004).

- Terini, R. A., Pereira, M. A. G., Künzel, R., Costa, P. R., Herdade, S. B. Comprehensive analysis of the spectrometric determination of voltage applied to X-rays tubes in the radiography and mammography energy ranges using a silicon PIN photodiode, British Journal of Radiology 77, 395-404 (2004).

A.2 Trabalhos em eventos

- Künzel, R., Herdade, S. B., Linke, A., Terini, R. A. Determinação da fração de espalhamento na região de mamografia a partir da medição do espectro de raios

X, Proceedings do X Congresso Brasileiro de Física Médica, Salvador, Bahia (2005).

- Künzel, R., Herdade, S. B., Terini, R. A., Piedade, P. A., Oliveira, M. A. Espectroscopia de raios X aplicada à avaliação do equivalente de dose ambiente devido à radiação espalhada em mamografia para diferentes combinações alvo/filtro, Proceedings of the III Iberian Latin American and Caribbean Regional Congress of Medical Physics and IX Brazilian Congress of Medical Physics, 84 (2004).

- Künzel, R., Herdade, S. B., Terini, R. A., Oliveira, M. A., Piedade, P. A. Estudo de espectros de raios X espalhados por diferentes objetos simuladores em mamografia, Proceedings of the III Iberian Latin American and Caribbean Regional Congress of Medical Physics and IX Brazilian Congress of Medical Physics, 85 (2004).

- Künzel, R., Herdade, S. B., Terini, R. A., Costa, P. R., Nersissian, D. Y. Evaluation of the potential applied to mammographic x-ray tubes from the measured spectra, Proceedings of the 2003 World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering WC2003, Sydnei, Austrália (2003).

- Künzel, R., Herdade, S. B., Terini, R. A. Adaptação de um sistema de raios X com anodo de tungstênio e potencial constante para a faixa de mamografia, Proceedings do VIII Congresso Brasileiro de Física Médica, Porto Alegre, Rs (2003).

A.3 Trabalhos de divulgação científica

- Künzel R., Herdade, S. B., Terini, R. A. Pesquisadores estudam a adaptação de um tubo de raios X com alvo de tungstênio para a realização de pesquisas em mamografia, Canal Ciência, Ministério da Ciência e Tecnologia (2003).

Anexo B

Grandezas dosimétricas

As comissões internacionais ICRP (*International Commission on Radiological Protection*) e ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) têm introduzido um conjunto de grandezas para utilização em proteção radiológica que podem ser definidas como grandezas limites primárias, que levam em consideração as características do corpo humano, e grandezas operacionais para monitoração de área.

As grandezas de proteção radiológica (grandeza limite primária) relacionam o "risco" de indução de efeitos estocásticos à dose de radiação recebida levando-se em conta a sensibilidade dos diferentes órgãos à radiação ionizante, o fator de qualidade dos diferentes tipos de radiação e a condição de irradiação do indivíduo exposto. Dentre as grandezas de proteção radiológicas estão a dose absorvida, o equivalente de dose e a dose efetiva. A dose absorvida em um órgão ou tecido corresponde ao valor médio da dose absorvida no volume do tecido ou órgão T. O equivalente de dose em um órgão ou tecido é calculado utilizando-se a seguinte equação:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \tag{B.0.1}$$

Nesta equação $D_{T,R}$ corresponde à dose média em um órgão ou tecido T devido à incidência do tipo de radiação R no corpo humano e w_R corresponde ao fator de peso para o tipo de radiação em questão. Os valores de w_R para os diferentes tipos de radiação são fornecidos na norma ICRP 60 [1]. A dose efetiva corresponde à soma dos valores de equivalente de dose relativo a todos os órgãos do corpo, levando-se em consideração a sensibilidade dos diferentes órgãos à radiação ionizante. O valor da dose

efetiva é calculado a partir da seguinte expressão:

$$E = \sum_T w_T H_T \tag{B.0.2}$$

onde w_T é o fator de peso para o tecido T. Valores dos fatores de peso para os diferentes órgãos sensíveis à radiação do corpo humano são fornecidos pela norma ICRP 60 [1].

As grandezas operacionais foram definidas para serem utilizadas em proteção radiológica para monitoração de área ou monitoração individual externa. As grandezas de proteção radiológica definidas pela norma ICRU 39 [14] são o equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$, o equivalente de dose direcional, $H(d, \Omega)$, e o equivalente de dose pessoal, $H_p(d)$. Para todos os tipos de radiação as grandezas operacionais são definidas com base em um objeto simulador, a esfera ICRU. A esfera ICRU possui as seguintes características: diâmetro: 30 cm, densidade= $1g/cm^3$, composição: 76,2 % oxigênio, 11,1% carbono, 10,1% hidrogênio e 2,6% de nitrogênio. A esfera ICRU se aproxima adequadamente ao corpo humano com relação as propriedades de atenuação e espalhamento.

As grandezas operacionais definidas para monitoração de área definidas na esfera ICRU devem reter o caráter de uma grandeza pontual e a propriedade de aditividade. Essas propriedades são satisfeitas introduzindo-se os termos campo de radiação alinhado e expandido em suas definições. Um campo de radiação expandido corresponde ao campo de radiação no qual a fluência espectral e a fluência ângular possuem os mesmos valores em todos os pontos de um volume suficientemente grande equivalente aos valores do ponto de interesse no campo de radiação real. A expansão do campo de radiação assegura que toda a esfera da ICRU é exposta a um campo de radiação homogêneo com o mesmo valor de fluência e distribuição de energia como no ponto P de interesse do campo de radiação real. No campo de radiação expandido e alinhado, o valor do equivalente de dose em qualquer ponto da esfera ICRU é independente da distribuição da radiação do campo de radiação real. O conceito de campo alinhado e expandido está ilustrado na figura A.1.

A grandeza operacional utilizada em proteção radiológica para monitoração de área é o equivalente de dose ambiente, $H^*(10)$. O equivalente de dose ambiente, em um

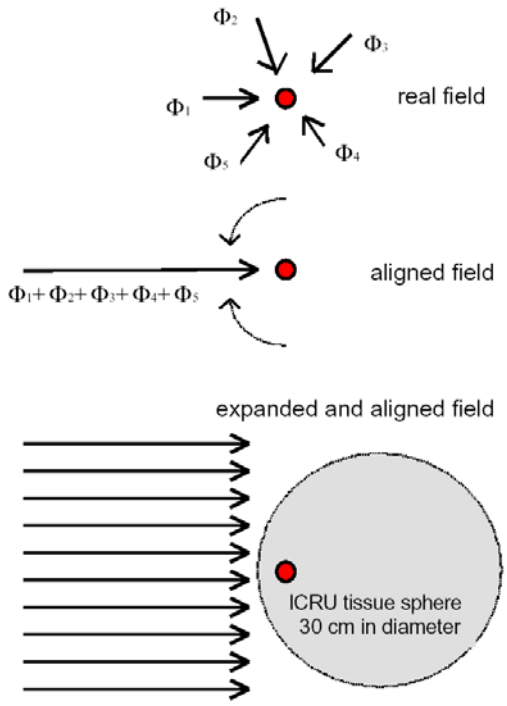

Figura B.1: Ilustração do conceito de campo expandido e alinhado (*extraído de Dietze 2004 [77]*).

ponto de interesse no campo de radiação real, é o equivalente de dose que seria produzido pelo campo de radiação alinhado e expandido correspondente, na esfera ICRU a uma profundidade d, no raio vetor oposto a direção de incidência da radiação. Para radiação penetrante $d = 10\ mm$ [15].

Como resultado do alinhamento e expansão imaginários do campo de radiação, a contribuição dos fótons incidentes no ponto P se adicionam. O valor de $H^*(10)$ é então independente da distribuição ângular da radiação no campo de radiação real. Isto significa que a leitura de um instrumento de medida utilizado para obter $H^*(10)$ deve ser independente da distribuição angular da radiação.

O valor do equivalente de dose ambiente deve fornecer uma estimativa do valor da dose efetiva que uma pessoa posicionada no ponto P do campo de radiação real receberá.

Bibliografia

[1] International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, New York (ICRP Report No. 60).

[2] National Council on Radiation Protection and Measurements. Limitations of Exposure to Ionizing Radiations. Bethseda, MD, 1993 (NCRP Report 116).

[3] Portaria 453 do Ministério da Saúde. Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. Brasília, Diário Oficial da União de 02 de junho de 1998.

[4] National Council on Radiation Protection and Measurements. Structural Shielding design for medical X-ray imaging facilities, Bethseda, MD, 2004 (NCRP Report 147).

[5] Simpkin, D. J. Scatter radiation about mammography units, Health Physics 70(2), 238-245 (1996).

[6] Simpkin, D. J. A general solution to the shielding of medical X and gamma rays by the NCRP Report No. 19 methods, Health Physics 52, 431-436 (1987a).

[7] Simpkin, D. J. Shielding requirements for mammography, Health Physics 53, 267-279 (1987b).

[8] Simpkin, D. J., Dixon, R. L. Secondary shielding barriers for diagnostic x-ray facilities: Scatter and leakage revisited, Health Physics 74, 350-365 (1998).

[9] National Council on Radiation Protection and Measurements. Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X-rays and Gamma Rays of Energies up to 10 meV, Betsheda, MD, 1976 (NCRP report 49).

[10] Costa, P. R. Modelo para determinação de espessuras de barreiras protetoras em salas para radiologia diagnóstica. Tese de doutorado em Tecnologia Nuclear, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo (1999).

[11] Costa, P. R., Caldas, L. V. E. Evaluation of protective shielding thickness for diagnostic rooms: Theory and computer simulation, Medical Physics 29(1), 73-85 (2002).

[12] Fehrenbacher, G., Panzer, W., Tesfu, K. Spectra of diagnostic X-rays scattered by a water Phantom. Institut Strahlenshutz, Neuheberg, GSF publication 9/96 (1996).

[13] Tucker, D. M., Barnes, G. T., Chakraborty, D. P. Semiempirical model for generating tungsten target X-ray spectra, Medical Physics 18(2), 211-218 (1991).

[14] International Commission on Radiation Units and Measurements.Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources, Bethesda, MD, USA, 1985 (ICRU Report 39).

[15] Wernli, C. External dosimetry: operational quantities and their measurement 11th International Congress of the International Radiation Protection Association (Madrid, May 2004).

[16] International Commission on Radiation Units and Measurements. Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation, Bethesda, MD, USA, 1998 (ICRU Report 57).

[17] Künzel, R., Herdade, S. B., Costa, P. R., Terini, R. A., Levenhagen, R. S. Ambient dose equivalent and effective dose from scattered x-ray spectra in mammography for Mo/Mo, Mo/Rh and W/Rh anode/filter combinations, Physics in Medicine and Biology 51, 2077-2091 (2006).

[18] Künzel, R., Herdade, S. B., Terini, R. A., Piedade, P. A., Oliveira, M. A. Espectroscopia de raios X aplicada à avaliação do equivalente de dose ambiente devido à radiação espalhada em mamografia para diferentes combinações alvo/filtro, Proceedings of the III Iberian Latin American and Caribbean Regional Congress of Medical Physics and IX Brazilian Congress of Medical Physics, 84 (2004).

[19] Künzel, R., Herdade, S. B., Terini, R. A., Oliveira, M. A., Piedade, P. A. Estudo de espectros de raios X espalhados por diferentes objetos simuladores em mamografia, Proceedings of the III Iberian Latin American and Caribbean Regional Congress of Medical Physics and IX Brazilian Congress of Medical Physics, 85, 2004.

[20] Silva, M. C., Costa, P. R., Terini, R. A., Herdade, S. B., Furquim, T. A. C. Ambient dose evaluation at mammographic installations trough the spectrum of barrier transmitted beams, Proceedings of the V regional congress on radiation protection and safety regional IRPA Congress, 29/04 to 04/05/2001, Recife, PE, Brazil.

[21] Johns, H. E., Cunninghan, J. R. The physics of radiology, 4th ed., Charles C. Thomas Publ., Springfield (1983).

[22] Wolbarst, A. B. Physics of radiology. Norwalk: Appleton & Lange (1993).

[23] Carlsson G. A., Carlsson C. A. Effective energy in diagnostic radiology. A critical review, Physics in Medicine and Biology 29, 953 958 (1984).

[24] Marshall, M., Peaple, L. H. J., Crooks, H. E. A comparison of x-ray spectra and outputs from molybdenum and tungsten targets, The British Journal of Radiology 48, 31-39 (1975).

[25] Fewell, T. R., Shuping, R. E. A comparison of mammographic x-ray spectra, Radiology 128, 211-216 (1978).

[26] O'Foghludha F., Johnson G. A. Voltage waveform effects on output and penetration of W- and Mo-anode mammographic tubes, Physics in Medicine and Biology 26, 291 303 (1981).

[27] Wilkinson, L. E., Johnson, P. N., Heggie, J. C. P. A comparison of mammography spectral measurements with spectra produced using several different mathematical models, Physics in Medicine and Biology 46, 1575-1589 (2001).

[28] Yaffe M., Taylor K. W., Johns H. E. Spectroscopy of diagnostic x-rays by a Compton-scatter method, Medical Physics 3, 328 334 (1976).

[29] Matscheko, G., Ribberfors, R. A. Compton scattering spectrometer for determining x-ray photon spectra, Physics in Medicine and Biology 32, 577-594 (1987).

[30] Carlsson, G. A., Berggren, K. F., Carlsson, C. A., Matscheko, G., Ribberfors, R. The compton spectrometer, Int. J. Quantum Chem. 35, 721-734 (1989).

[31] Hudson, L. T., Deslattes, R. D., Henins, A., Chantler, C. T., Kessler, E. G., Schweppe, J. E. A curved crystal spectrometer for energy calibration and spectral characterization of mammographic x-ray sources, Medical Physics 23, 1659-1670 (1996).

[32] Boone T. R., Yu T., Seibert A. Mammography spectrum measurements using na x-ray diffraction device, Phys. Med. Biol. 43, 2569 2582 (1998).

[33] Matsumoto, M., Yamamoto, A., Honda, I., Taniguchi, A., Kanamori, H. Direct measurement of mammographic x-ray spectra using a CdZnTe detector, Medical Physics 27, 1490 1502 (2000).

[34] Miyajima, S., Imagawa, K. CdZnTe detector in mammographic x-ray spectroscopy, Physics in Medicine and Biology 47, 3959 3972 (2002).

[35] Terini, R. A., Pereira, M. A. G., Künzel, R., Costa, P. R., Herdade, S. B. Comprehensive analysis of the spectrometric determination of voltage applied to X-rays tubes in the radiography and mammography energy ranges using a silicon PIN photodiode, British Journal of Radiology 77, 395-404 (2004).

[36] Künzel, R., Herdade, S. B., Terini, R. A., Costa, P. R. X-ray spectroscopy in mammography with a silicon PIN photodiode with application to the measurement of tube voltage, Medical Physics 31(11), 2996-3003 (2004).

[37] Stumbo, S., Bottigli, U., Golosio, B., Oliva, P. Direct analysis of molybdenum target generated x-ray spectra with a portable device, Medical Physics 31(10), 2763-2770 (2004).

[38] Knoll, G. F. Radiation detection and Measurement, 2nd edn New York: Wiley (1989).

[39] Miyajima, S., Imagawa, K., Matsumoto, M. An alignment method for mammographic X-ray spectroscopy under clinical conditions, The British Journal of Radiology 75, 763-766 (2002).

[40] Birch, R., Marshall, M. Computation of Bremmstrahlung X-ray spectra and comparison with spectra measured with a Ge(Li) detector, Physics in Medicine and Biology 24, 505-517 (1979).

[41] Tucker, D. M., Barnes, G. T., Wu, X. Z. Molybdenum target X-ray spectra: A semi-empirical model, Medical Physics 18, 402-407 (1991).

[42] Blough, M. M., Waggener, R. G., Payne, W. H., Terry, J. A. Calculated mammographic spectra confirmed with attenuation curves for molybdenum, rhodium, and tungsten targets, Medical Physycs 25(9), 1605-1612 (1998).

[43] Boone, J. M., Fewell, T. R., Jennings, R. J. Molybdenum, rhodium and tungsten spectral models using interpolating polynomials with application to mammography, Medical Physics 24, 1863-1874 (1997).

[44] Ng, K. P., Kwok, C. S., Tang, F. H. Monte Carlo simulation of X-ray spectra in mammography, Physics in Medicine and Biology 45, 1309-1318 (2000).

[45] Spyrou, G., Tzanakos, G., Nikiforides, G., Panayiotakis, G. A Monte Carlo simulation model of mammographic imaging with X-ray sources of finite dimensions, Physics in Medicine and Biology 47, 917-933 (2002).

[46] Ay, M. R., Shahriari, M., Sarkar, S., Adib, M., Zaidi, H. Monte Carlo simulation of X-ray spectra in diagnostic radiology and mammography using MCNP4C, Physics in Medicine and Biology 49, 4897-4917 (2004).

[47] Guerra, A. B. Estabelecimento e controle de qualidade de feixes padrões de radiação X para calibração de instrumentos, nível mamografia, São Paulo, Tese de doutorado em Tecnologia Nuclear, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (2001).

[48] Beaman A. S., Lillicrap S. C. Optimum X-ray spectra for mammography, Physics in Medicine and Biology 10, 1209-1220 (1982).

[49] Beaman A. S., Lillicrap S. C., Price J. L. Tungsten anode tubes with K-edge filters for mammography, British Journal of Radiology 56, 721-727 (1983).

[50] McDonagh C. P., Leake J. L., Beaman S. A. Optimum X-ray spectra for mammography: Choice of K-edge filters for tungsten anodes tubes, Physics in Medicine Biology 29(3), 249-252 (1984).

[51] Fahrig R., Yaffe M. J. Optimization of spectral shape in digital mammography: Dependence on anode material, breast tickness and lesion type, Medical Physics 21(9), 1473-1481 (1993).

[52] Dance DR, Klang A. T., Sandborg M., Skinner C. L., Smith A. C., Carlsson G. A. Influence of anode/filter material and tube potential on contrast, signal-to-noise ratio and average absorved dose in mammography: A monte carlo study, British Journal of Radiology 73, 1056-1067 (2000).

[53] International Eletrotechnical Commission, Evaluation and routine testing in medical imaging departments, acceptance tests - imaging performance of mammography X-ray equipament, Genève, Suisse (IEC 1223-3-2) (1996).

[54] American College of Radiology (ACR), Mammography Quality Control Manual, Committee on Quality Assurance in Mammography, USA (1999).

[55] Witzani, J., Bjerke, H., Bochud, F. *et al.* Calibration of dosemeters used in mammography with different x ray qualities: Euromet Project No. 526, Radiation Protection Dosimetry 108(1), 33-45 (2004).

[56] Aoki, K., Koyama, M. Measurement of diagnostic X-ray spectra using a silicon photodiode, Medical Physics 16(4), 529-536 (1989).

[57] Aoki, K., Koyama, M. Photoelectron escape from a silicon X-ray detector: Monte Carlo study, Physics in Medicine and Biology 35, 1051-1063 (1990).

[58] Eisen, Y. Current state-of-the-art industrial and research applications using room-temperature CdTe and CdZnTe solid state detectors, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 380, 431-439 (1996).

[59] National Institute of Standards and Technology (NIST), Physical reference data, Página eletrônica http://physics.nist.gov/PhysRefData

[60] Pani, R., Laitano, R. F., Pellegrini, R. Diagnostic X-ray spectra measurements using a silicon surface barrier detector, Physics in Medicine and Biology 32, 1135-1149 (1987).

[61] Seelentag, W. W., Panzer, W. Stripping of X-ray Bremsstrahlung spectra up to 300 kV_p on a desk type computer, Physics in Medicine and Biology 24, 767-780 (1979).

[62] Kodera, Y., Chan, Hp., Doi, K. Effect of collimators on the measurement of diagnostic X-ray spectra, Physics in Medicine and Biology 28, 841-852 (1983).

[63] Gallagher, W. J., Cipolla, S. J. A model-based efficiency calibration of Si(Li) detector in the energy region from 3 to 140 keV, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research 122, 405-414 (1974).

[64] Redus, B. Efficiency of Amptek XR-100T-CdTe and CZT detectors. Amptek Inc. Application Note, ANCZT-1 Rev 2, Bedford, USA (2002).

[65] ICRU, Stopping powers for electrons and positrons, Report 37, Bethesda, MD (1984).

[66] Israel, H. I., Lier, D. W., Storm, E. Comparison of detectors used in measurement of 10 to 300 keV X-ray spectra, Nuclear Instruments and Methods 91, 141-157 (1971).

[67] Simon, A., Kalinka, G. Investigation of charge collection in a silicon PIN photodiode, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B 231, 507-512 (2005).

[68] Agostinelli, S., Allison, J., Amako, K. *et al.* GEANT4 - a simulation toolkit, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 506(3), 250-303 (2003).

[69] GEANT4, Physics Reference Manual (2003).

[70] Press W H, Teukolsky S A, Vetterling W T and Flannery B P 2002 Numerical Recipes in C: The art of scientific computing 2nd edn (Cambridge University Press).

[71] Guia para expressão da incerteza de medição, terceira edição brasileira em língua portuguesa, Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (INMETRO) (2003).

[73] DeWerd, L.A., Micka, J. A., Laird, R. W., Pearson, D. W. The effect of spectra on calibration and measurement with mammographic ionization chambers, Medical Physics 29(11), 2649-2654 (2002).

[74] Ay, M. R., Sarkar, S., Shahriari, M., Sardari, D., Zaidi, H. Assessment of different computational models for generation of x-ray spectra in diagnostic radiology and mammography, Medical Physics 32(6), 1660-1675 (2005).

[75] Kharrati, H. A conversion Method of air kerma from the primary, scatter and leakage radiations to effective dose for calculating x-ray shielding barriers in mammogrphy Medical Physics 32(5), 1367-74 (2005).

[76] Archer, B.R., Fewell, T.R., Conway,B.J., Quinn,P.W. Attenuation Properties of Diagnostic X ray Shielding Materials,Medical Physics 21(9), 1499-1507 (1994).

[77] Dietze, G.Dosimetric Concepts and Calibration of Instruments 10th International Congress of the International Radiation Protection Association (Hiroshima, May 2000).