

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
INSTITUTO DE FÍSICA**

MARCIA PRADO DE SOUZA

**AVALIAÇÃO DA FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO
PARA RECEPTORES DE CsI e a-Se EM MAMOGRAFIA DIGITAL
UTILIZANDO SIMULAÇÕES MONTE CARLO**

UBERLÂNDIA

2021

MARCIA PRADO DE SOUZA

**AVALIAÇÃO DA FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO
PARA RECEPTORES DE CsI e a-Se EM MAMOGRAFIA DIGITAL
UTILIZANDO SIMULAÇÕES MONTE CARLO**

Trabalho de Conclusão de Curso submetido à Universidade Federal de Uberlândia, como requisito necessário para obtenção do grau de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Prof. Dr. Diego Merigue da Cunha

UBERLÂNDIA

2021

AGRADECIMENTOS

Ao corpo docente do Instituto de Física da Universidade Federal de Uberlândia, pelo conhecimento compartilhado e suporte durante a graduação.

Ao Prof. Dr. Diego Merigue da Cunha, pela excelente orientação e por todo tempo dedicado à minha formação acadêmica.

A toda minha família, em especial, aos meus pais Márcio e Miriam e minha irmã Maíra, pela confiança e incentivo, sem o amor deles nada seria possível.

Ao meu companheiro e colega de trabalho César Augusto, pela ajuda com as simulações e por todo o apoio no dia a dia.

A todos os amigos e colegas de curso, em especial, Kelly, Luana, Alaine e Jeferson, por todos os momentos felizes que compartilhamos.

RESUMO

A Função de Transferência de Modulação (MTF) é um importante parâmetro para avaliar a qualidade das imagens em mamografia, pois permite avaliar o desempenho dos receptores de imagem digital levando em consideração sua resolução espacial. Neste trabalho foram obtidas as MTFs em mamografia digital, para receptores de Iodeto de Césio (CsI) e Selênio amorfo (a-Se), que realizam, respectivamente, a conversão indireta e direta dos raios x em sinal elétrico. A MTF foi obtida utilizando Simulações Monte Carlo, empregando-se o código PENELOPE para a simulação do transporte da radiação nos receptores de imagem. A MTF foi avaliada sob influência de diversos fatores presentes no cotidiano do radiodiagnóstico, tais como: combinações anodo/filtro de Mo/Mo, W/Ag e W/Rh; potenciais do tubo de 24 a 36kv; espessura do material receptor, sendo essas 200 e 300 μ m para o a-Se e 150 e 250 μ m para o CsI; e atenuação do feixe por uma mama composta de 20% de tecido glandular com espessuras de compressão de 3cm, 5cm e 7cm. Os resultados mostram que a combinação anodo/filtro e a espessura do receptor são fatores influentes sob a MTF de ambos os receptores. A reabsorção da radiação característica nos receptores é o principal fator degradante da resolução espacial e este efeito deletério está ligado à faixa de energia utilizada em Mamografia digital. O aumento da energia média do feixe provocado pela atenuação da mama mostrou-se um fator pouco influente sobre a MTF e a resolução espacial das imagens.

Palavras-chave: Função de Transferência de Modulação (MTF). Simulações Monte Carlo. Mamografia Digital.

ABSTRACT

The Modulation Transfer Function (MTF) is an important parameter to evaluate image quality, in mammograph since it allows evaluation of the performance of digital image receptors taking into account their spatial resolution. In this work, MTFs were obtained in digital mammography, for Cesium Iodide (CsI) and amorphous Selenium (a-Se) receptors, which perform, respectively, the indirect and direct conversion of x-rays into an electrical signal. The MTF was obtained using Monte Carlo simulations, using the PENELOPE code to simulate the transport of radiation in image receptors. The MTF was evaluated under the influence of several factors present in daily radiodiagnosis, such as: anode/filter combinations of Mo/Mo, W/Ag and W/Rh; tube potential between 24 to 36kv; receptor thickness of the receiving material, these being 200 and 300 μm for a-Se and 150 and 250 μm for CsI; and beam attenuation by a breast composed of 20% glandular tissue with compression thicknesses of 3cm, 5cm and 7cm. The results show that the anode/filter combination and receptor thickness are influencing factors on the MTF of both receptors. The reabsorption of characteristic radiation in the receptors is the main degrading factor of the spatial resolution and this deleterious effect is linked to the energy range used in digital mammography. The increase in the average beam energy caused by breast attenuation proved to be a factor of little influence on the MTF and the spatial resolution of the images.

Key-words: Modulation Transfer Function (MTF). Monte Carlo simulations. Digital Mammography

LISTAS DE FIGURAS

Figura 1: Diagrama do Espalhamento Coerente (Rayleigh) [2].	11
Figura 2: Diagrama do Espalhamento Compton (Espalhamento inelástico) [2].	12
Figura 3: Diagrama do Efeito Fotoelétrico [2].	14
Figura 4: Equipamento de mamografia digital e seus componentes principais [2].	16
Figura 5: Processos de detecção dos materiais receptores de conversão direta(a-Se) e conversão indireta (Csl). Adaptado de [1].	17
Figura 6: PSF mostrada em dois parâmetros, à esquerda tem-se a PSF rotacional mostrada em 3D e à direita tem-se a resposta do sistema de imagem a entrada do sinal pontual. Adaptada de [2].	18
Figura 7: Função de Transferência de Modulação (MTF). Adaptada de [2].	19
Figura 8: (a) Fótons de raios X incidindo perpendicularmente sobre o plano do receptor. (b) Visão superior do receptor seccionado por anéis concêntricos. A seta indica o ponto de incidência do feixe, e dispersão provocada por radiações secundárias.	20
Figura 9: Espectros de Tungstênio filtrados por Ródio e por Prata e espectro de Molibdênio com filtro de molibdênio, para um potencial de 28 kV.	21
Figura 10: MTF para combinações anodo filtro W/Rh, W/Ag e Mo/Mo em 28 kV para: (a) Receptor de Csl, (b) Receptor de a-Se.	24
Figura 11: Dependência da MTF com a variação do potencial do tubo de raios X para a combinação anodo filtro de W/Rh, nos receptores: (a) Receptor de Csl, (b) Receptor de a-Se	25
Figura 12: Dependência da MTF com a mudança da espessura dos receptores: (a) Receptor de Csl, (b) Receptor de a-Se	27
Figura 13: Dependência da MTF com a espessura de compressão de uma mama 20% glandular para os receptores: (a) Receptor de Csl, (b) Receptor de a-Se.	28

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	9
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	11
2.1 Interação da radiação X com a Matéria.....	11
2.1.1 Espalhamento Coerente ou Rayleigh	11
2.1.2 Espalhamento Compton	12
2.1.3 Efeito Fotoelétrico	13
2.2 Mamografia Digital	14
2.3 Receptores de Imagem Digital	16
2.4 Função de Transferência de Modulação - MTF	18
3 METODOLOGIA.....	20
3.1 Modelo Geométrico	20
3.2 Espectros Utilizados.....	21
3.3 Parâmetros da Simulação	22
3.4 Determinação da Função de Transferência de Modulação.....	23
4 RESULTADOS	24
4.1 Dependência da MTF com os espectros utilizados	24
4.2 Dependência da MTF com o potencial aplicado ao tubo.....	25
4.3 Dependência da MTF com a espessura do receptor.....	26
4.4 Dependência da MTF com a espessura da mama.....	27
5 CONCLUSÕES	29
REFERÊNCIAS.....	30

1 INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas ocorreram avanços de grande importância na área da saúde, envolvendo tecnologia de imagens em Mamografia digital. Esta técnica encontra-se presente nos hospitais e clínicas do país e do mundo, tendo praticamente substituído o sistema analógico (tela-filme) [1]. O sistema digital possui rápida aquisição, melhor qualidade de imagem e permite o acesso e processamento remoto das imagens, mostrando-se mais vantajoso em relação ao sistema analógico [1].

Um importante parâmetro para avaliar o desempenho do sistema de imagem digital e a sua influência na qualidade da imagem final é a resolução espacial dos receptores digitais. A resolução espacial pode ser avaliada através da Função de Transferência de Modulação (MTF), pois esta função representa adequadamente a dependência do contraste com a frequência espacial, bem como o limite da resolução espacial do sistema de imagem digital [2,3].

Atualmente diferentes tipos de receptores digitais são utilizados para aquisição de imagens mamográficas. Os receptores do sistema digital utilizam um processo direto ou indireto para fazer a conversão dos raios X em sinal elétrico [4]. Na conversão indireta, a absorção da energia do fóton produz um sinal luminoso, que induz a liberação de cargas elétricas, que em seguida são coletadas por um transistor de filme fino (TFT). Já na conversão direta a própria absorção da energia do fóton pelo receptor libera as cargas elétricas, que serão coletadas pelo TFT [2]. Receptores de Iodeto de Césio (CsI), vêm sendo empregados no processo de conversão indireta, pois este material é um cintilador estruturado capaz de reduzir a dispersão de luz emitida [2] enquanto materiais semicondutores, como o Selênio amorfo (a-Se), evidenciam bom desempenho no processo de conversão direta, devido às suas propriedades intrínsecas de boa absorção de fótons e alta resolução espacial [1].

O estudo da MTF em receptores de imagens digitais vem sendo realizado por diversos autores, através de métodos experimentais [5-7], abordagens analíticas [8-12] e por simulações Monte Carlo [4,13-17]. Em particular, o método Monte Carlo apresenta a vantagem, de permitir a simulação detalhada do transporte da radiação em diferentes materiais, bem como a produção da radiação secundária e a

ocorrência de interações múltiplas, e fornece resultados em boa concordância com os resultados experimentais [18].

Neste trabalho avaliou-se a MTF em receptores de CsI e a-Se empregados em mamografia digital, sob a influência de diversos fatores, tais como a combinação anodo/filtro; o potencial aplicado no tubo de raios X; a espessura do material receptor e a atenuação da radiação pela mama. Para isso foi utilizado o código computacional PENELOPE (versão 2008) para simulações Monte Carlo do transporte de radiação no interior dos receptores [19].

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Interação da radiação X com a Matéria

Ao passar por um material, os fótons de raios X podem atravessá-lo sem nenhuma interação ou interagir com seus átomos. Na interação dos fótons com a matéria podem ocorrer Espalhamento Coerente ou Rayleigh, Espalhamento Compton, Efeito Fotoelétrico, Produção de Pares e Interações Fotonucleares. Devido à faixa de energia utilizada em radiologia diagnóstica, apenas as três primeiras são possíveis de ocorrer e elas que desempenham papel fundamental na aquisição e na formação das imagens digitais [2]. Os três tipos de interação dos fótons com a matéria, relevantes na mamografia digital estão descritos nas subseções a seguir.

2.1.1 Espalhamento Coerente ou Rayleigh

Essa interação trata-se da absorção do fóton incidente pelo átomo e sua conseqüente reemissão em outra direção, que geralmente é próxima da direção de incidência do fóton [20]. Neste caso o fóton interage com o átomo excitando-o com um todo, sendo assim não ocorre transferência de energia para o meio e os elétrons não são ejetados e, portanto, não ocorre a ionização, como mostra a Figura 1 [2].

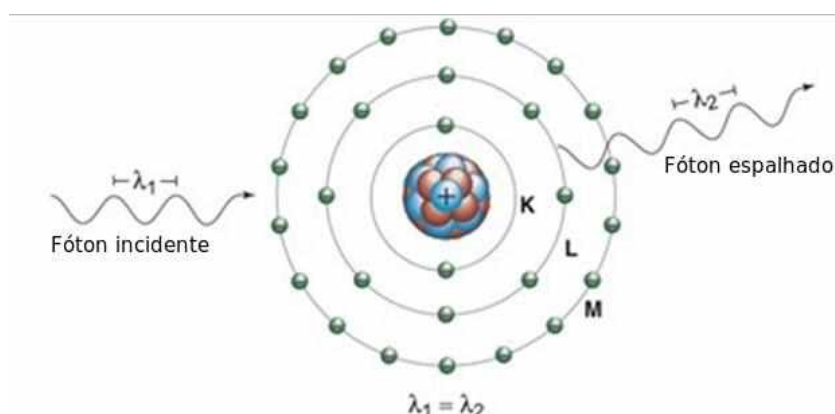


Figura 1: Diagrama do Espalhamento Coerente (Rayleigh). Adaptado de [2].

O ângulo de espalhamento do fóton diminui à medida que a energia dos raios X aumenta [2]. A probabilidade do efeito e o ângulo de espalhamento dependem do número atômico do átomo (Z) e da energia do fóton incidente $h\nu$ [20].

A seção de choque para o Espalhamento Coerente (σ_R) é a relação de proporcionalidade mostrada na Equação 1 [21].

$$\sigma_R \propto \left(\frac{Z}{h\nu}\right)^2 \quad (1)$$

Logo o efeito é mais provável em fótons de baixa energia, como os usados em mamografia (24 a 36 keV), e em átomos de altos números atômicos [2].

2.1.2 Espalhamento Compton

O Efeito Compton consiste no espalhamento inelástico da radiação X ou gama [2]. Nesse efeito ocorre a ejeção do elétron e um fóton de menor energia é espalhado, como na Figura 2. A energia do fóton incidente corresponde à energia cinética do elétron somada a energia com que o fóton espalhado sai, logo a energia e o momento são conservados.

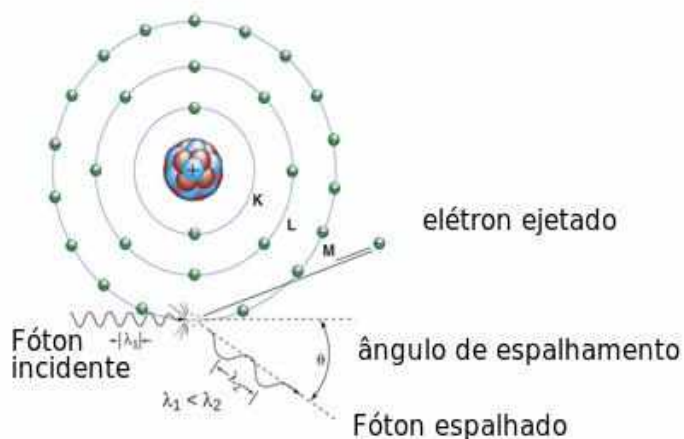


Figura 2: Diagrama do Espalhamento Compton (Espalhamento inelástico). Adaptado de [2].

A consequência do espalhamento Compton é a excitação e ionização dos átomos, pois o elétron ejetado colidirá com os elétrons dos átomos mais próximos. Além disso, o fóton espalhado ainda pode atravessar o material e sofrer outras interações [2].

Quando o espalhamento Compton ocorre nas interações dos fótons de baixa energia, como os de radiodiagnóstico, a maior parte da energia do fóton incidente é transferida para o fóton espalhado, que é facilmente detectado pelo receptor de imagem digital, a consequência disso é o aumento no ruído aleatório e a diminuição do contraste da imagem [2].

O espalhamento Compton é independente do número atômico do meio e a sua probabilidade de ocorrência diminui para fótons de energias mais altas [20]. A seção de choque para o espalhamento Compton é obtida através das expressões de Klein-Nishina, onde considera-se o elétron livre, como mostrado na Equação 2, onde σ_C é a seção de choque atômica para o Espalhamento Compton [21].

$$\sigma_C = 2\pi r_0^2 \left\{ \frac{1+\alpha}{\alpha^2} \left[\frac{2+(1+\alpha)}{1+2\alpha} - \frac{\ln(1+2\alpha)}{\alpha} \right] + \frac{\ln(1+2\alpha)}{2\alpha} - \frac{1+3\alpha}{(1+2\alpha)^2} \right\} \quad (2)$$

Onde, $\alpha = \frac{h\nu}{m_0 c^2}$ em que $m_0 c^2$ é a energia de repouso do elétron e $h\nu$ é a energia do fóton incidente e $r_0 = 2,818 \times 10^{-15} m$ é o raio clássico do elétron.

2.1.3 Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é a interação em que toda a energia do fóton incidente é transferida e absorvida pelo meio. Para que esse efeito ocorra a energia do fóton incidente deve ser maior que a energia de ligação dos elétrons orbitais. Parte da energia do fóton é utilizada para arrancar um elétron da camada mais interna do átomo (camada K), tornando o átomo ionizado. Esta vacância é preenchida por um elétron da camada superior que é mais fracamente ligado e gerará outra vacância, que será novamente preenchida por um elétron da camada superior, como mostra a Figura 3 [2,20].

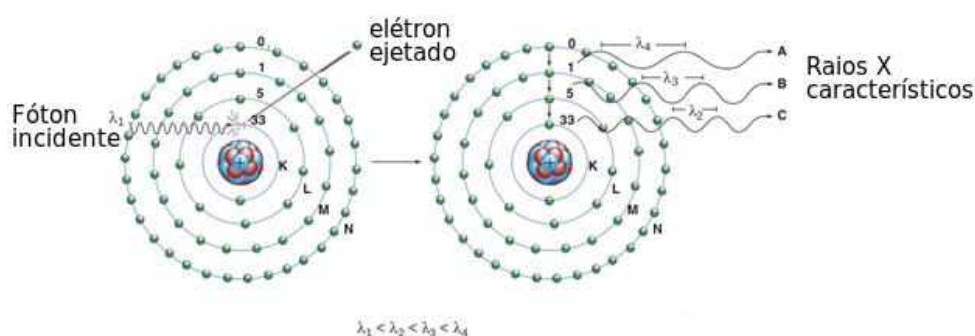


Figura 3: Diagrama do Efeito Fotoelétrico. Adaptado de [2].

A diferença de energia dessa cascata de elétrons é convertida em elétrons Auger ou raios X característicos [20]. A emissão de elétrons Auger é predominante em transições eletrônicas das camadas mais externas do átomo e em materiais de baixo número atômico (Z) [2]. Já a probabilidade de ocorrer emissão de radiação característica nos tecidos moles do corpo humano é baixa, porém para materiais de número atômico elevado, como os receptores de Iodeto de Césio (CsI) por exemplo, ocorre a emissão de raios X característicos [2].

Na faixa de energia utilizada em mamografia o efeito fotoelétrico é predominante [21]. A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico está fortemente ligada com a energia do fóton incidente ($h\nu$) e com o número atômico (Z) do material [20]. Os cálculos da seção de choque para o efeito fotoelétrico são complexos, devido a energia de ligação do átomo, mas uma boa estimativa é dada pela seção de choque de interação para o efeito fotoelétrico τ , cuja relação de proporcionalidade é mostrada na Equação 3 [20-21].

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

O efeito fotoelétrico é a principal interação que ocorre nos receptores de imagem digital, além disso, é fundamental para a formação de imagens mamográficas, pois a absorção fotoelétrica é responsável pelo contraste da imagem, pois amplifica a diferença de atenuação dos tecidos com densidades próximas [2].

2.2 Mamografia Digital

A mamografia é um exame radiográfico de baixo custo e de baixa dose de radiação, que tem a finalidade de diagnosticar precocemente patologias no tecido mamário, como microcalcificações e nódulos [2]. Para que a prática de mamografia seja eficaz é necessária uma boa visualização da morfologia da mama, para isso usa-se um equipamento de raios X projetado especificamente para este fim, o mamógrafo [2].

O anodo emprega materiais de alto número atômico, pois maximizam a eficiência da produção de raios X [22]. Em mamografia, o Molibdênio (Mo) é muito utilizado como material de anodo, pois devido a sua capacidade de produzir radiação característica na faixa de energia utilizada, ele se torna ideal para as imagens de mama [23]. Mas com o uso dos receptores digitais o Tungstênio (W) também é muito eficiente, por ter maior número atômico e ponto de fusão mais alto que o Mo [22].

A filtração adicional no tubo de raios X de mamografia digital melhora a distribuição de energia, pois remove os raios X de baixa energia do espectro e aumenta a energia transmitida pelo feixe [2]. Os materiais utilizados como filtro são moldados em folhas finas e uniformes e são escolhidos elementos que possuem energia de ligação da camada K entre 20 e 27kV, como Molibdênio (Mo), Prata (Ag) e Ródio (Rh) [2].

O colimador garante que a incidência dos fótons seja perpendicular ao receptor de imagem, pois esse alinhamento possibilita que a maior parte do tecido mamário fique exposto e também protege a paciente de receber dose de radiação desnecessária nos pulmões e no tronco [2]. O mamógrafo também possui uma bandeja de compressão, de policarbonato, que comprime a mama de modo a diminuir a espessura e evitar movimentação indesejada, o que assegura uma menor dispersão da radiação e uma exposição uniforme [2]. O mamógrafo digital possui um detector que realiza a conversão (direta ou indireta) dos fótons de raios X em sinal elétrico [13].

A Figura 4 mostra o mamógrafo e seus componentes principais.

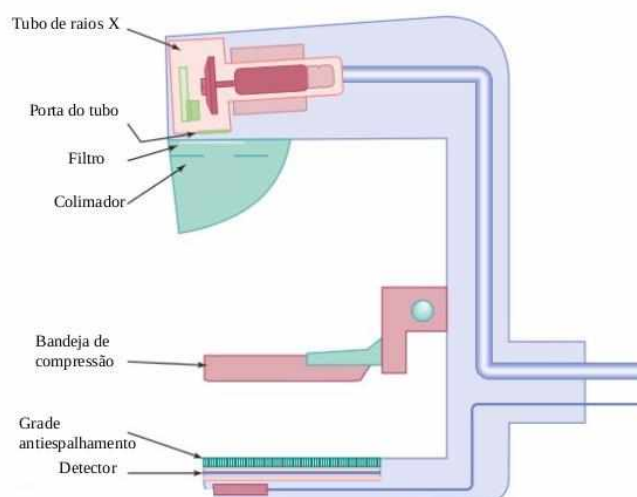


Figura 4: Equipamento de mamografia digital e seus componentes principais. Adaptado de [2].

Durante a exposição da mama à radiação ocorre a interação dos raios X com os tecidos mamários, os fótons não absorvidos pela mama interagem com o receptor de imagem digital onde ocorre a conversão direta ou indireta desses fótons, depois é feita a aquisição a imagem, que é processada, arquivada e exibida posteriormente. Existem muitas vantagens no sistema digital de mamografia, sendo a principal delas a rápida aquisição e o processamento das imagens [2]. Os princípios físicos dos receptores de conversão direta e indireta estão descritos no tópico a seguir.

2.3 Receptores de Imagem Digital

Um receptor de imagem digital é formado por pequenos elementos detectores sensíveis à sinais elétricos, chamados *dexels*, cada *doxel* corresponde à um *pixel* da imagem digital [24]. O tamanho do elemento de imagem (*pixel*) define o limite de resolução das imagens [2]. Mas o contraste e a resolução espacial da imagem digital dependem da energia do sinal que sensibiliza os *dexels* [2].

Cerca de 20% dos raios X responsáveis pela formação da imagem não são captados pelo detector, porque os *dexels* tem uma parte da sua área que é ocupada por eletodos, capacitores, transistores e amplificadores, o que não permite que eles sejam totalmente sensíveis [24]. Os eletodos capturam a energia depositada pelo fóton incidente e fazem a conversão direta ou indireta dos raios X para carga elétrica, os capacitores armazenam as cargas acumuladas pelos *dexels*

durante a exposição e essas cargas fluem através dos transistores até o amplificador, que é responsável por converter e digitalizar a tensão de cada dixel em um valor na escala de cinza [2].

O Iodeto de Césio (CsI) é um fósforo cintilador estruturado usual nos receptores de conversão indireta, pois os elementos Césio e o Iodo tem altos números atômicos ($Z= 55$ e $Z=53$ respectivamente) o que favorece a interação por efeito fotoelétrico dos raios X com o material detector [24]. Mas nessa conversão a luz emitida pelo CsI se propaga ao longo do detector e pode causar borrões e perda de resolução espacial na imagem final [2]. Já o Selênio amorfo (a-Se) é um semicondutor utilizado em receptores de conversão direta, neste caso não ocorre emissão de luz, os fótons absorvidos nos *dexels* são diretamente convertidos em carga elétrica, resultando numa melhor resolução espacial. Entretanto o Selênio tem número atômico mais baixo ($Z=34$) e para deixar a detecção mais eficiente é necessário uma espessura maior [2].

A absorção dos raios X, a conversão da radiação em cargas elétricas e a obtenção do sinal digital, de cada um dos materiais receptores são mostradas pela Figura 5.

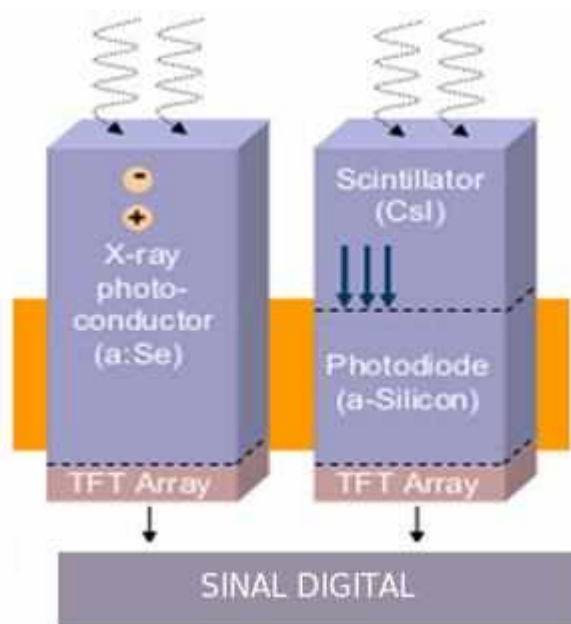


Figura 5: Processos de detecção dos materiais receptores de conversão direta (a-Se) e conversão indireta (CsI). Adaptado de [1].

2.4 Função de Transferência de Modulação - MTF

Durante a aquisição do sinal do receptor ocorre uma série de eventos físicos, como Espalhamento Compton e Efeito Fotoelétrico, que podem degradar a imagem final. A resposta do sistema de imagem à essas degradações é descrita pela Função de Dispersão Pontual PSF, função capaz de descrever a partir de um sinal de entrada pontual a extensão do “borramento”. Assim, a PSF é uma função que representa adequadamente as propriedades de resolução da imagem [2].

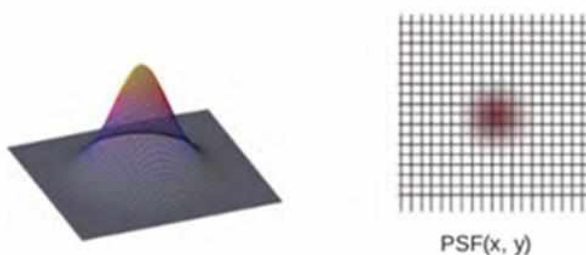


Figura 6: PSF mostrada em dois parâmetros, à esquerda tem-se a PSF rotacional mostrada em 3D e à direita tem-se a resposta do sistema de imagem a entrada do sinal pontual. Adaptada de [2].

A Transformada de Fourier é capaz de separar simultaneamente as frequências espaciais de um sinal e transmitir suas respectivas amplitudes [2]. A Transformada de Fourier multidimensional é dada pela Transformada de Hankel, que pode se aplicada à PSF, pois esta é uma função bidimensional e simétrica, como mostra a Figura 6, logo é possível obter a Função de Transferência de Modulação (MTF), através da conversão da Transformada de Fourier em Transformada de Hankel, como mostra a Equação 4 [25].

$$MTF = H\{\rho(r)\} \quad (4)$$

Onde $\rho(r)$ é a PSF e $H\{\rho(r)\}$ é o operador da Transformada de Hankel [15].

Na MTF a amplitude, em uma determinada frequência, representa um contraste que foi retido, ou seja, um ponto no detector onde a transferência de contraste foi limitada e diminuiu a resolução do sistema, como mostra a Figura 6. A tendência é que a MTF diminua a medida que a frequência espacial aumenta, já que frequências espaciais altas representam objetos menores [2].

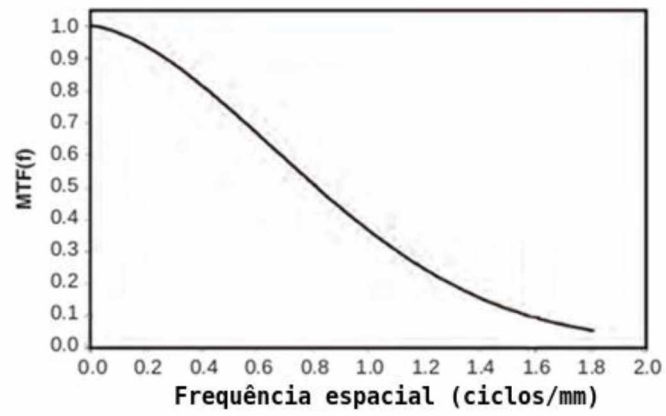


Figura 7: Função de Transferência de Modulação (MTF). Adaptada de [2].

3 METODOLOGIA

3.1 Modelo Geométrico

O modelo geométrico adotado consiste em uma camada homogênea, cuja espessura definida para cada material detector foi de $150\mu\text{m}$ para o Iodeto de Césio (CsI) [26] e $200\mu\text{m}$ para o Selênio amorfo (a-Se) [27], exceto nas simulações onde avaliou-se a influência da espessura do material detector na resolução espacial. O feixe de fótons empregado é estreito, polienergético e incide perpendicularmente no receptor, como mostra a Figura 8 (a).

Na interação da radiação com o material detector a energia é espalhada radialmente [13]. A fim de avaliar a dispersão da energia em função da distância radial, o receptor foi subdividido em anéis concêntricos, com incrementos de raio de $0.5\mu\text{m}$, como apresentado na Figura 8 (b) [15].

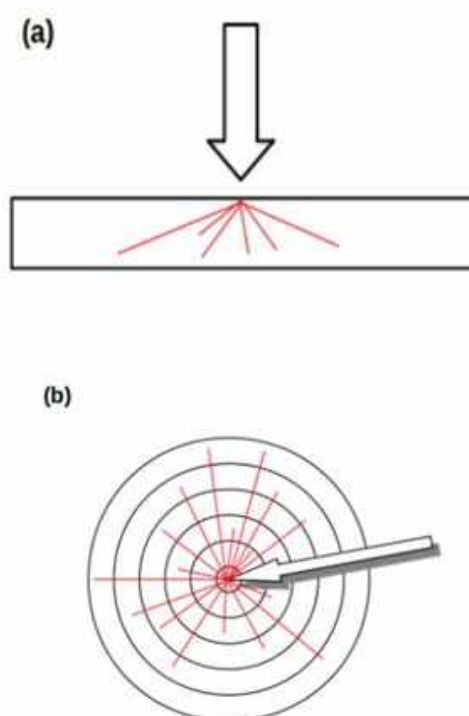


Figura 8: (a) Fótons de raios X incidindo perpendicularmente sobre o plano do receptor. (b) Visão superior do receptor seccionado por anéis concêntricos. A seta indica o ponto de incidência do feixe, e dispersão provocada por radiações secundárias.

A Função de dispersão pontual (PSF) do feixe incidente no receptor, $\rho(r)$, foi obtida como a energia depositada por unidade de massa de cada anel, em função da distância radial, r [15].

3.2 Espectros Utilizados

Os espectros de raios X mamográficos utilizados foram obtidos de Hernandez et al. [28] para anodos de Tungstênio (W) e Molibdênio (Mo), para potenciais do tubo entre 24kV e 36kV. Os feixes também foram atenuados pela filtração adicional, composta por filtros de 50 μ m de Ródio (Rh), 50 μ m de Prata (Ag) e 30 μ m de Molibdênio (Mo), como mostrado pela Figura 9, formando as combinações anodo/filtro de W/Rh, W/Ag e Mo/Mo, usualmente encontradas nos mamógrafos digitais [28].

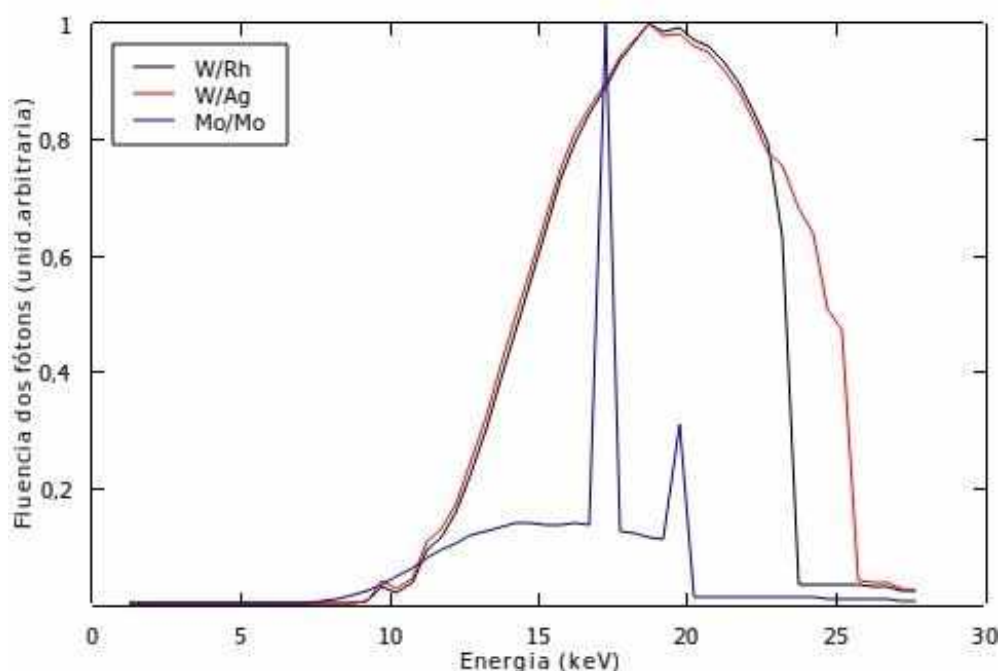


Figura 9: Espectros de Tungstênio filtrados por Ródio e por Prata e espectro de Molibdênio com filtro de molibdênio, para um potencial de 28 kV.

Os espectros também foram atenuados pela bandeja de compressão de 3mm de policarbonato, pela coluna de 60cm de ar [28] e por uma mama composta de 20% de tecido fibroglandular com duas camadas de pele, de 1.5mm de

espessura cada [29], e com diferentes espessuras de compressão, sendo essas 3cm, 5cm e 7cm [7].

3.3 Parâmetros da Simulação

O código PENELOPE versão 2008, é um pacote completo para realizar Simulações Monte Carlo do transporte de fótons e elétrons. Através dele é possível definir ampla faixa de energia para a simulação, de alguns keV até alguns GeV, e também implementar o material e a geometria de interesse [19].

As rotinas que compõem o código são genéricas e fornecem informações cabíveis para a simulação de problemas práticos, logo o usuário pode implementar os parâmetros que desejar usar em sua simulação. Foi utilizado o programa *pencil*, que realiza a simulação do transporte de radiação em geometrias cilíndricas de múltiplas camadas [19].

No programa *pencil* é necessária a configuração de um arquivo de entrada, com extensão *.in*, onde é possível definir valores para as variáveis de acordo com a necessidade do usuário. Na variável *SKPAR* é definido o tipo de partícula que a fonte emite, no caso o fóton, o espectro de energia é inserido na variável *SPECTR*, as coordenadas e a angulação da fonte são definidas pelas variáveis *SPOSIT* e *SCONE*, respectivamente. O arquivo com as informações sobre o material é inserido na variável *MFNAME*. A deposição de energia e a distribuição da dose em cada camada do cilindro são armazenadas na variável *DOSE2D*. E na variável *MSIMPA* são definidos os parâmetros que coordenam como será o transporte da radiação dentro do material, esses parâmetros são:

- E_{ABS} que é energia mínima que o fóton deve ter para que possa transitar dentro do material, definida em 1 keV;
- $C1$ e $C2$ que são parâmetros que definem o detalhamento da simulação, pois representam respectivamente a trajetória dos elétrons, provenientes das interações, entre os espalhamentos coerentes e a perda máxima de energia que ocorre na trajetória desses elétrons, em ambos os valores foram definidos em 0.05;
- W_{CC} e W_{CR} são os parâmetros de corte, cujo valor definido foi de 1keV para ambos, esse valor para W_{CC} representa o a energia

limite para que sejam consideradas apenas as colisões inelásticas e para W_{CR} representa a energia limite para que as emissões *Bremsstrahlung* sejam consideradas.

3.4 Determinação da Função de Transferência de Modulação

A partir da Função de Dispersão Pontual (PSF) obtida na simulação com o código PENELOPE, calculou-se a MTF aplicando-se a transformada de Hankel, H , sobre a PSF $\rho(r)$ [15]. Para realizar o cálculo, a Equação 4 foi escrita na forma integral, que representa a variação da frequência espacial a partir da dispersão da energia advinda das interações da radiação com o material detector [15]:

$$MTF(k) = 2\pi \int_0^{\infty} \rho(r) J_0(2\pi kr) r dr \quad (5)$$

Onde J_0 é a Função de Bessel de ordem zero e k é a frequência espacial. Considerou-se para k o intervalo de valores entre 0 e 50mm^{-1} [15].

4 RESULTADOS

4.1 Dependência da MTF com os espectros utilizados

Mantendo o potencial do tubo fixo em 28 kV, a MTF foi obtida para as combinações anodo/filtro Mo/Mo, W/Ag e W/Rh, para os receptores de CsI e a-Se. A Figura 10 mostra a dependência da MTF com a combinação anodo/filtro considerando as características físicas de cada receptor.

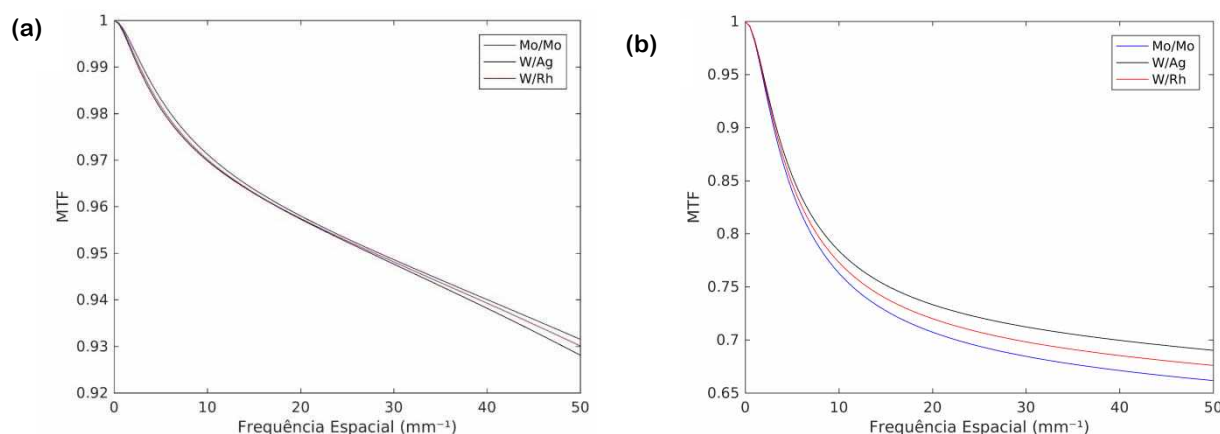


Figura 10: MTF para combinações anodo filtro W/Rh, W/Ag e Mo/Mo em 28 kV para: **(a)** Receptor de CsI, **(b)** Receptor de a-Se.

Para o receptor de CsI, Figura 10 (a), é possível notar que a MTF para a combinação de Mo/Mo mostra-se um pouco mais elevada que as obtidas para as combinações W/Rh e W/Ag, com diferença relativa de 2% em relação à MTF da combinação de W/Rh. No receptor de a-Se ocorre exatamente o contrário, a MTF para o Mo/Mo é mais baixa que as demais, apresentando diferença relativa de 3% em relação à MTF da combinação de W/Rh, como mostra a Figura 10 (b).

A borda de absorção K do Selênio é de 12,66 keV, como os fótons utilizados possuem energias acima deste valor, o efeito fotoelétrico produzirá radiação característica que será reabsorvida no receptor de a-Se, o que faz com que a MTF para o receptor de a-Se seja menor que a do receptor de CsI.

Os resultados apresentados na Figura 10 podem ser explicados pela diferença de energia média dos espectros para cada combinação anodo/filtro e para cada receptor. O espectro de raios X produzido pela combinação Mo/Mo na energia de 28 kV é composto basicamente por radiação característica, em contrapartida,

nessa mesma energia o espectro produzido pelas combinações de W/Rh e W/Ag tem caráter contínuo, composto pela emissão de radiação de freamento (*Bremsstrahlung*), como mostrado pela Figura 9, logo as combinações W/Rh e W/Ag apresentam energia média maior que a combinação Mo/Mo. Assim a proporção de interações dos fótons no receptor de CsI, por espalhamento Compton, relativa a absorção fotoelétrica é maior para as combinações W/Rh e W/Ag, ocasionando o aumento da dispersão espacial da energia do feixe e a consequente diminuição da resolução espacial das imagens. Já no receptor de a-Se a fluorescência dos raios X ocorre em todas as combinações anodo/filtro, mas no potencial de 28kV o Mo/Mo é a combinação que mais produzirá absorção fotoelétrica, e consequentemente, maior produção de radiação característica.

4.2 Dependência da MTF com o potencial aplicado ao tubo

A Figura 11 mostra a dependência da MTF com o potencial do tubo, para a combinação W/Rh, considerando o receptor de (a) CsI e (b) a-Se.

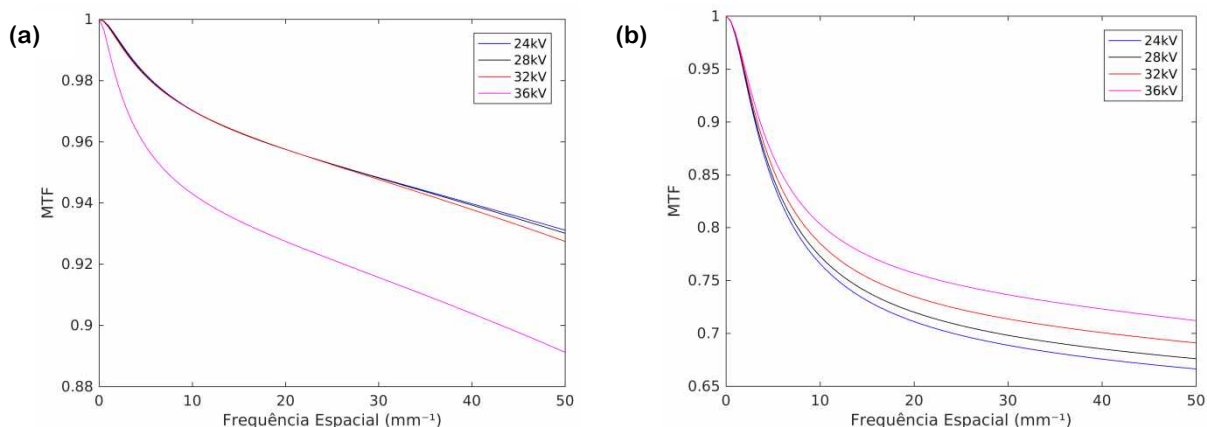


Figura 11: Dependência da MTF com a variação do potencial do tubo de raios X para a combinação anodo filtro de W/Rh, nos receptores: **(a)** Receptor de CsI, **(b)** Receptor de a-Se

É possível observar que para a combinação anodo/filtro de W/Rh o comportamento da MTF muda com o aumento do potencial. No receptor de CsI esse aumento do potencial tende a reduzir a MTF e no receptor de a-Se o aumento do potencial eleva proporcionalmente as curvas.

Para os dois tipos de receptores estudados, o potencial do tubo é um fator que influencia na MTF e conseqüentemente na resolução espacial das imagens. A redução ou aumento das curvas de MTF estão relacionados com a produção de fluorescência de raios X decorrente das interações fotoelétricas. Na Figura 11 (a) observa-se que a MTF apresenta pouca diferença entre as curvas de 24 a 32 kV, mas já em 36 kV a diferença relativa com a MTF em 32 kV é de 4% que é uma redução significativa dos valores da MTF, isso porque as energias da borda K de absorção para o Csl são de 33 keV e 36 keV, para os elementos Iodo e Césio, respectivamente. Assim, feixes de raios X com fótons acima dessas energias tenderão a produzir radiação característica, e parte dessa energia será reabsorvida no próprio receptor, degradando a qualidade da imagem [15].

Para o receptor de a-Se já acontece fluorescência dos raios X no receptor em todos os potenciais, pois todos os fótons utilizados possuem energia acima da borda de absorção K do Selênio, o que acontece é que a probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico é inversamente proporcional a energia do fóton, então no receptor de a-Se aumento da energia dos fótons favorece o espalhamento Compton e os fótons espalhados pelo efeito Compton tendem a sair do receptor, logo a MTF aumenta com a energia, como mostra a Figura 11 (b).

4.3 Dependência da MTF com a espessura do receptor

Para avaliar a dependência da MTF com o aumento da espessura do receptor, foi considerada a combinação anodo/filtro de W/Rh num potencial de 28 kV e cada um dos materiais receptores tiveram um aumento de 100 μm de espessura. A Figura 12 mostra a MTF para o receptor de Csl com espessuras de 150 e 250 μm e para o receptor de a-Se com espessuras de 200 e 300 μm .

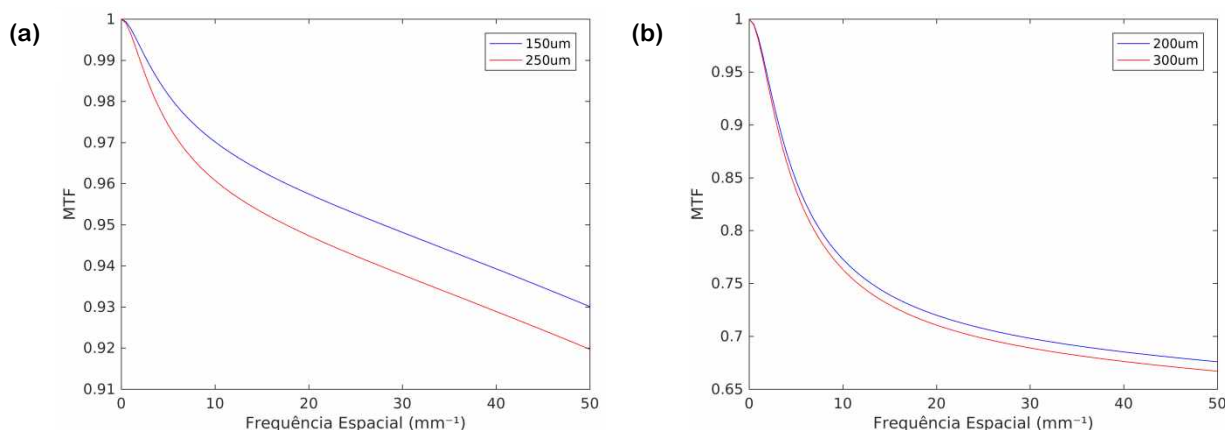


Figura 12: Dependência da MTF com a mudança da espessura dos receptores: **(a)** Receptor de CsI, **(b)** Receptor de a-Se

Em ambos os casos a MTF é reduzida com o aumento da espessura do material detector, mas para o CsI a redução é mais significativa para as frequências espaciais mais altas, que representam objetos menores. Neste caso a diferença relativa foi de 3%, como pode ser observado na Figura 12 (a). Já no receptor de a-Se, Figura 12 (b), a queda da MTF é mais “brusca” e apresentou menor diferença relativa (1%) para as frequências espaciais mais altas.

O aumento na espessura do receptor aumenta a proporcionalmente a ocorrência de interações secundárias o que consequentemente aumenta a probabilidade dos fótons serem reabsorvidos pelo receptor, isso provoca a redução da MTF e, portanto prejudica a resolução espacial e a qualidade da imagem final.

4.4 Dependência da MTF com a espessura da mama

A Figura 13 mostra a dependência da MTF com a atenuação do feixe pela mama composta por 20% de tecido glandular em diferentes espessuras, sendo essas 3, 5 e 7 cm, e considerando a combinação anodo/filtro de W/Rh em 28 kV.

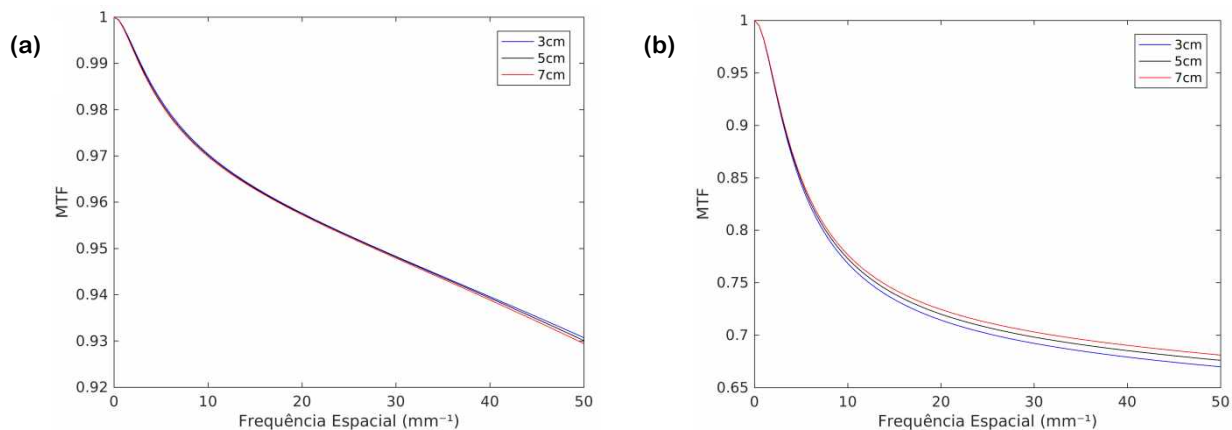


Figura 13: Dependência da MTF com a espessura de compressão de uma mama 20% glandular para os receptores: **(a)** Receptor de CsI, **(b)** Receptor de a-Se.

É possível observar na Figura 13 (a) que, para uma mesma combinação anodo/filtro e potencial do tubo, mesmo variando a espessura de compressão da mama, a MTF permanece praticamente a mesma. Para o receptor de CsI a atenuação do feixe pela mama e o conseqüente aumento da energia média do feixe, não causa alterações significativas na MTF, já que a diferença relativa entre as mamas menor que 1%. Já no receptor de a-Se esse aumento na energia média do feixe mostra um melhor desempenho para mamas mais espessas, já que essas provocam maior atenuação.

5 CONCLUSÕES

Os resultados apontam que a combinação anodo/filtro e a espessura do receptor apresentam influência considerável sob a MTF, ressaltando a importância da reabsorção da radiação característica como fator degradante no desempenho do receptor, acarretando perda de resolução espacial das imagens.

Observou-se também que apesar da atenuação pela mama causar o aumento da energia média do feixe e esta atenuação não provoca alterações significativas na MTF e, portanto não é um fator que acarretará perda de resolução espacial.

Os resultados mostram também que o receptor de conversão indireta, CsI, tem melhor desempenho quando os potenciais aplicados possuem energia abaixo da borda de absorção K, menores que 33keV, pois esses não provocam reabsorção característica no receptor. As energias utilizadas em mamografia digital estão acima da borda K do Selênio, favorecendo a reabsorção fotoelétrica em todos os casos analisados, como este efeito deletério à imagem, o receptor de a-Se mostra melhor desempenho com um aumento de energia, pois este aumento em conjunto com o menor número atômico do Selênio diminui a probabilidade de ocorrer interações fotoelétricas.

Como perspectiva futura, mais estudos poderão ser realizados acerca da MTF nos receptores digitais, incluindo outros efeitos secundários. Por exemplo, para o CsI podem ser desenvolvidos modelos que levem em consideração a dispersão de luz produzida pelo material cintilador, já que a detecção de luz visível emitida pode gerar um "borramento", que é um fator que degrada a resolução espacial das imagens. Além disso, outros fatores limitantes da resolução espacial, como a dimensão dos elementos detectores também poderão ser incorporados ao modelo desenvolvido nesse trabalho, a fim de se obter a MTF pré-amostragem.

REFERÊNCIAS

1. Lança, L., & Silva, A. Digital radiography detectors—A technical overview: Part 2. *Radiography*, 15(2), 134-138; 2009.
2. Bushberg, J. T., & Boone, J. M. *The essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams & Wilkins; 2011.
3. Sakellaris, T., Koutalonis, M., Spyrou, G., & Pascoal, A. A Monte Carlo study of the influence of focal spot size, intensity distribution, breast thickness and magnification on spatial resolution of an a-Se digital mammography system using the generalized MTF. *Physica Medica*, 30(3), 286-295; 2014.
4. Liaparinos, P. F., & Kandarakis, I. S. Overestimations in zero frequency DQE of x-ray imaging converters assessed by Monte Carlo techniques based on the study of energy impartation events. *Medical physics*, 38(7), 4440-4450; 2011.
5. Scaduto, D. A., Tousignant, O., & Zhao, W. Experimental characterization of a direct conversion amorphous selenium detector with thicker conversion layer for dual-energy contrast-enhanced breast imaging. *Medical physics*, 44(8), 3965-3977; 2017.
6. Madhav, P., Bowsher, J. E., Cutler, S. J., & Tornai, M. P. Characterizing the MTF in 3D for a quantized SPECT camera having arbitrary trajectories. *IEEE transactions on nuclear science*, 56(3), 661-670; 2009.
7. Zhao, B., & Zhao, W. Imaging performance of an amorphous selenium digital mammography detector in a breast tomosynthesis system. *Medical physics*, 35(5), 1978-1987; 2008.
8. Hu, Y. H., & Zhao, W. The effect of amorphous selenium detector thickness on dual-energy digital breast imaging. *Medical physics*, 41(11), 111904; 2014.
9. Hander, T. A., Lancaster, J. L., Kopp, D. T., Lasher, J. C., Blumhardt, R., & Fox, P. T. Rapid objective measurement of gamma camera resolution using statistical moments. *Medical physics*, 24(2), 327-334; 1997.
10. Velo, P., & Zakaria, A. Determining Spatial Resolution of Gamma Cameras Using MATLAB. *Journal of medical imaging and radiation sciences*, 48(1), 39-42; 2017.
11. Tyson, R. K., & Amtey, S. R. Practical considerations in gamma camera line spread function measurement. *Medical physics*, 5(6), 480-484; 1978.

12. Yun, S., Kim, H. K., Youn, H., Tanguay, J., & Cunningham, I. A. Analytic model of energy-absorption response functions in compound x-ray detector materials. *IEEE transactionson medical imaging*, 32(10), 1819-1828; 2013.
13. Boone, J. M., Seibert, J. A., Sabol, J. M., & Tecotzky, M. A Monte Carlo study of x-ray fluorescence in x-ray detectors. *Medical physics*, 26(6), 905-916. 1999.
14. Liaparinos, P., & Bliznakova, K. Monte Carlo performance on the x-ray converter thickness in digital mammography using software breast models. *Medical physics*, 39(11), 6638-6651; 2012.
15. Hajdok, G., Battista, J. J., & Cunningham, I. A. Fundamental x-ray interaction limits in diagnostic imaging detectors: Spatial resolution. *Medical physics*, 35(7Part1), 3180-3193; 2008.
16. Freed, M., Park, S., & Badano, A. A fast, angle-dependent, analytical model of CsI detector response for optimization of 3D x-ray breast imaging systems. *Medical physics*, 37(6Part1), 2593-2605; 2010.
17. M. Hunter, D., Belev, G., Kasap, S., & J. Yaffe, M. Measured and calculated K-fluorescence effects on the MTF of na amorphous-selenium based CCD x-ray detector. *Medical physics*, 39(2), 608-622; 2012.
18. Liaparinos, P. F., Kandarakis, I. S., Cavouras, D. A., Delis, H. B., & Panayiotakis, G. S. Modeling granular phosphor screens by Monte Carlo methods. *Medical physics*, 33(12), 4502-4514; 2006.
19. Salvat, F.; Fernandez-Varea, J. M.; Sempau, J. PENELOPE-2008: A code system for monte carlo simulation of electron and photon transport. *The Workshop Proceedings*, June, 2008.
20. Okuno, E.; Yoshimura, E. *Física das radiações*. Brasil: Oficina de Textos, 2010.
21. Attix, F. H. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. Alemanha: John Wiley & Sons, 2008.
22. Podgorsak, E. B. *Radiation physics for medical physicists*. Berlin, Germany: Springer, 2006.
23. W. R. Hendee e E. R. Ritenour, *Medical Imaging Physics*. New York, USA: John Wiley & Sons, Inc., 2002. doi: 10.1002/0471221155.
24. Bushong, Stewart. *Ciência radiológica para tecnólogos*. Elsevier Health Sciences, 2011.

25. Hajdok, G. et al. Signal and noise transfer properties of photoelectric interactions in diagnostic x-ray imaging detectors. *Medical physics*, v. 33, n. 10, p. 3601-3620, 2006.
26. Zhao, Wei, Goran Ristic, and J. A. Rowlands. "X-ray imaging performance of structured cesium iodide scintillators." *Medical physics* 31.9 (: 2594-2605; 2004
27. Zhao, Wei, and J. A. Rowlands. "Digital radiology using active matrix readout of amorphous selenium: Theoretical analysis of detective quantum efficiency." *Medical physics* 24.12: 1819-1833; 1997
28. Hernandez, A. M., Seibert, J. A., Nosratieh, A., & Boone, J. M. Generation and analysis of clinically relevant breast imaging x-ray spectra. *Medical physics*, 44(6), 2148-2160; 2017.
29. Yaffe, M. J., Boone, J. M., Packard, N., Alonzo-Proulx, O., Huang, S. Y., Peressotti, C. L., & Brock, K. The myth of the 50-50 breast. *Medical physics*, 36(12), 5437-5443; 2009.