

Universidade Federal de Uberlândia
Instituto de Física

Thamye Dias Martins Santos

**Determinação do perfil da radiação espalhada em mamografia
digital utilizando simulações Monte Carlo**

Uberlândia
2024

Thamye Dias Martins Santos

Determinação do perfil da radiação espalhada em mamografia digital utilizando simulações Monte Carlo

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal de Uberlândia como parte dos requisitos necessários para a obtenção do Título de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Prof. Dr. Diego Merigue da Cunha

Uberlândia

2024

Agradecimentos

Agradeço a Deus por ter me sustentado até aqui, diante de todas as dificuldades.

À minha família que me apoiou, em especial aos meus tios Diego e Sibebe, minha madrinha Luciana, meu irmão Daniel e meus primos Swellen e Anderson, por sonharem comigo durante toda a caminhada.

Aos meus avós Márcia e Wolney, que infelizmente partiram antes de ver esse sonho concretizado, mas mesmo não estando mais presentes, me formaram como ser humano e me ensinaram tudo da vida. Vocês vibraram e sonharam comigo todas as etapas que estiveram presentes, esta conquista é para vocês, espero que estejam felizes!

Ao meu noivo Breno, que me apoiou e vibrou com cada conquista que alcancei e me trouxeram até aqui, obrigada por deixar a caminhada mais leve. Obrigada por me dar de presente sua família, David e Taynara, que fizeram parte dessa jornada.

Aos amigos da graduação, especialmente Giovanna, Arthur, Fernanda e Victor, por todos os cafés juntos que me acalmaram nessa trajetória.

Aos meus amigos da vida, que são a família que escolhi.

Aos meus professores, que me ensinaram muito além da academia.

Ao meu orientador Prof. Dr. Diego Merigue, que me ensinou muito mais que uma profissão, me ensinou sobre a vida. Obrigada pelos conselhos, apoio e direcionamento ao longo dos anos.

Resumo

A mamografia é o exame de imagem indicado para rastreamento e diagnóstico precoce do câncer de mama. No processo de formação da imagem, parte da radiação empregada é espalhada e atinge o receptor, o que degrada a qualidade e resolução da imagem final e compromete o diagnóstico. Compreender o perfil de distribuição do espalhamento é fundamental para a criação e aprimoramento das técnicas de pós-processamento usadas na correção da imagem em mamografia. Neste estudo, foram utilizadas simulações Monte Carlo para mapear o perfil de distribuição da radiação espalhada sobre os receptores de imagem em mamografia digital, para mamas de espessuras entre 2 e 8 cm, de composições 50% glandular e 50% adiposa (50-50), 20-80 e 0-100, considerando o potencial do tubo variando de 24 a 32 kV. A partir dos resultados obtidos nas simulações, foi possível calcular os parâmetros a razão espalhamento/primário (SPR) e extensão radial média (k), que caracterizam a radiação espalhada. Os parâmetros obtidos indicam que mamas mais espessas provocam maior deposição de radiação espalhada sobre o receptor, como também, apresentam curvas de espalhamento de maior largura e decaimento mais lento que das mamas finas. Os valores de SPR e k apresentaram comportamento crescente com a espessura da mama, apontando que dentre os fatores analisados, a espessura é o fator que mais influencia na mudança da distribuição da radiação espalhada, de modo que mamas mais espessas são submetidas aos maiores efeitos deletérios do espalhamento. Os resultados obtidos podem ser utilizados no desenvolvimento de filtros de processamento de imagem, tendo em vista o aumento da precisão dos diagnósticos por meio da mamografia.

Palavras-Chave: Mamografia, Espalhamento, Monte Carlo

Abstract

Mammography is the imaging technique recommended for screening and early diagnosis of breast cancer. In the process of image formation, part of the radiation used is scattered and reaches the receptor, degrading the quality and resolution of the final image, compromising diagnosis. Understanding the profile of scattered radiation distribution is essential for the development and enhancement of post-processing techniques used in mammography image correction. In this study, Monte Carlo simulations were used to map the scatter distribution profile on digital mammography receptors, for breasts with thicknesses ranging from 2 to 8 cm, compositions of 50% glandular and 50% adipose tissue (50-50), 20-80, and 0-100, considering tube potentials ranging from 24 to 32 kV. Based on the simulation results, it was possible to calculate parameters such as the scatter-to-primary ratio (*SPR*) and mean radial extent (*k*), which characterize the scattered radiation. The parameters obtained indicate that thicker breasts lead to greater deposition of scattered radiation on the receptor, and they exhibit broader scatter profiles and slower decay compared to thinner breasts. *SPR* and *k* values showed an increasing behavior with breast thickness, suggesting that among the analyzed factors, thickness most significantly influences changes in scatter radiation distribution, such that thicker breasts are subjected to greater deleterious effects of scatter. These findings can be used in the development of image processing filters aimed at enhancing the accuracy of diagnoses through mammography.

Keywords: Mammography, Scattering, Monte Carlo

Lista de figuras

Figura 1 – Predominância dos modos de interação de acordo com energia e número atômico do meio absorvedor. Fonte: Retirada de [OKUNO; YOSHIMURA, 2016]	11
Figura 2 – Representação do espalhamento Rayleigh. Fonte: Adaptada de [KHAN, 2010]	12
Figura 3 – Representação do espalhamento Compton. Fonte: Adaptada de [KHAN, 2010].	12
Figura 4 – Representação do efeito fotoelétrico. Fonte: Adaptada de [KHAN, 2010]. . .	14
Figura 5 – Representação da seção de choque para o efeito fotoelétrico para o chumbo, em função da energia da radiação, com ilustração das bordas de absorção das camadas K e L. Fonte: Retirada de [TAUHATA et al., 2003].	14
Figura 6 – Representação do equipamento de mamografia digital. Fonte: Adaptada de [BUSHBERG; BOONE, 2011]	15
Figura 7 – Ilustração do efeito heel. Fonte: Adaptada de [BUSHBERG; BOONE, 2011]	16
Figura 8 – Estrutura da mama. Fonte: Adaptada de [American Cancer Society, 2021] .	17
Figura 9 – Comparação da atenuação entre os tecidos mamários. Fonte: Adaptada de [BUSHBERG; BOONE, 2011]	18
Figura 10 – Estrutura geométrica do mamógrafo simulado. Fonte: Autoria própria. . . .	21
Figura 11 – Espectro de 28 keV, onde a fluência apresentada é referente às condições de distância fonte-receptor de 668 mm e kerma no ar de 1 mGy. Fonte: Adaptada de [HERNANDEZ et al., 2017]	21
Figura 12 – Representação da <i>PSF</i> em sua forma rotacional em 3D à esquerda, e à direita sua representação bidimensional. Fonte: Adaptada de [BUSHBERG; BOONE, 2011]	22
Figura 13 – Perfil de $D(r)$ para mamas de espessuras diferentes	24
Figura 14 – Perfil de $D(r)$ para diferentes valores de potencial do tubo	25
Figura 15 – Perfil de $D(r)$ para mamas de diferentes glandularidades	25
Figura 16 – Valores de <i>SPR</i> e <i>k</i> para diferentes condições de simulação	26

Lista de tabelas

Tabela 1 – Fração de cada elemento de acordo com a glandularidade de mama [HAM-MERSTEIN et al., 1979]	22
---	----

Sumário

1	INTRODUÇÃO	8
1.1	Objetivos	9
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	10
2.1	Radiação	10
2.1.1	Interação da radiação X e γ com a matéria	10
2.1.1.1	Espalhamento Coerente ou Rayleigh	11
2.1.1.2	Espalhamento Incoerente ou Compton	12
2.1.1.3	Efeito Fotoelétrico	13
2.2	Mamografia	14
2.3	Tecido Mamário	17
3	METODOLOGIA	19
3.1	Método Monte Carlo	19
3.1.1	Código PENELOPE	19
3.2	Modelo Geométrico	20
3.2.1	Espectro de raios X	21
3.2.2	Composição do tecido mamário	21
3.3	Cálculo dos parâmetros de espalhamento	22
4	RESULTADOS	24
5	CONCLUSÕES	28
	REFERÊNCIAS	29

1 Introdução

O câncer é um dos principais problemas de saúde pública em todo o mundo, na maioria dos países, representa a primeira ou segunda causa de morte antes dos 70 anos, e estima-se que uma em cada cinco pessoas terão câncer ao longo da vida [SUNG et al., 2021]. Quando se trata da população feminina o câncer de mama é o mais incidente no mundo todo, com cerca de 2,3 milhões de casos novos. No Brasil, foi estimado para os anos de 2023 a 2025 cerca de 73610 novos casos por ano, que significa uma taxa ajustada (pela população-padrão mundial) de 41,89 casos a cada 100 mil mulheres [SANTOS et al., 2023]. Por se tratar de uma doença multifatorial, fatores biológicos, ambientais, comportamentais e genéticos influenciam na probabilidade de desenvolvimento da doença, entretanto, o envelhecimento é o principal fator de risco pois está relacionado ao acúmulo dos outros fatores, especialmente após os 50 anos [SILVA; SILVA, 2005; ADAMI; HUNTER; TRICHOPOULOS, 2008; INTERNATIONAL, 2018].

O prognóstico da doença está relacionado com o estágio de detecção, quando diagnosticado precocemente maior é a probabilidade de tratamento bem-sucedido e cura [TROTTER et al., 2002]. Visando o diagnóstico precoce e o melhor prognóstico, o Ministério da Saúde indica o rastreamento de mulheres entre 50 e 69 anos, por meio da realização de exames em população sem sinais e histórico de câncer de mama, para identificar alterações sugestivas e encaminhar para investigação diagnóstica [ORGANIZATION, 2007]. O exame de imagem mais indicado para rastreamento e diagnóstico precoce é a mamografia [TROTTER et al., 2002].

A mamografia é a radiografia da mama, mas diferentemente da radiografia tradicional, utiliza radiação de baixa energia para acentuar o contraste na mama. Para que a imagem resultante forneça um resultado preciso, é preciso que o sistema de geração dos raios X e sistema de detecção sejam para uso exclusivo deste fim, por isso, são usados mamógrafos dedicados [BUSHBERG; BOONE, 2011]. A imagem é formada a partir das variações entre os coeficientes de atenuação dos tecidos presentes na mama, que incluem tecido glandular e adiposo, bem como suas respectivas espessuras. Em outras palavras, por ser atenuado de forma diferente por cada tecido à medida que percorre o tecido mamário, o feixe chega em diferentes regiões do receptor com intensidades diferentes, promovendo a diferença de contraste [TROTTER et al., 2002].

Ao penetrar no tecido mamário, o feixe de raios X pode interagir com o tecido por meio do espalhamento Rayleigh, efeito fotoelétrico e espalhamento Compton, cada um deles provocará uma alteração diferente no fóton incidente [BUSHBERG; BOONE, 2011]. O efeito fotoelétrico é o efeito responsável para a formação da imagem, nele ocorre a absorção do fóton que transfere toda energia no meio. No espalhamento Rayleigh, o fóton

sofrerá uma pequena mudança de direção, sem que ocorra deposição de energia no meio. O espalhamento Compton resulta no espalhamento do fóton incidente e transferência parcial de sua energia para o meio [OKUNO; YOSHIMURA, 2016]. Os fótons que sofreram espalhamento produzem um sinal espalhado que será detectado em local diferente da origem, causando uma perda de contraste e resolução da imagem, prejudicando a análise da imagem final [TROTTER et al., 2002].

Tradicionalmente, eram utilizadas grades antiespalhamento para reduzir, de forma física, a fração do feixe espalhado que foi transmitido. Entretanto, tais grades não resolvem o problema de forma completa, pois causam a redução de uma fração do feixe primário (não atenuado) e permitem a transmissão de certa parcela da radiação espalhada [BINST et al., 2015; MARIMÓN et al., 2017]. O advento da mamografia digital permitiu que se pensasse em uma alternativa para a solução dos problemas que a grade apresentava limitações para resolver. Foram desenvolvidos estudos que apontavam a possibilidade de remoção do sinal da radiação espalhada por meio de pós-processamento, aplicando filtros baseados em algoritmos de deconvolução e estimativa do sinal primário [FIESELMANN et al., 2013; TROTTER et al., 2002; MARIMÓN et al., 2017].

Para o desenvolvimento e aprimoramento de tais filtros, é necessário analisar como a radiação espalhada afeta o receptor de imagem, utilizando parâmetros que quantifiquem esse fenômeno de espalhamento [SALVAGNINI et al., 2012]. Dentre os parâmetros que podem ser calculados, estão a razão espalhamento/primário, SPR , que apresenta a razão entre a energia da radiação espalhada e a energia do feixe primário, bem como a extensão radial média, k , que analisa como o espalhamento está distribuído espacialmente considerando a distância radial a partir do feixe principal. Para a obtenção de tais parâmetros, podem ser empregadas simulações computacionais por meio do método Monte Carlo, que simula o transporte da radiação em um meio através de uma abordagem estatística dos eventos que podem acontecer com a radiação em sua trajetória, permitindo assim analisar o perfil espacial de deposição da radiação espalhada sobre o receptor de imagem em mamografia digital.

1.1 Objetivos

O objetivo geral deste trabalho é obter o perfil de espalhamento da radiação sobre o receptor de imagem em mamografia digital, utilizando simulações Monte Carlo. A análise desses perfis será realizada por meio dos parâmetros SPR e k , os quais permitirão avaliar como alterações na composição e espessura da mama, bem como a energia escolhida, interferem nas características da deposição da radiação espalhada sobre o receptor.

2 Fundamentação teórica

2.1 Radiação

Radiação é um tipo de energia emitida por uma fonte, na forma de partículas ou ondas eletromagnéticas, que se propaga em um meio material ou vácuo [OKUNO; YOSHIMURA, 2016]. Ao penetrar e interagir com o meio, a radiação pode causar excitação atômica, processo em que elétrons são elevados a um nível de energia mais alto mas conseguem retornar ao estado original emitindo a energia recebida na forma de luz ou raios X característicos, ou ionização, que é a remoção do elétron atômico de seu orbital [TAUHATA et al., 2003].

Pode ser classificada de acordo com sua capacidade de ionizar o meio absorvedor, como ionizante e não-ionizante. A radiação ionizante é aquela que possui energia que excede o potencial de ionização dos átomos e moléculas do meio, e pode ser classificada como direta e indiretamente ionizante [PODGORŠAK et al., 2006].

A radiação diretamente ionizante diz respeito às partículas carregadas, como elétrons, pósitrons, prótons e partículas α , as quais interagem com os elétrons do meio através das interações coulombianas. Já a radiação indiretamente ionizante, diz respeito às partículas neutras, como os nêutrons, raios X e γ , as quais interagem em duas etapas, transferindo primeiramente sua energia a um elétron do meio absorvedor e este se torna responsável por gerar novas ionizações [PODGORŠAK et al., 2006].

2.1.1 Interação da radiação X e γ com a matéria

Os fótons de raios X e γ possuem caráter ondulatório, não possuem carga nem massa e são considerados indiretamente ionizantes, por conta de tais características, podem penetrar em um meio material e percorrer grandes espessuras sem interagir. As interações se tratam dos processos nos quais os fótons têm sua energia e/ou direção de propagação alterada, e são consideradas eventos aleatórios, portanto, só é possível falar da sua probabilidade de ocorrência, também conhecida como seção de choque [TAUHATA et al., 2003].

À medida que o fóton passa por um meio absorvedor, ele é atenuado seguindo uma lei exponencial, mostrada na equação 2.1, a qual varia com o número de partículas iniciais (N_0), a espessura do material atravessado pelo feixe (x) e o coeficiente de atenuação linear (μ), o qual está relacionado com a seção de choque de interação do fóton com o meio [OKUNO; YOSHIMURA, 2016].

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (2.1)$$

A atenuação do fóton acontece por cinco tipos de interação que são, espalhamento coerente ou Rayleigh, espalhamento incoerente ou Compton, efeito fotoelétrico, produção de pares e fotodesintegração [KHAN, 2010]. Contudo, na faixa de energia utilizada na radiologia diagnóstica, serão considerados apenas os três primeiros modos e, cada um deles possui seu próprio coeficiente de atenuação, de modo que o coeficiente de atenuação total, é dado pela equação 2.2,

$$\mu = \sigma_{Rayleigh} + \tau + \sigma_{Compton} \quad (2.2)$$

onde $\sigma_{Rayleigh}$, τ e $\sigma_{Compton}$ são, respectivamente, os coeficientes de atenuação do espalhamento Rayleigh, efeito fotoelétrico e espalhamento Compton [KHAN, 2010]. E, a predominância de cada um desses efeitos como modo de interação, será dependente da faixa de energia e do número atômico do meio absorvedor, conforme visto na figura 1.

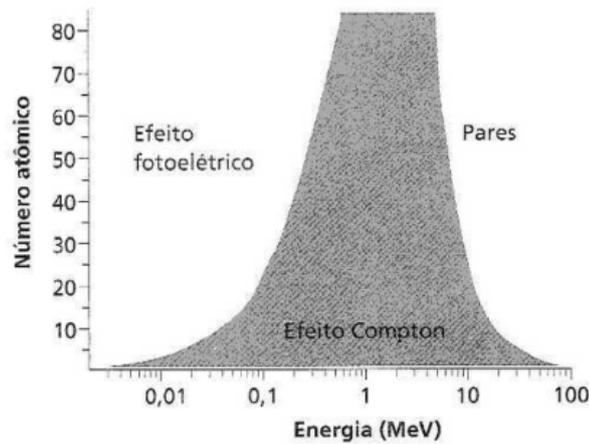


Figura 1 – Predominância dos modos de interação de acordo com energia e número atômico do meio absorvedor. Fonte: Retirada de [OKUNO; YOSHIMURA, 2016]

2.1.1.1 Espalhamento Coerente ou Rayleigh

O Espalhamento Coerente, também conhecido como Efeito Rayleigh, tem como característica principal a interação do fóton com o átomo como um todo, sem que haja deposição de energia no meio. A única energia perdida no processo é aquela cedida ao recuo do núcleo, necessária para a conservação do momento [OKUNO; YOSHIMURA, 2016]. Esta interação equivale ao processo de uma onda eletromagnética incidindo próxima a um átomo, provocando uma oscilação momentânea nos elétrons orbitais com a mesma frequência dessa onda. Estes elétrons oscilantes, por sua vez, emitem radiação de mesmo comprimento de onda da onda incidente [JOHNS; CUNNINGHAM et al., 1983]. Ou seja, os fótons espalhados possuem o mesmo comprimento de onda do incidente, conforme visto na figura 2 [KHAN, 2010].

A seção de choque para o Espalhamento Coerente ($\sigma_{Rayleigh}$) depende tanto da energia do fóton incidente, quanto do número atômico do meio, conforme apresentado na equação

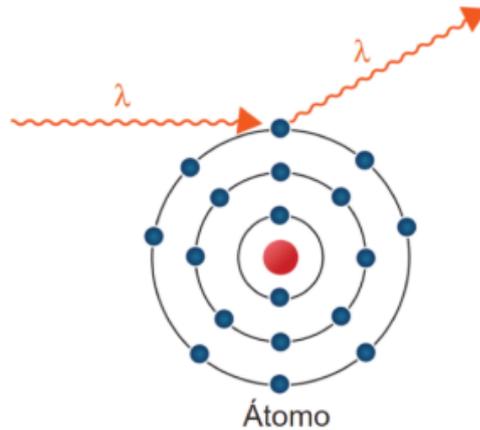


Figura 2 – Representação do espalhamento Rayleigh. Fonte: Adaptada de [KHAN, 2010]

2.3. Para fótons de baixa energia, normalmente abaixo de 10keV, incidentes em átomos de maior número atômico, maior a probabilidade de ocorrência deste espalhamento.

$$\sigma_{Rayleigh} \propto \left(\frac{Z}{h\nu}\right)^2 \quad (2.3)$$

2.1.1.2 Espalhamento Incoerente ou Compton

O Espalhamento Compton se trata da colisão entre o fóton incidente e um elétron livre em repouso no material. Diz-se que o elétron livre é aquele elétron fracamente ligado, ou seja, que possui energia de ligação muito menor que a energia do fóton incidente. Nessa interação, uma parte da energia do fóton incidente é convertida em energia cinética para o elétron ejetado e o restante será a energia do fóton espalhado, que terá comprimento de onda diferente do fóton inicial, visto na figura 3. Em 1922, A. H. Compton demonstrou que tal mudança do comprimento de onda do fóton tinha como principal dependência o ângulo de espalhamento [OKUNO; YOSHIMURA, 2016].

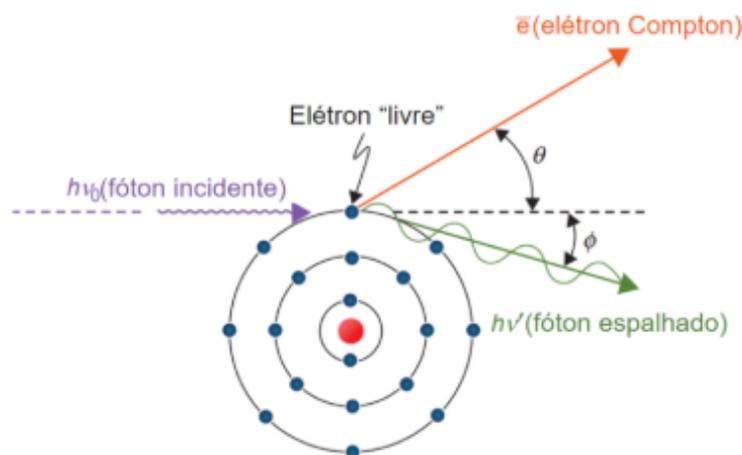


Figura 3 – Representação do espalhamento Compton. Fonte: Adaptada de [KHAN, 2010].

Como se trata da colisão entre duas partículas, fóton e elétron, podem ser aplicadas as

leis de conservação de energia e momento, as quais permitem descrever a energia do fóton espalhado ($h\nu'$) a partir da energia do fóton incidente ($h\nu$), do ângulo de espalhamento (ϕ) e da massa de repouso do elétron (0,511 MeV), apresentada na equação 2.4 [KHAN, 2010].

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}(1 - \cos\phi)} \quad (2.4)$$

A expressão de Klein-Nishina descreve a seção de choque diferencial do efeito Compton por unidade de ângulo sólido e por elétron, $d\sigma_e/d\Omega_\phi$, visto na equação 2.5,

$$\frac{d\sigma_e}{d\Omega_\phi} = \frac{r_0^2}{2} \left(\frac{h\nu'}{h\nu} \right)^2 \left(\frac{h\nu}{h\nu'} + \frac{h\nu'}{h\nu} - \sin^2\phi \right) \quad (2.5)$$

onde $r_0=2,818.10^{-15}\text{m}$ é o raio clássico do elétron, $h\nu$ e $h\nu'$ são, respectivamente, a energia do fóton incidente e espalhado e, ϕ é o ângulo de espalhamento [ATTIX, 2008]. Conforme observado, a seção de choque eletrônica, σ_e , é independente do número atômico Z do meio. Entretanto, a seção de choque atômica, σ_a , depende linearmente, sendo dada por $\sigma_a = Z.\sigma_e$, desde que os elétrons possuam energia de ligação muito menor que a energia do fóton incidente [ATTIX, 2008].

2.1.1.3 Efeito Fotoelétrico

O Efeito Fotoelétrico diz respeito à interação entre o fóton e o átomo, na qual o fóton é absorvido pelo meio e desaparece, transferindo integralmente sua energia a um elétron orbital, que é ejetado com energia bem definida, dada pela equação 2.6,

$$E_C = h\nu - B_e \quad (2.6)$$

onde E_c é a energia cinética do elétron ejetado, $h\nu$ é a energia do fóton incidente e B_e é a energia de ligação do elétron orbital [KHAN, 2010]. Após a ejeção do elétron, uma vacância é criada, deixando o átomo excitado. Essa lacuna pode ser preenchida por um elétron de uma camada mais externa e a diferença entre as energias de ligação eletrônica pode ser emitida na forma de raios X característicos ou elétrons Auger, como mostrado na figura 4 [KHAN, 2010].

Esta interação acontece preferencialmente com os elétrons das camadas K, L e M, e o fóton incidente deve ter energia ligeiramente maior que a energia de ligação de tais elétrons, a fim de aumentar a probabilidade de ocorrência deste efeito [KHAN, 2010]. Sua seção de choque (τ), mostrada na equação 2.7, depende fortemente da energia do fóton incidente ($h\nu$) e do número atômico do meio (Z); para baixas energias, isto é, entre 10 e 100 keV, e para altos valores de Z , maior a probabilidade de ocorrência de efeito fotoelétrico [TAUHATA et al., 2003].

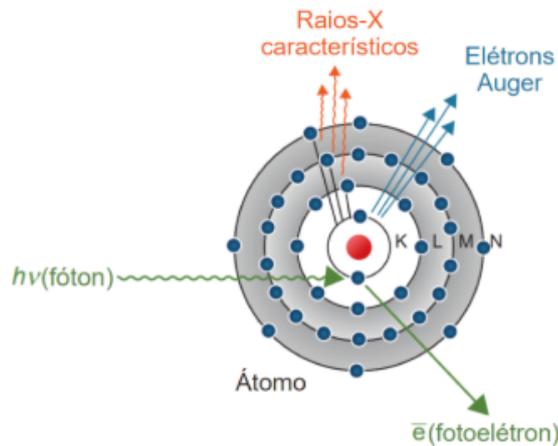


Figura 4 – Representação do efeito fotoelétrico. Fonte: Adaptada de [KHAN, 2010].

$$\tau \propto \frac{Z^4}{(h\nu)^3} \quad (2.7)$$

À medida que a energia do fóton aumenta, a seção de choque decresce, contudo, quando a energia do fóton se iguala à energia de ligação da camada K ou L, a seção de choque apresenta um aumento abrupto, e recebe o nome de borda de absorção, observada na figura 5. Ou seja, a seção de choque é máxima quando $h\nu$ é igual à B_e [TAUHATA et al., 2003].

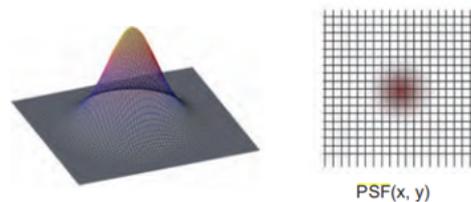


Figura 5 – Representação da seção de choque para o efeito fotoelétrico para o chumbo, em função da energia da radiação, com ilustração das bordas de absorção das camadas K e L. Fonte: Retirada de [TAUHATA et al., 2003].

Por se tratar de um efeito de absorção que depende fortemente do número atômico do meio absorvedor, o efeito fotoelétrico é a base da radiologia diagnóstica, sendo o modo de interação responsável pelo contraste nas imagens. Afinal, os tecidos que compõem o corpo humano possuem diferentes valores de Z , o que provoca uma diferenciação nos modos de absorção dos raios X em cada meio, permitindo a visualização de diferentes estruturas nas imagens diagnósticas [KHAN, 2010].

2.2 Mamografia

A mamografia é o exame de imagem designado para detectar patologias no tecido mamário, principalmente câncer de mama em estágios iniciais, com o intuito de aumen-

tar as chances de tratamento bem sucedido e obter um melhor prognóstico da doença [BUSHBERG; BOONE, 2011]. O mamógrafo é um tipo especial de aparelho de raios X, que emprega radiação de baixa energia para acentuar o contraste entre os tecidos que compõem a mama, afinal, a diferença entre os coeficientes de atenuação linear do tecido glandular sadio e o canceroso são mínimas [BUSHBERG; BOONE, 2011].

Desse modo, o exame precisa ser altamente sensível às diferenças de contraste, entregando a menor dose possível ao paciente e com resolução capaz de detectar microcalcificações. Tendo em vista essas necessidades específicas da mamografia, é preciso que o mamógrafo seja um aparelho dedicado e possua tubos de raios X especializados, bandejas de compressão mamária, grades antiespalhamento e detectores de raios X com alta resolução espacial, conforme observado na figura 6 [BUSHBERG; BOONE, 2011].

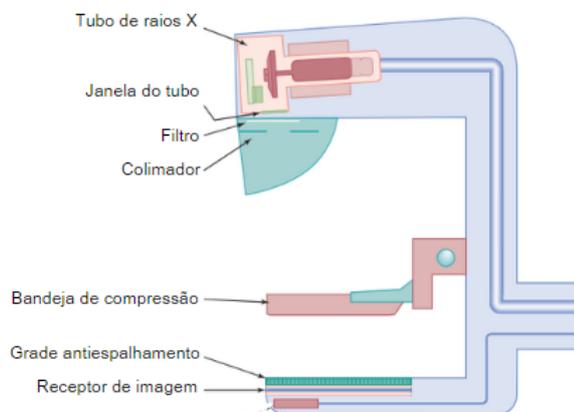


Figura 6 – Representação do equipamento de mamografia digital. Fonte: Adaptada de [BUSHBERG; BOONE, 2011]

O tubo de raios X do mamógrafo é composto por cátodo (polo negativo, emite elétrons quando é aquecido por efeito termiônico) e anodo (polo positivo, que irradia calor e contém o alvo), assim como o tubo de raios X convencional, contudo, estes dois tipos apresentam diferença ao considerar a tensão de operação, que no mamógrafo é abaixo de 40 kV. Para produzir pontos focais (área do alvo do qual são emitidos os raios X) de tamanhos diferentes, 0,3 e 0,1 mm, o tubo de raios X é composto por dois filamentos, os quais são submetidos a diferentes correntes a fim de limitar a corrente do tubo, para não superaquecer os alvos do anodo [BUSHBERG; BOONE, 2011].

Normalmente, o alvo do tubo de raios X do mamógrafo é fabricado com molibdênio (Mo), ródio (Rh) ou tungstênio (W), por possuírem elevado número atômico ($Z_{Mo} = 42$, $Z_{Rh} = 45$ e $Z_W = 74$), o que favorece a produção de radiação de freamento, ademais, os raios X característicos da camada K do Mo e Rh possuem energia que está na faixa utilizada nos exames da mama, fator importante quando se utilizam detectores tela-filme [BUSHBERG; BOONE, 2011].

Entretanto, com o advento de detectores digitais, o W tem se tornado a escolha preferencial, pois possui maior Z e, conseqüentemente, maior eficiência na produção de radiação

de freamento, além de boa condutividade térmica e alto ponto de fusão. O anodo é do tipo rotatório, para facilitar a dissipação do calor no ponto focal para evitar danos na estrutura, afinal, mais de 99% da energia cinética dos elétrons que chega ao anodo é convertida em calor [BUSHBERG; BOONE, 2011].

Por possuir anodo angulado, o feixe de raios X produzido pelo ponto focal acaba sofrendo o efeito heel, conhecido também como efeito anódico, que se trata da atenuação do feixe na direção do anodo. Ou seja, o feixe que sai em direção ao cátodo possui intensidade mais elevada. Isto é importante para a mamografia pois como a mama possui formato cônico, é importante que a intensidade da radiação do lado da parede torácica seja maior que aquela direcionada ao mamilo. Portanto, a parte mais espessa da mama é posicionada abaixo do catodo, a fim de igualar a intensidade dos raios X que atingem o receptor de imagem, como visto na figura 7 [BUSHBERG; BOONE, 2011].

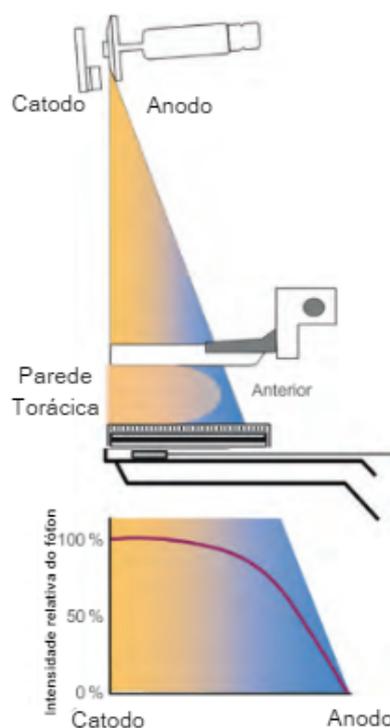


Figura 7 – Ilustração do efeito heel. Fonte: Adaptada de [BUSHBERG; BOONE, 2011]

A janela do tubo de raios X é constituída de berílio ($Z_{Be} = 4$), com espessura que varia entre 0,5-1 mm, permitindo a passagem de praticamente todo raio X produzido, com exceção daqueles com energia menor que 5 keV. Os filtros adicionais ao tubo de raios X exercem papel importante na modificação do espectro da radiação de freamento, pois removem a tanto a parcela de mais alta energia quanto a mais baixa, transmitindo aquela que será importante na formação da imagem. Normalmente, os filtros são compostos por molibdênio, ródio ou prata, os quais possuem energias da borda de absorção da camada K entre 20-27 keV e podem ser moldados em folhas finas e uniformes [BUSHBERG; BOONE, 2011].

O colimador é formado por estruturas metálicas e tem como função limitar o campo de incidência da radiação. Para evitar que o paciente sofra uma exposição desnecessária nos pulmões e tronco, e garantir que a imagem inclua todo o tecido mamário, é preciso garantir o alinhamento do tubo de raios X e o colimador, de modo que o eixo central do feixe seja perpendicular ao plano do receptor de imagem [BUSHBERG; BOONE, 2011]

Outro fator importante da mamografia é a compressão da mama, a qual é realizada por uma bandeja de compressão de policarbonato, que auxilia na imobilização da mama, além de tornar a espessura uniforme, reduzir a sobreposição de estruturas e diminuir o espalhamento da radiação. Como o espalhamento é prejudicial para a resolução da imagem, também podem ser utilizadas grades antiespalhamento, que reduzem a fração da radiação espalhada que atinge o receptor de imagem [BUSHBERG; BOONE, 2011].

O receptor de imagem no mamógrafo digital é um dispositivo que capta os fótons que não foram absorvidos pela mama e os converte em sinal elétrico, que serão captados por detectores. Em seguida, ocorre a aquisição da imagem, que será processada, arquivada e, por fim, exibida. Normalmente, os receptores são constituídos de Iodeto de Césio (CsI) ou Selênio amorfo (aSe) [BUSHBERG; BOONE, 2011].

2.3 Tecido Mamário

As mamas são constituídas por tecido glandular e adiposo, e estão depositadas sobre o músculo peitoral maior e ligadas a ele por tecido conjuntivo. O tecido glandular é composto por células epiteliais que fornecem a estrutura de tecido conjuntivo que sustenta o epitélio. Enquanto o tecido adiposo está entremeado aos lóbulos mamários de forma heterogênea [ABRAMSON et al., 2007], conforme visto na figura 8.

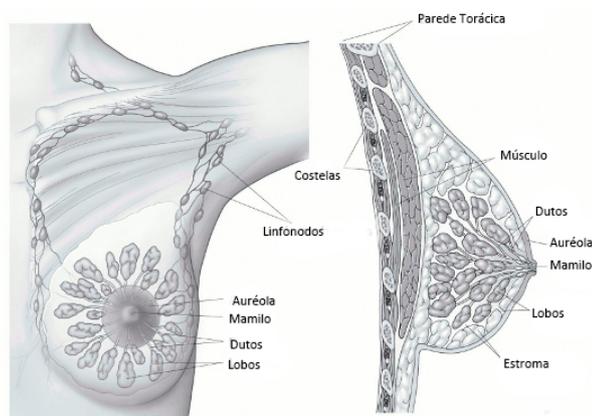


Figura 8 – Estrutura da mama. Fonte: Adaptada de [American Cancer Society, 2021]

Ao nascer, as mulheres apresentam glândulas mamárias subdesenvolvidas, mas com a puberdade, iniciam seu desenvolvimento. Com o aumento da produção de estrogênio pelos ovários, ocorre o amadurecimento do sistema ductal, aumento e pigmentação da auréola e mamilo e deposição de gordura [ICRP, 2002]. Estudos realizados com dados de

exames mamográficos e ressonância magnética, indicam que 40% da massa da mama é composta por tecido glandular, e supõe-se que a mama lactante apresente um percentual mais elevado, dado que os reservatórios estão ocupados com leite [ICRP, 2002].

A densidade da mama é alterada ao longo da vida da mulher em resposta às alterações hormonais e se refere à proporção entre o tecido adiposo e glandular [ABRAMSON et al., 2007]. Mulheres mais jovens possuem mamas mais densas e glandulares, mas à medida que envelhecem, principalmente após a menopausa, a mama se torna menos densa e mais adiposa. Poucos estudos apresentaram a incidência de mamas densas em mulheres mais velhas [CHECKA et al., 2012].

Como o tecido adiposo e glandular possuem densidades diferentes, em um exame de mamografia, irão atenuar o feixe de raios X de forma distinta. É possível distinguir bem o tecido adiposo do glandular, entretanto, o tecido canceroso possui coeficiente de atenuação linear próximo ao do tecido glandular sadio, tornando difícil distinguí-los quando utilizada energia acima de 30 keV, conforme visto na figura 9 [BUSHBERG; BOONE, 2011].

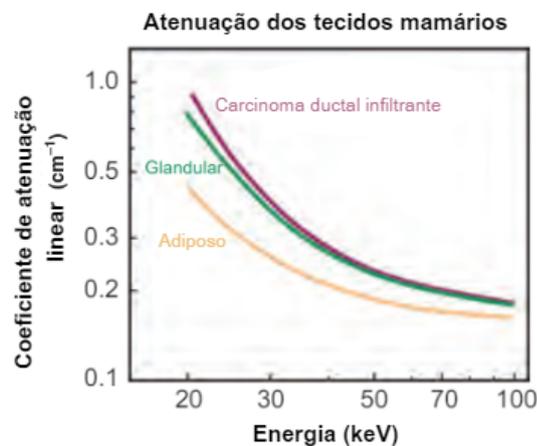


Figura 9 – Comparação da atenuação entre os tecidos mamários. Fonte: Adaptada de [BUSHBERG; BOONE, 2011]

3 Metodologia

3.1 Método Monte Carlo

O método Monte Carlo (MC) pode ser tratado como uma abordagem estatística, na qual é utilizada uma série de amostragens aleatórias, a partir de funções de distribuição de probabilidades, para conduzir uma simulação. Uma das aplicações desse método é a simulação do transporte de radiação, na qual o processo físico é descrito por funções densidade de probabilidade, que medem a probabilidade de ocorrência de determinado fenômeno. Nesse sentido, é observado o comportamento de um grande número de eventos individuais que ocorrem com a partícula, para estimar a quantidade desejada [YORIYAZ, 2009].

O conjunto desses eventos recebe o nome de história da partícula, que descreve o que ocorre desde o momento do seu "nascimento" ao ser emitida pela fonte, até sua "morte", quando é absorvida ou sai do sistema. Em sua história, a partícula perde energia, muda sua direção de propagação e pode até produzir novas partículas [YORIYAZ, 2009]. Para simular estes eventos, são consideradas as seções de choque diferenciais dos mecanismos de interação, as quais permitem determinar as funções densidade de probabilidade das variáveis aleatórias que caracterizam a trilha. Essas variáveis são o caminho livre entre eventos de interação sucessivos, o tipo de interação acontecendo, a perda de energia e o grau de deflexão angular em determinado evento [SALVAT et al., 2006].

3.1.1 Código PENELOPE

Dentre os algoritmos que empregam o MC, está o PENELOPE - *Penetration and Energy Loss of Positrons and Electrons*, que simula o transporte de elétrons e fótons com seus diferentes mecanismos de interação, ao penetrarem em materiais heterogêneos. Este algoritmo se baseia em um modelo de espalhamento que combina um conjunto de dados numéricos com modelos analíticos de seção de choque transversal, considerando os diferentes modos de interação da radiação e se aplica a energias de 50 eV até 1 GeV [SALVAT et al., 2006].

Para a execução do PENELOPE é preciso utilizar um de seus programas principais, responsável por controlar a geometria e a evolução da trajetória, armazenar as quantidades relevantes e gerar arquivos de saída que contém informações como o número de *showers* simulados, velocidade de simulação, média de energias depositadas, dentre outras [SALVAT et al., 2006]. Neste estudo, foi empregado o programa principal *pencil*, que simula o transporte de partículas em geometrias cilíndricas estruturadas por múltiplas camadas de espessura previamente definida [SALVAT et al., 2006].

O programa é executado a partir da entrada de um arquivo em formato *.in*, que contém o modelo geométrico empregado, tipo de partícula simulada, espectro da radiação, materiais utilizados, energias de corte da simulação, dentre outros parâmetros. Como se tratam de geometrias compostas por multicamadas, cada uma delas é composta por um determinado material e possui certo raio, que pode ser dividido em anéis concentricos homogêneos, sendo perpendiculares ao eixo z e centralizadas pelas coordenadas x e y , formando uma estrutura simétrica com relação à rotação em z . Para gerar o arquivo que contém a composição de cada material, é utilizado um programa auxiliar denominado *material*, que retorna um arquivo *.dat*. Conforme supracitado, o *pencil* permite escolher o tipo de partícula que será utilizada na simulação das interações, nesse estudo foram fótons, os quais foram emitidos por uma fonte de feixe estreito e polienergético com espectro de energia definido [SALVAT et al., 2006].

A história da partícula é finalizada quando ela "morre", ou seja, é absorvida ou deixa o meio ou não possui energia suficiente para realizar novas interações. Em uma das linhas do código, por meio do parâmetro MSIMPA, é possível definir a energia de corte dessa partícula, energia na qual a simulação da história da partícula é interrompida. O programa *pencil* gera um arquivo de saída com as informações da trajetória do conjunto de partículas simuladas, como sua distribuição e deposição de energia nos detectores [SALVAT et al., 2006].

3.2 Modelo Geométrico

O modelo geométrico utilizado para simular o mamógrafo, apresentado na figura 10, seguiu um modelo encontrado na literatura [DANCE et al., 2000]. A estrutura era composta por um receptor de imagem de Iodeto de Césio (CsI) com espessura de $150 \mu\text{m}$ e 10 cm de raio, que foi dividido em duas partes. A primeira era um disco central de $0,01 \text{ mm}$ de raio para captar o feixe primário e a segunda, que foi dividida em anéis concentricos separados por um incremento de $0,01 \text{ mm}$ radialmente, para captar a parcela do feixe espalhado. Estes dois se encontravam separados verticalmente por uma distância de 5 cm .

Acima desta camada estava o suporte da mama, composto por fibra de carbono com $1,2 \text{ mm}$ de espessura, que distava do receptor de imagem em 1 cm . A mama foi simulada como uma estrutura cilíndrica, constituída por duas camadas externas, superior e inferior, cuja composição era 100% adiposa, que delimitavam a parte interna composta por uma mistura de tecido glandular e adiposo, distribuída homogeneamente. A bandeja de compressão consistia em uma camada de 2 mm de policarbonato. Considerou-se um feixe estreito polienergético, com uma distância foco-receptor de 60 cm , utilizada para simular diferentes energias de raios X empregadas na mamografia [DANCE et al., 2000].

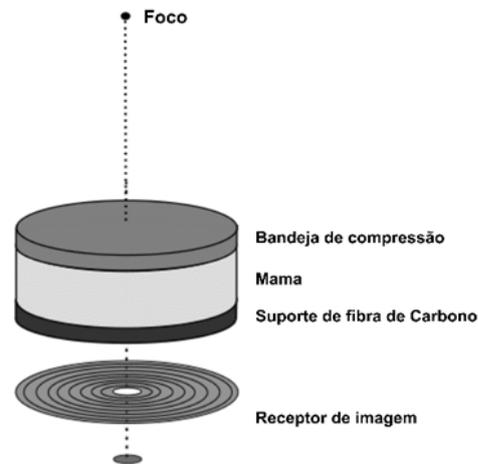


Figura 10 – Estrutura geométrica do mamógrafo simulado. Fonte: Autoria própria.

3.2.1 Espectro de raios X

O banco de dados dos espectros de raios X utilizados neste estudo foram obtidos de [HERNANDEZ et al., 2017]. Foi considerada uma combinação anodo/filtro de W/Rh, isto é, anodo de W e filtro de 0,05 mm de espessura de Rh, combinação encontrada em diversos mamógrafos digitais comerciais. A partir do estudo de Hernandez e a combinação W/Rh, foram obtidos os espectros para as energias de 24, 28 e 32 keV. O espectro de 28 keV é apresentado na figura 11.

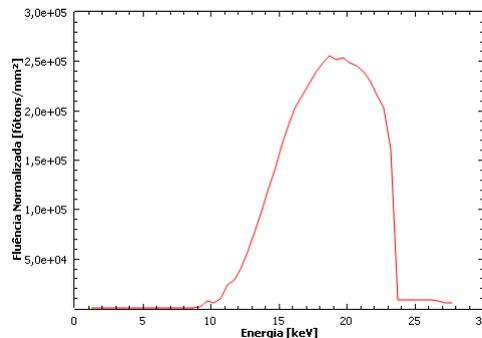


Figura 11 – Espectro de 28 keV, onde a fluência apresentada é referente às condições de distância fonte-receptor de 668 mm e kerma no ar de 1 mGy. Fonte: Adaptada de [HERNANDEZ et al., 2017]

3.2.2 Composição do tecido mamário

A mama simulada apresentava em sua composição tecido glandular e adiposo, e sua glandularidade é dada pela porcentagem de tecido glandular presente no tecido. No tecido mamário são encontrados hidrogênio ($Z_H = 1$), carbono ($Z_C = 6$), nitrogênio ($Z_N = 7$), oxigênio ($Z_O = 8$) e fósforo ($Z_P = 15$) e a quantidade de cada um é dependente da glandularidade do tecido, conforme mostrado na tabela 1 [HAMMERSTEIN et al., 1979].

Tabela 1 – Fração de cada elemento de acordo com a glandularidade de mama [HAMMERSTEIN et al., 1979]

Fração glandular (%)	Densidade do tecido (g/cm ³)	Fração de Massa dos Elementos (%)				
		Hidrogênio	Carbono	Nitrogênio	Oxigênio	Fósforo
0	0,9301	11,2	61,9	1,7	25,1	0,1
20	0,9501	11,0	53,2	2,0	33,6	0,2
50	0,9819	10,7	40,1	2,5	46,4	0,3

Conforme supracitado, a mama foi considerada uma estrutura cilíndrica cujas camadas superior e inferior possuíam composição 100% adiposa, e estas camadas limitavam o interior da mama que era composto por uma mistura de tecido glandular e adiposo. Neste estudo, foram avaliados os casos de mama com composição 50-50, isto é, 50% glandular e 50% adiposa, mamas 20-80 e mamas 0-100.

Foram estudadas mamas que, quando comprimidas, possuíam espessuras de 2, 4, 6 e 8 cm. Para as mamas de 2 a 6 cm, cada uma das camadas de tecido adiposo que limitava o tecido interno possuía 0,5 cm de espessura; enquanto que a mama de 8 cm apresentava tais camada com 0,8 cm de espessura [DANCE et al., 2000].

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]

3.3 Cálculo dos parâmetros de espalhamento

As simulações realizadas retornavam uma função espalhamento de ponto, *PSF*, a qual descreve, a partir de um sinal de entrada pontual, a extensão do borramento (desfoque) causado pela manifestação dos eventos físicos, como o espalhamento Rayleigh e Compton, ocorridos na aquisição da imagem. Portanto, a *PSF* representa a medida fundamental das propriedades de resolução da imagem, e está representada na figura 12.

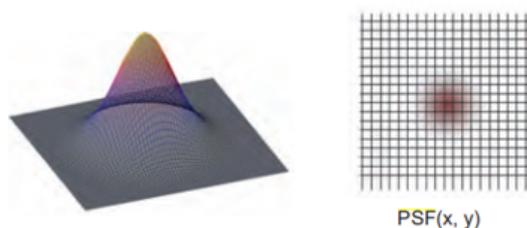


Figura 12 – Representação da *PSF* em sua forma rotacional em 3D à esquerda, e à direita sua representação bidimensional. Fonte: Adaptada de [BUSHBERG; BOONE, 2011]

A *PSF* foi descrita pelos valores da deposição de dose $D(r)$ em cada anel do receptor de imagem, em função da distância radial r a partir da origem. Os valores de $D(r)$ e r foram retirados dos arquivos gerados pela simulação por meio da utilização do software MATLAB. Em seguida, foram criados códigos para calcular o valor da energia da radiação espalhada ponderada pela dimensão de cada anel do receptor. A partir de tais resultados, foram calculados os parâmetros *SPR* e k , a fim de caracterizar o perfil de espalhamento da radiação sobre o receptor de imagem.

O *SPR* representa a fração da energia da radiação espalhada e a energia do feixe primário, e foi calculado como a razão entre o somatório da energia espalhada ponderada pela dimensão de cada anel do receptor, pela energia depositada no anel primário [SALVAGNINI et al., 2012], mostrada na equação 3.1.

$$SPR = \frac{E_{\text{espalhada}}}{E_{\text{primária}}} \quad (3.1)$$

Por outro lado, k avalia a distribuição espacial do espalhamento em função da distância radial r relativa ao feixe primário [SALVAGNINI et al., 2012]. O parâmetro k foi obtido através da parametrização da curva $D(r)$, através da aplicação do método dos mínimos quadrados não linear. Com a função de ajuste de curvas do MATLAB, foi possível obter uma equação exponencial decrescente do tipo $y = ae^{-r/k}$. A partir dos valores de raio r e os valores de y dados por $D(r)$, foi calculado k , que possui dimensões de mm e representa a distância necessária para que a amplitude da curva de espalhamento seja reduzida a 37%, de modo que a largura da curva é proporcional ao valor de k .

4 Resultados

Para este estudo foram analisados o comportamento das curvas de deposição de energia $D(r)$ no receptor de imagem, em função da distância radial r , para diferentes condições, conforme apresentando nas figuras 13, 14 e 15.

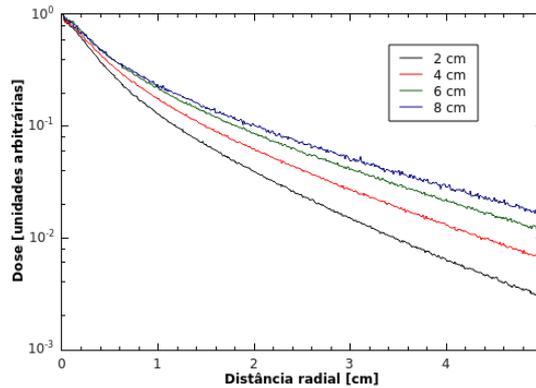


Figura 13 – Perfil de $D(r)$ para mamas de espessuras diferentes

A figura 13 apresenta as curvas de $D(r)$ considerando uma mama 20% glandular e potencial do tubo em 28 kV para mamas com espessura variando de 2 a 8 cm, as quais foram normalizadas para que seja possível realizar uma análise mais precisa. Nota-se que a deposição da radiação espalhada no receptor de imagem tem comportamento crescente com a espessura da mama, como também, o decaimento da curva acontece de forma mais suave à medida que a espessura da mama aumenta. Isto ocorre pois, ao interagir com o tecido a radiação pode ser absorvida por efeito fotoelétrico no meio e não atingir o receptor; por outro lado, o feixe pode sofrer com os espalhamentos Rayleigh e/ou Compton, nos quais o feixe é espalhado e gera um sinal que é captado no receptor em local diferente da origem. No caso de mamas espessas existe uma maior quantidade de tecido disponível para a ocorrência dos efeitos citados, permitindo a ocorrência de espalhamentos múltiplos e, conseqüentemente, uma distribuição mais larga da radiação espalhada, de modo que a curva de $D(r)$ para tais mamas terão maior intensidade e decaimento menos acentuado. Por outro lado, mamas mais finas possuem menos tecido para a ocorrência destes fenômenos, diminuindo as chances do feixe sofrer espalhamento múltiplo e permitindo que uma maior parcela do feixe primário atinja o receptor, o que valida o comportamento decrescente de $D(r)$ mais acentuado ao longo da distância radial, pois uma menor parcela do feixe espalhado atingirá o receptor.

Na figura 14 é possível observar o comportamento de $D(r)$ para mamas de 4 cm de espessura e composição 50% glandular, considerando o potencial do tubo em 24, 28 e 32 kV. É possível observar que nos pontos mais próximos à origem as curvas tem comportamento

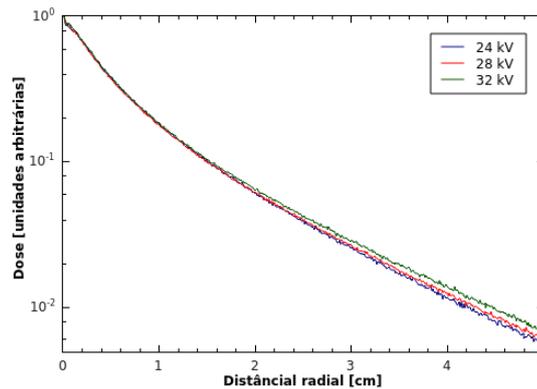


Figura 14 – Perfil de $D(r)$ para diferentes valores de potencial do tubo

similar, sendo praticamente impossível distinguí-las para pontos que se encontram em uma distância radial menor que 3 cm, o que mostra que a energia utilizada exerce pouca influência no perfil de distribuição, aumentando sutilmente à medida que se aumenta o potencial do tubo.

Na figura 15 são apresentadas as curvas de $D(r)$ para mamas de 4 cm de espessura, potencial do tubo em 28 kV e glandularidade variando entre 0-50%. As curvas se apresentam praticamente sobrepostas em toda a distância radial, o que mostra que a glandularidade da mama apresenta influência insignificante na mudança do perfil de deposição de energia no receptor.

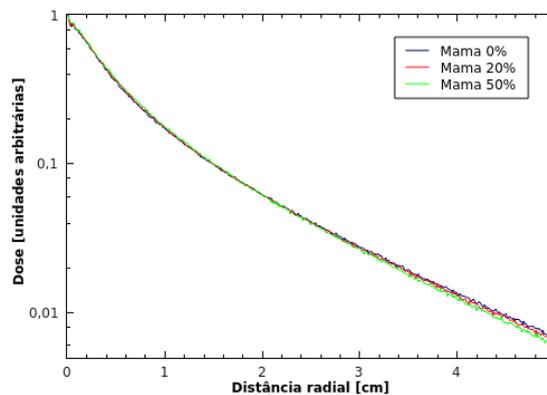
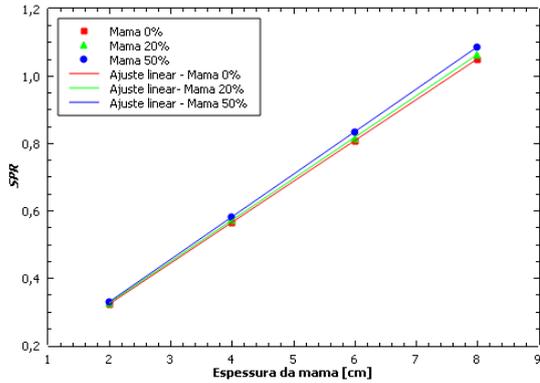


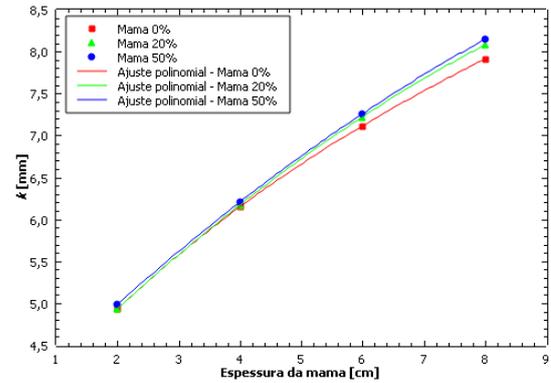
Figura 15 – Perfil de $D(r)$ para mamas de diferentes glandularidades

Para caracterizar o perfil de espalhamento foram obtidos os parâmetros SPR e k , mostrados na figura 16. As figuras 16a e 16b apresentam os valores de SPR e k para as mamas de 2 a 8 cm de espessura e potencial do tubo em 28 kV, para diferentes valores de glandularidade. Assim como visto na figura 15, a diferença de glandularidade da mama apresenta influência insignificante na variação dos parâmetros de espalhamento calculados. Os valores de SPR apresentam comportamento crescente e linear com a espessura da mama, ou seja, a fração da radiação espalhada relativa ao feixe primário detectado é maior para mamas mais espessas, podendo até apresentar valores maiores que 1 para os casos

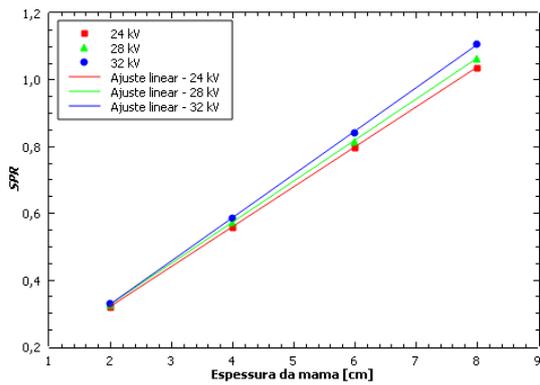
de mamas de 8 cm, indicando que a fração da radiação espalhada que chega ao receptor é maior que àquela do feixe primário, conforme visto na literatura [SALVAGNINI et al., 2012]. Os valores de k apresentam uma tendência crescente e não linear com a espessura da mama, isto é, mamas mais espessas apresentam uma maior parcela de radiação espalhada radialmente para pontos mais distantes do feixe primário.



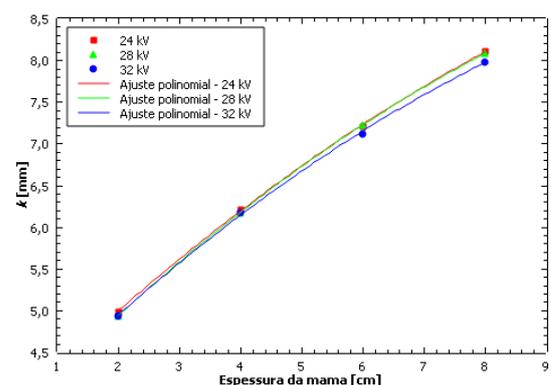
(a) SPR em função da espessura da mama para potencial do tubo em 28 kV e glandularidade variando entre 0 e 50%



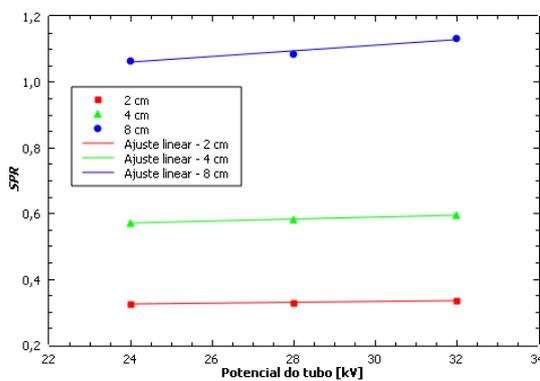
(b) k em função da espessura da mama para potencial do tubo em 28 kV e glandularidade variando entre 0 e 50%



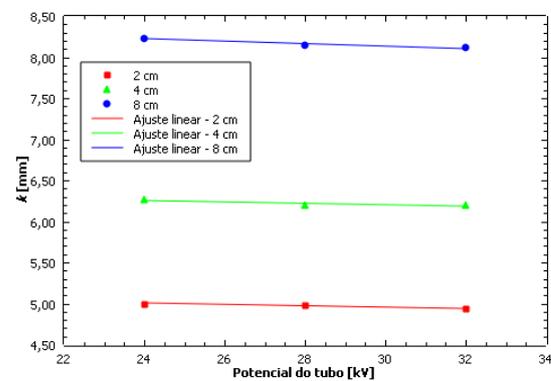
(c) SPR em função da espessura da mama para glandularidade de 50% e potencial do tubo variando entre 24 e 32 kV



(d) k em função da espessura da mama para glandularidade de 50% e potencial do tubo variando entre 24 e 32 kV



(e) SPR em função do potencial do tubo para mamas de 2, 4 e 8 cm e glandularidade 50%



(f) k em função do potencial do tubo para mamas de 2, 4 e 8 cm e glandularidade 50%

Figura 16 – Valores de SPR e k para diferentes condições de simulação

As figuras 16c e 16d apresentam a variação de SPR e k para mamas de espessura

entre 2 e 8 cm e glandularidade 50% para potencial do tubo variando de 24 a 32 kV. Os valores de *SPR* apresentam comportamento linearmente crescente com a espessura da mama e sofrem um aumento discreto com o aumento do potencial, enquanto *k* tem comportamento crescente e não linear com a espessura e sofre um decréscimo quando o potencial varia de 24 para 32 kV. É possível observar que à medida que a energia aumenta, os valores de *SPR* tendem a sofrer um aumento gradual com a energia. Isso é explicado pela seção de choque do efeito fotoelétrico mostrada na figura 5; à medida que a energia do fóton aumenta, a seção de choque do efeito fotoelétrico decresce, ou seja, a probabilidade do fóton ser absorvido no detector diminui, mostrando que o detector é mais eficiente para energias mais baixas. Como a energia do feixe primário é maior, ele tende a ser menos absorvido que o feixe espalhado, que foi atenuado ao percorrer o meio absorvedor e perdeu energia, portanto, é captada uma menor parcela do feixe primário provocando um aumento de *SPR*.

Nas figuras 16e e 16f é possível observar que a variação do potencial do tubo exerce influência discreta na mudança dos parâmetros de espalhamento, mostrando que a espessura da mama é o fator que contribui com as maiores mudanças, observando que mamas mais espessas apresentam os maiores parâmetros de espalhamento. Entretanto, é possível observar em 16d e 16f que os valores de *k* sofrem um decréscimo com o aumento da energia do feixe, o que está relacionado com as seções de choque diferenciais do espalhamento Compton e Rayleigh. O espalhamento Rayleigh apresenta uma tendência de distribuição angular preferencialmente em ângulos menores, enquanto o espalhamento Compton é igualmente provável para ângulos baixos e altos. À medida que o fóton interage com o meio, se torna impossível distinguir qual o fenômeno de interação ocorrido, portanto, ao sofrer espalhamentos múltiplos a distribuição angular do fóton espalhado tende a se tornar uniforme, especialmente em casos de mamas mais espessas por possuírem maior volume para interação.

5 Conclusões

Este trabalho permitiu analisar o perfil de deposição da radiação espalhada sobre o receptor de imagem $D(r)$ em função de sua distância radial r para diferentes condições. Foram analisados os perfis de espalhamento com a variação da espessura da mama e suas diferentes glandularidades, assim como, as diferenças entre os valores de potenciais do tubo. Através da obtenção dos parâmetros SPR e k foi possível caracterizar o perfil de espalhamento da radiação para diferentes condições.

Os valores de SPR e k tendem a aumentar com o aumento da espessura da mama, sendo o comportamento de SPR crescente e linear e o de k crescente e não linear. Para mamas mais espessas (8 cm), SPR apresenta para todas as condições simuladas valores maiores que 1, apontando que a fração da radiação espalhada que atinge o receptor é maior que o feixe primário. Observou-se que o potencial do tubo apresenta baixa influência no perfil de espalhamento, no qual SPR sofre um aumento discreto com o aumento do potencial, enquanto k sofre um decréscimo sutil. O aumento de SPR com o potencial do tubo mostra que o receptor de imagem apresenta maior eficiência na detecção de fótons de energia mais baixa, sendo então mais eficiente para captar a radiação espalhada. Assim como, k tende a sofrer um decréscimo com a energia do feixe, fator relacionado à distribuição angular dos fótons espalhados, o que aponta que à medida que ocorrem espalhamentos múltiplos, a distribuição angular tende a ser mais uniforme. Entretanto, os valores de k apresentam dimensão de mm, enquanto as lesões vistas em mamografia têm tamanho submilimétrico, logo, é possível concluir que tais lesões podem não ser identificadas devido ao borramento causado pela radiação espalhada.

Os resultados observados mostram que a espessura da mama é o fator que mais contribui para o aumento da deposição da radiação espalhada sobre o receptor de imagem, de modo que pacientes com mamas mais espessas sofrem com os maiores efeitos deletérios da radiação.

Compreender e caracterizar o perfil da radiação espalhada sobre receptores de imagem é essencial para o desenvolvimento de filtros de correção do espalhamento baseados em deconvolução, os quais podem ser empregados no pós-processamento de imagens. Desse modo, os resultados obtidos com os exames mamográficos serão ainda mais precisos, permitindo que as possíveis malignidades sejam descobertas de maneira precoce beneficiando os pacientes nos âmbitos de prevenção, diagnóstico e prognóstico do câncer de mama.

Referências

- ABRAMSON, R. G. et al. Age-related structural and functional changes in the breast: multimodality correlation with digital mammography, computed tomography, magnetic resonance imaging, and positron emission tomography. In: ELSEVIER. *Seminars in nuclear medicine*. [S.l.], 2007. v. 37, n. 3, p. 146–153.
- ADAMI, H.-O.; HUNTER, D.; TRICHOPOULOS, D. *Textbook of cancer epidemiology*. [S.l.]: Oxford University Press, 2008.
- American Cancer Society. *What is breast cancer?* 2021. <<https://www.cancer.org/cancer/types/breast-cancer/about/what-is-breast-cancer.html>>. Acesso em: 3 jul. 2024.
- ATTIX, F. H. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2008.
- BINST, J. et al. Evaluation of automated cdmam readings for non-standard cdmam imaging conditions: grid-less acquisitions and scatter correction. *Radiation protection dosimetry*, Oxford University Press, v. 165, n. 1-4, p. 350–353, 2015.
- BUSHBERG, J. T.; BOONE, J. M. *The essential physics of medical imaging*. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- CHECKA, C. M. et al. The relationship of mammographic density and age: implications for breast cancer screening. *American Journal of Roentgenology*, Am Roentgen Ray Soc, v. 198, n. 3, p. W292–W295, 2012.
- DANCE, D. et al. Influence of anode/filter material and tube potential on contrast, signal-to-noise ratio and average absorbed dose in mammography: a monte carlo study. *The British Journal of Radiology*, The British Institute of Radiology, v. 73, n. 874, p. 1056–1067, 2000.
- FIESELMANN, A. et al. Full-field digital mammography with grid-less acquisition and software-based scatter correction: investigation of dose saving and image quality. In: SPIE. *Medical Imaging 2013: Physics of Medical Imaging*. [S.l.], 2013. v. 8668, p. 1573–1580.
- HAMMERSTEIN, G. R. et al. Absorbed radiation dose in mammography1. *radiology*, The Radiological Society of North America, 1979.
- HERNANDEZ, A. M. et al. Generation and analysis of clinically relevant breast imaging x-ray spectra. *Medical physics*, Wiley Online Library, v. 44, n. 6, p. 2148–2160, 2017.
- ICRP. Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection reference values. icrp publication 89. v. 32, n. 3-4, 2002.
- INTERNATIONAL, W. C. R. F. *Diet, nutrition, physical activity and cancer: a global perspective: a summary of the Third Expert Report*. [S.l.]: World Cancer Research Fund International, 2018.

- JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. et al. *The physics of radiology*. [S.l.]: Charles C. Thomas Springfield, IL, 1983.
- KHAN, F. M. *The physics of radiation therapy*. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2010.
- MARIMÓN, E. et al. Scatter reduction for grid-less mammography using the convolution-based image post-processing technique. In: SPIE. *Medical Imaging 2017: Physics of Medical Imaging*. [S.l.], 2017. v. 10132, p. 1127–1134.
- OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. *Física das radiações*. [S.l.]: Oficina de textos, 2016.
- ORGANIZATION, W. H. *Cancer control: knowledge into action: WHO guide for effective programmes*. [S.l.]: World Health Organization, 2007. v. 2.
- PODGORŠAK, E. B. et al. *Radiation physics for medical physicists*. [S.l.]: Springer, 2006. v. 1.
- SALVAGNINI, E. et al. Quantification of scattered radiation in projection mammography: four practical methods compared. *Medical Physics*, Wiley Online Library, v. 39, n. 6Part1, p. 3167–3180, 2012.
- SALVAT, F. et al. Penelope-2006: A code system for monte carlo simulation of electron and photon transport. In: CITESEER. *Workshop proceedings*. [S.l.], 2006. v. 4, n. 6222, p. 7.
- SANTOS, M. de O. et al. Estimativa de incidência de câncer no brasil, 2023-2025. *Revista Brasileira de Cancerologia*, v. 69, n. 1, 2023.
- SILVA, M. M. da; SILVA, V. H. da. Envelhecimento: importante fator de risco para o câncer. *Arquivos médicos do ABC*, v. 30, n. 1, 2005.
- SUNG, H. et al. Global cancer statistics 2020: Globocan estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. *CA: a cancer journal for clinicians*, Wiley Online Library, v. 71, n. 3, p. 209–249, 2021.
- TAUHATA, L. et al. *Radioproteção e dosimetria: fundamentos*. [S.l.]: CBPF, 2003.
- TROTTER, D. E. G. et al. Thickness-dependent scatter correction algorithm for digital mammography. In: SPIE. *Medical Imaging 2002: Physics of Medical Imaging*. [S.l.], 2002. v. 4682, p. 469–478.
- YORIYAZ, H. Método de monte carlo: princípios e aplicações em física médica. *Revista Brasileira de Física Médica*, v. 3, n. 1, p. 141–149, 2009.