



**UNIVERSIDADE DA INTEGRAÇÃO INTERNACIONAL DA LUSOFONIA AFRO-
BRASILEIRA
INSTITUTO DE CIÊNCIAS EXATAS E DA NATUREZA
CURSO DE LICENCIATURA EM FÍSICA**

JONAS PEREIRA DOS SANTOS FILHO

**AVALIAÇÃO DA DOSE GLANDULAR NORMALIZADA EM SIMULADORES
MAMÁRIOS POR MEIO DO METODO DE MONTE CARLO**

REDENÇÃO-CE

2023

JONAS PEREIRA DOS SANTOS FILHO

AVALIAÇÃO DA DOSE GLANDULAR NORMALIZADA EM SIMULADORES
MAMÁRIOS POR MEIO DO METODO DE MONTE CARLO

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
Coordenação do Curso de Licenciatura em Física, do
Instituto de Ciências Exatas e da Natureza da
Universidade da Integração Internacional da Lusofonia
Afro-Brasileira, como requisito parcial para a obtenção
do Título de Licenciado em Física.

Orientador(a): Levi Rodrigues Leite

Coorientador(a): Cinthia Marques Magalhães Paschoal

REDENÇÃO-CE

2023

Universidade da Integração Internacional da Lusofonia Afro-Brasileira
Sistema de Bibliotecas da UNILAB
Catalogação de Publicação na Fonte.

Santos Filho, Jonas Pereira Dos Santos.

S237a

Avaliação da dose glandular normalizada em simuladores mamários
por meio do método de Monte Carlo / Jonas Pereira Dos Santos Filho.
- Redenção, 2023.
35f: il.

Monografia - Curso de Física, Instituto De Ciências Exatas E Da
Natureza, Universidade da Integração Internacional da Lusofonia
Afro-Brasileira, Redenção, 2023.

Orientador: Prof. Levi Rodrigues Leite.

Coorientadora: Profa. Cinthia Marques Magalhães Paschoal.

1. Mamografia Digital. 2. Monte Carlo. 3. Dosimetria. I.
Título

CE/UF/Dsibiuni

CDD 618.190757

JONAS PEREIRA DOS SANTOS FILHO

AVALIAÇÃO DA DOSE GLANDULAR NORMALIZADA EM SIMULADORES
MAMÁRIOS POR MEIO DO METODO DE MONTE CARLO

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
Coordenação do Curso de Licenciatura em Física, do
Instituto de Ciências Exatas e da Natureza da
Universidade da Integração Internacional da Lusofonia
Afro-Brasileira, como requisito parcial para a obtenção
do Título de Licenciado em Física.

Orientador(a): Levi Rodrigues Leite

Coorientador(a): Cinthia Marques Magalhães Paschoal

Aprovado em ____/____/____

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Levi Rodrigues Leite

Universidade da Integração Internacional da Lusofonia Afro-Brasileira (UNILAB)

Prof. Dra. Silvia Helena Roberto de Sena

Universidade da Integração Internacional da Lusofonia Afro-Brasileira (UNILAB)

Prof. Dr. Walmir Belinato

Instituto Federal da Bahia (IFBA)

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, a Deus, que fez com que todos meus objetivos fossem atingidos, durante todos os meus anos de estudo, pela saúde e determinação durante a realização deste trabalho.

À Prof. Dra. Cinthia Marques Magalhães Paschoal e ao Prof. Dr Aurélio Wildson Teixeira de Noronha por toda dedicação e amizade durante o andamento da pesquisa.

Ao Prof. Dr Walmir Belinato por todo amparo e os ensinamentos ao longo da pesquisa.

Ao Dr. Marcos Alves pelo imenso carinho e extraordinária parceria no desenvolvimento do projeto.

Ao Prof. Dr. Levi Rodrigues Leite e à Prof. Dra. Silvia Helena Roberto de Sena pela disponibilidade e pelo compromisso prestado.

A todos os professores dos quais tive a honra de ser aluno, e pelos ensinamentos que cada um deles me proporcionou.

À minha maravilhosa namorada, Tayane Barroso, que sempre esteve comigo, desde o início deste trabalho e me ajudou muito sem medir esforços.

Aos meus amigos e familiares, em especial meus pais e meu irmão, por todo apoio nos momentos bons e principalmente nos difíceis.

À UNILAB pela infraestrutura e acolhimento.

E a todos os demais que ajudaram direta ou indiretamente a realizar esse trabalho.

RESUMO

A mamografia digital é uma ferramenta de grande importância na detecção precoce do câncer de mama, sendo frequentemente combinada com a tomossíntese mamária para melhorar a qualidade das imagens. Embora tenha sido introduzida comercialmente nos anos 2000, a mamografia digital superou as limitações das técnicas convencionais e ainda é bastante utilizada atualmente. Devido ao uso de radiação ionizante para gerar imagens, é crucial manter a calibração e a qualidade dos equipamentos para garantir a segurança dos pacientes e minimizar a exposição desnecessária à radiação. Em exames de mamografia, os pacientes frequentemente passam por múltiplas exposições para garantir a qualidade da imagem, tornando essencial o controle da dose de radiação. O método de Monte Carlo, baseado em modelos probabilísticos de simulação computacional, tem se mostrado cada vez mais valioso para estudar as doses efetivas recebidas pelos pacientes durante os exames. Nesse contexto, utilizamos o MCNPX 2.7.0, um código de transporte de radiação, para simular o rastreamento de partículas e ondas eletromagnéticas com energias até a ordem de GeV. O objetivo de nossa pesquisa foi modelar uma representação simulada da mama, conhecida como "*phantom*", e empregar essa ferramenta computacional para estimar a Dose Glandular Normalizada (D_gN) em mamas com diversas espessuras, variando de 2 a 8 cm. Além disso, examinamos diferentes combinações de alvo filtro e tensões. Utilizamos o equipamento MAMMOMAT Inspiration, fabricado pela Siemens, como referência. Também incluímos a simulação da compressão da mama para aumentar a precisão dos dados. Nossos resultados demonstraram uma concordância entre as simulações realizadas no MCNPX e as informações existentes na literatura. Esse estudo ressalta a importância da modelagem computacional avançada para compreender as doses de radiação envolvidas nos exames de mamografia digital, contribuindo para a melhoria da qualidade diagnóstica e a segurança das pacientes.

Palavras-chave: Mamografia Digital; Monte Carlo; dosimetria.

ABSTRACT

Digital mammography is an extremely important tool in the early detection of breast cancer and is often combined with breast tomosynthesis to improve the quality of the images. Although it was introduced commercially in the 2000s, digital mammography has overcome the limitations of conventional techniques and is still widely used today. Due to the use of ionizing radiation to generate images, it is crucial to keep the calibration and quality of equipment up to date to ensure patient safety and minimize unnecessary radiation exposure. In mammography exams, patients often undergo multiple exposures to ensure image quality, making radiation dose control essential. The Monte Carlo method, based on probabilistic computer simulation models, has proved increasingly valuable for studying the effective doses received by patients during examinations. In this context, we used MCNPX 2.7.0, a radiation transport code, to simulate the tracking of particles and electromagnetic waves with energies up to the order of GeV. The aim of our research was to model a simulated representation of the breast, known as a "*phantom*", and use this computational tool to estimate the Normalized Glandular Dose (N_gD) in breasts with various thicknesses, ranging from 2 to 8 cm. In addition, we examined different combinations of filter targets and tensions. We used the MAMMOMAT Inspiration equipment, manufactured by Siemens, as a reference. We also included breast compression simulation to increase the accuracy of the data. Our results showed agreement between the simulations carried out on MCNPX and the information in the literature. This study highlights the importance of advanced computational modeling to understand the radiation doses involved in digital mammography exams, contributing to improved diagnostic quality and patient safety.

Keywords: Digital Mammography; Monte Carlo; dosimetry.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	9
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	13
2.1 Mamografia, raios X e interação da radiação com a matéria	13
2.1.1 Mamografia convencional e digital	13
2.1.2 Produção de raios X	14
2.1.3 Interação da radiação com a matéria em mamografia	16
2.2 Grandezas dosimétricas	19
2.2.1 Exposição (X)	20
2.2.2 Kerma (K)	20
2.2.3 Dose absorvida (D)	20
2.2.4 Dose glandular média (DGM)	21
2.2.5 Dose glandular normalizada (D_{gN})	21
2.3 O Método de Monte Carlo	22
3 METODOLOGIA	24
3.1 Cenário de simulação	24
3.2 Objeto simulador da mama	25
3.3 Espectro de raios X	28
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	29
4.4 Validação	29
4.5 Resultados para Dose Glandular Normalizada (D_{gN})	30
5 CONCLUSÕES	34
REFERÊNCIAS	35

1 INTRODUÇÃO

O câncer é um tipo de enfermidade crônica caracterizado pelo crescimento desordenado de células defeituosas e a causa disso é resultado de alterações no código genético. Quando essas células se multiplicam no corpo humano os danos são muitas vezes irreversíveis. Dependendo da forma de tratamento contra o câncer, é inevitável a exposição as chamadas radiações ionizantes que combatem e eliminam parte ou por completo as células cancerosas (INCA, 2011). Entre os tipos de câncer destaca-se o câncer de mama, que se apresenta mais comumente entre as mulheres pois a maior parte dos problemas mamários em homens é benigna, sendo o problema mais frequente a ginecomastia, com aumento do tamanho das mamas ou dor (NIELL *et al.*, 2018; RAM; AMINOLOLAMA-SHAKERI, 2017; SONNENBLICK *et al.*, 2014). O câncer de mama masculino é um tipo de câncer raro que representa aproximadamente 1% de todos os casos de câncer de mama (FOERSTER *et al.*, 2011; WOODS *et al.*, 2019; YOUNAS; SUNDUS; INAYAT, 2019)

O câncer de mama possui o maior número de casos registrados em mulheres e representa a principal causa de morte por câncer entre mulheres brasileiras, e em nível mundial cede o lugar apenas para o câncer de pulmão (CANTINELLI, *et al.*, 2003), representando assim um grande problema de saúde pública em todo o mundo (PAULINELLI, *et al.*, 2003). Diversas pesquisas foram feitas para identificar as principais causas do câncer de mama e segundo o *World Cancer Research Fund* (WCRF) e o *American Institute for Cancer Research* (AICR), o câncer de mama possui causas variáveis como obesidade, consumo de bebidas alcoólicas, histórico de amamentação e ainda fatores antropométricos (World Cancer Research Fund/American Institute for Cancer Research, 2007).

A necessidade da detecção precoce de nódulos e calcificações na mama torna-se urgente e os exames clínicos juntamente com as imagens obtidas a partir de exames mamográfico são métodos eficientes nesse diagnóstico. O mamógrafo é um aparelho que utiliza radiações ionizantes para a formação de imagens em um filme radiográfico através da irradiação do tecido mamário. Essas imagens possuem tons de cinza dependendo da densidade do tecido radiografado. As mamas assim como todos os órgãos não possuem uma composição homogênea e o resultado visual varia. Na mamografia convencional, essas imagens são expostas em uma tela intensificadora (écran) o que dificulta a nitidez e a visualização das calcificações ou lesões devido o espalhamento da radiação por conta de efeitos físicos como por exemplo o espalhamento Compton e o espalhamento Rayleigh.

Atualmente muito vem sendo feito para reduzir a dose de radiação a qual os pacientes acabam sendo submetidos em um exame dessa natureza, mas sem comprometer a qualidade da imagem. Uma das soluções de maior destaque foi a substituição do filme radiográfico pelo écran digital, método utilizado em exames de mamografia digital reduzindo assim a difusão da radiação e melhorando a nitidez da imagem.

O estudo de dose ou qualidade de imagem não é algo que se pode fazer utilizando o próprio paciente como objeto de estudo, sendo necessário assim construir um modelo que o substitua, no caso da mamografia, um modelo de mama. As recomendações da International Commission on Radiological Protection, (Comissão Internacional de Proteção Radiológica), descritas no relatório 103 dessa Comissão (ICRP, 2007), quantificam o risco de radiação utilizando o formalismo para determinação de dose efetiva (ALVES M. S., 2021). Então desenvolveu-se métodos computacionais com a capacidade de simular uma situação quase real para ser feita essa análise. A modelagem por Monte Carlo (MC) e simulações desempenham um papel fundamental na avaliação da dose e otimização de configurações de exposição à radiação (BAPTISTA, *et al.*, 2015).

Além disso, simulações por MC possuem a vantagem de fornecer informações sobre a distribuição espacial e a energia dos fótons espalhados no processo de formação da imagem, bem como os processos físicos envolvidos e o número de interações. As desvantagens do método de MC incluem as dificuldades de aquisição de informações geométricas e de composição química de estruturas reais para sua representação fidedigna no ambiente de simulação, extensos requisitos de validação e tempo computacional (SALVAGININI, *et al.*, 2012).

O objetivo deste trabalho foi estudar os resultados da dose de radiação e verificar o parâmetro de qualidade dose glandular normalizada por unidade de kerma (D_gN) considerando os exames de mamografia do tipo digital. Para isso foi utilizado o código de Monte Carlo MCNPX 2.7.0 para a modelagem das geometrias que consistem em uma mama composta por tecido glandular e o equivalente a uma câmara de ionização.

Este trabalho está dividido em quatro capítulos a saber, fundamentação teórica onde são revisados os conceitos fundamentais utilizados na pesquisa, a metodologia onde é descrito a abordagem utilizada, os resultados da pesquisa e as conclusões a respeito dos resultados.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo iremos abordar alguns dos principais conceitos para a compreensão desta pesquisa que está relacionada a exames de mamografia digital (DM, *Digital Mammography*) com o objetivo de avaliar a dose glandular normalizada no tecido mamário.

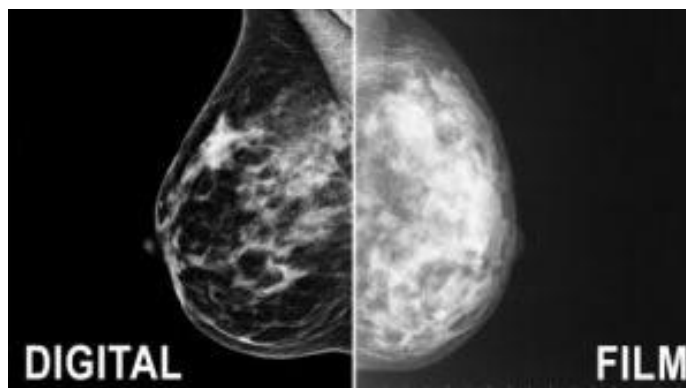
2.1 Mamografia, raios X e interação da radiação com a matéria

A história da mamografia inicia por volta de 1913 com o primeiro relato sobre o uso de raios X para diagnosticar o câncer de mama, já seu uso nas clínicas só passou a ser implementado a partir de 1960 (KALAF, 2014). A mamografia utiliza dos raios X para produzir imagens detalhadas das estruturas internas da mama. Ela permite a identificação de anormalidades possibilitando um tratamento precoce mais eficaz, menos invasivo e com melhores resultados estéticos. As radiações ionizantes são aquelas que possuem energia suficiente para remover elétrons dos átomos, assim formando íons. O uso da radiação ionizante nesses procedimentos é essencial, para possibilitar a visualização interna das estruturas da mama, sem a necessidade de cortes, mas pode causar danos à saúde do paciente caso não haja um correto controle e proteção contra a deposição excessiva dessa radiação. Por isso, é importante a proteção radiológica e entender como se dá a interação entre radiação e matéria. Antes de tratar sobre essa interação, falaremos sobre a mamografia convencional e digital e, posteriormente, sobre a produção de raios X.

2.1.1 Mamografia convencional e digital

Inicialmente, a mamografia convencional era realizada com a utilização de tela/filme (ou *screen film mammography* – SFM) que faz uso de reações de agentes químicos para gravação da imagem. No entanto, a tecnologia evoluiu e com isso surgiu a mamografia digital de campo total (ou *full-field digital mammography* – FFDM) que utiliza um painel digital sensível a radiação que transmite a imagem gerada no exame para ser visualizada no monitor do computador. Tendo sua primeira unidade clínica sendo instalada em no ano 2000, a mamografia digital se tornou a nova ferramenta padrão para a imagem mamográfica (MARKEY, 2012). Com a utilização de aplicações avançadas, como a mamografia digital com detecção assistida por computador, houve uma melhoria na qualidade da imagem e especificidade diagnóstica, como mostra a Figura 1.

Figura 1 - Comparação de qualidade de imagem entre a técnica digital e tela/filme



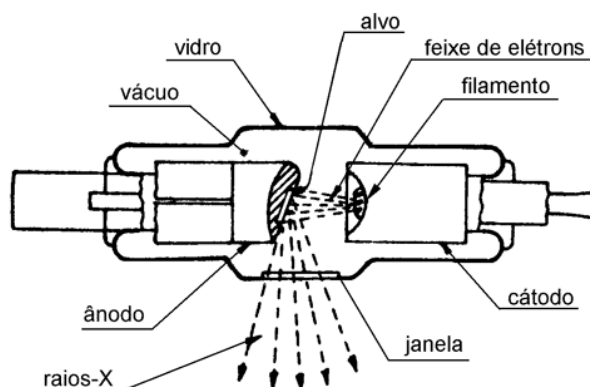
Fonte: radioinmama.com (2023).

Além de uma redução na dose de radiação necessária para a detecção precoce de uma anomalia, a mamografia digital revolucionou a prática mamográfica, proporcionando um desempenho superior de dose e contraste para uma detecção mais precisa do câncer de mama (MARKEY, 2012).

2.1.2 Produção de raios X

Os raios X utilizados na mamografia são produzidos em tubo de vidro chamado de ampola de raios X que se localiza dentro do equipamento e conta com um gerador acoplado que fornece a tensão elétrica necessária para que o processo de produção de raios X ocorra. Em um tubo de raios X convencional temos a presença do invólucro de vidro que contém uma haste de cobre (ânodo) revestida nas extremidades por uma chapa de tungstênio (alvo) e um filamento de tungstênio (cátodo). Esses dois eletrodos (cátodo e ânodo) são posicionados dentro do tubo de forma que os elétrons gerados termiologicamente no cátodo possam ser acelerados em direção ao ânodo, devido a uma diferença de potencial estabelecida pelos geradores de alta tensão, como ilustrado na Figura 2.

Figura 2 – Esquema simplificado do tubo de raios X. Os elétrons são acelerados do cátodo para o ânodo por uma diferença de potencial onde colidem com o alvo e são emitidos pela janela da ampola de vidro

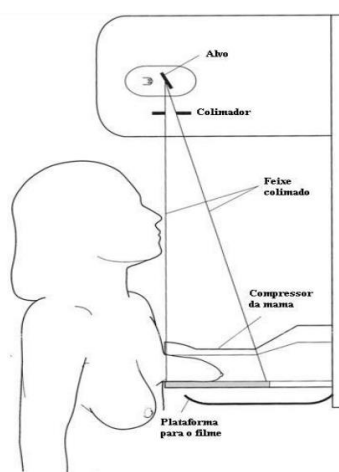


Fonte: SILVA, O.E (2016).

Um mamógrafo é um equipamento dedicado a mamografia, sendo assim necessita de um tubo de raios X que apresente elementos específicos para esse fim. Uma das características dos tubos de raios X usados em mamografia está relacionada ao material de que é composto o alvo, que permite estabelecer uma tensão de operação entre 15 e 40 kV. Normalmente, o alvo do mamógrafo é construído de molibdênio (Mo), entretanto, alguns equipamentos utilizam o ródio (Rh) e até mesmo o tungstênio (W) devido ao seu maior número atômico, o que possibilita suportar elevadas temperaturas (FELIPE, 2020). Um mamógrafo é projetado de forma a fornecer um feixe de radiação tangente à parede torácica, permitindo radiografar estruturas a partir desta região, como vemos na Figura 3.

Em mamografia, assim como em outros procedimentos em radiodiagnóstico, utiliza-se filtros adicionais na saída do tubo com o propósito de bloquear os fótons de baixa energia, que não contribuem para a formação da imagem (MATHEUS, 2011).

Figura 3 – Esquema de um mamógrafo mostrando o posicionamento da mama para a realização do exame

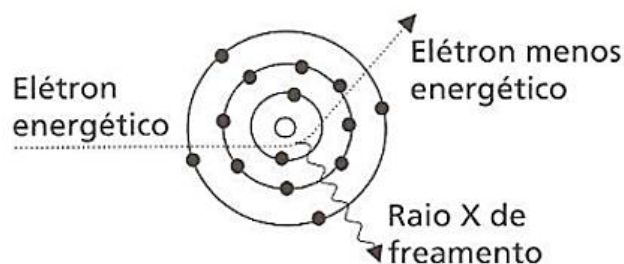


Fonte: ALLISY (2008).

As combinações mais frequentes de material alvo-filtro são Mo/Mo, Mo/Rh e W/Rh. Nos processos de formação de raios X, podem ser formados os raios X de freamento (Bremsstrahlung) e raios X característicos. Ambos são produzidos devido a interações subatômicas entre os elétrons acelerados que colidem com os átomos do material do alvo.

O processo de formação dos raios X de freamento é caracterizado pela perda de energia cinética dos elétrons que se aproximam do núcleo atômico e que são desacelerados devido a atração coulombiana entre eles como mostra a Figura 4. Tais raios X podem ter qualquer energia dependendo do grau de aproximação com o núcleo e da energia cinética inicial dos elétrons.

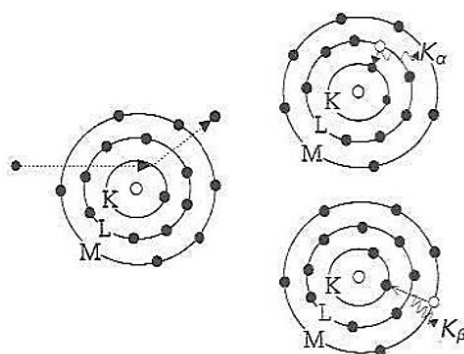
Figura 4 – Processo de geração de um fóton de raios X de freamento



Fonte: OKUNO; YOSHIMURA (2010).

É importante notar que a energia máxima do fóton de raios X não depende do material do alvo, mas somente da diferença de potencial entre cátodo e ânodo. No caso dos raios X característicos, eles dependem intimamente do material do alvo. O processo de formação dos raios X característicos ocorre quando os elétrons acelerados colidem com os elétrons que se encontram nas camadas eletrônicas dos átomos. Durante a interação, ocorre a remoção de elétron das camadas mais internas do átomo do alvo, gerando uma vacância. Essa vacância será preenchida por um elétron de uma camada mais externa, como representado na Figura 5. Durante a transição do elétron da camada externa para a interna ocorre a produção de um fóton de raios X característico, cuja energia representa exatamente a diferença entre níveis de energia externa e interna dos elétrons orbitais (OKUNO, *et al.*, 1986).

Figura 5 – Ejeção de um elétron por um elétron incidente no alvo e a posterior emissão de um fóton de raio X K_{α} ou K_{β}

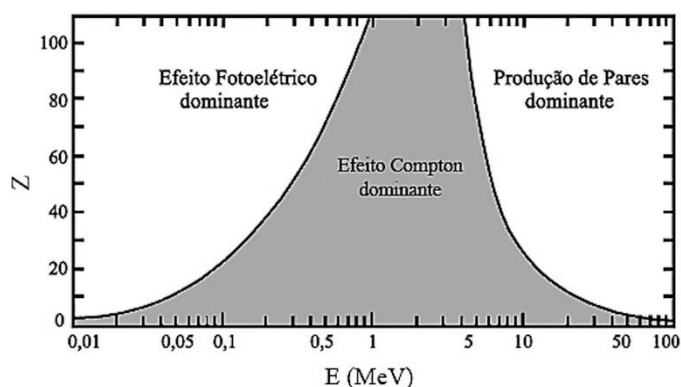


Fonte: OKUNO; YOSHIMURA (2010).

2.1.3 Interação da radiação com a matéria em mamografia

Diversas interações entre os fótons de raios X com os átomos da matéria podem ocorrer. A Figura 6 mostra três dos principais processos de deposição de energia e de ionização.

Figura 6 – Principais processos de interação dos fótons com a matéria em função da energia do fóton e do número atômico do meio material

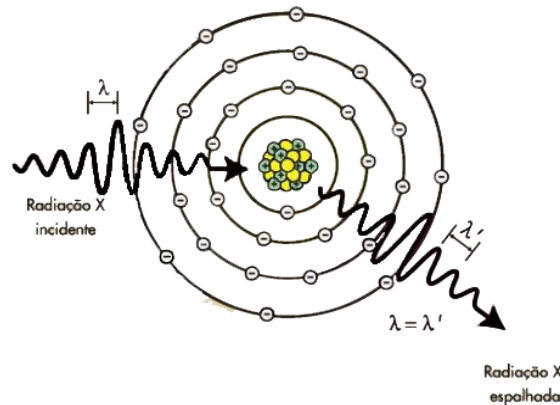


Fonte: OKUNO; YOSHIMURA (2010).

Na área de Física Médica, com foco na mamografia, algumas interações são bem mais recorrentes e importante que outras. Podemos ver na Figura 6 que para energias entre 0,01 e 0,05 MeV, ou seja, entre 10 e 50 KeV, faixa de energia geralmente utilizada em mamografia, o efeito que domina é o fotoelétrico. Vemos também que existe ainda sim uma possibilidade de ocorrer interação por efeito Compton, mas nenhuma chance de produção de pares. Além dessas duas interações possíveis ainda pode ocorrer o chamado espalhamento Rayleigh ou espalhamento coerente. Iremos focar nas interações por efeito fotoelétrico, efeito Compton e espalhamento Rayleigh.

- *Espalhamento Rayleigh*: O espalhamento Rayleigh ocorre quando há uma interação entre os fótons e os átomos de um determinado material. Nesse processo não ocorre a ejeção de elétrons de nenhuma das camadas eletrônicas, não havendo, portanto, ionização do átomo, mas somente a absorção da energia de fóton causando uma excitação do átomo (BUSHBERG *et al.*, 2012; OKUNO; YOSHIMURA, 2010). Após a excitação o átomo libera o excesso de energia na forma de outro fóton em uma direção geralmente parecida com a do fóton incidente. A Figura 7 mostra o processo de espalhamento do fóton pelo átomo.

Figura 7 – Processo de interação por espalhamento Rayleigh entre fótons incidentes e os átomos

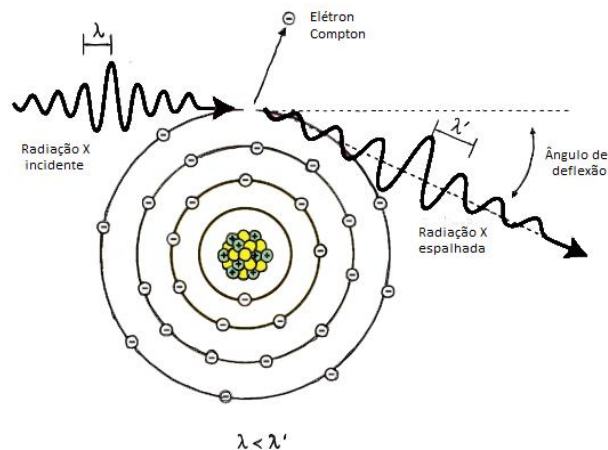


Fonte: Adaptado de BUSHONG (2010).

O espalhamento Rayleigh envolve principalmente raios X de baixa energia (15 a 30 KeV), que no radiodiagnóstico, tem um efeito negativo sobre a qualidade da imagem (BUSHBERG *et al.*, 2012).

- *Efeito Compton*: Este processo de interação ocorre quando um feixe de fótons com energia $h\nu$ incide em qualquer meio material, e fótons de menor energia são espalhados do material em diversas direções (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). As interações ocorrem entre o fóton incidente e os elétrons livres do material, geralmente os da camada mais externa (camada de valência). Parte da energia do fóton é transferida para o elétron durante a colisão na forma de energia cinética resultando em um fóton de menor energia que pode ser espalhado em qualquer direção em relação ao eixo de colisão (BUSHBERG *et al.*, 2012). A Figura 8 mostra o processo de espalhamento Compton por meio de um fóton incidente em um átomo.

Figura 8 – Processo de interação por efeito Compton entre fótons incidentes e os átomos



Fonte: Adaptado de BUSHONG (2010).

A energia (K) do elétron ejetado é dada em termos da conservação da energia total relativística pela equação 2.1.

$$h\nu' = h\nu - K \quad (2.1)$$

onde $h\nu$ é a energia de radiação incidente e $h\nu'$ é a energia da radiação espalhada. Os raios X que são espalhados pelo efeito Compton no sentido contrário ao do feixe incidente são chamados de radiação retroespalhada. Essa radiação não é útil para a radiografia pois cria uma densidade ótica e uma intensidade uniforme no filme radiográfico, o que desfavorece a qualidade da imagem (BUSHONG, 2010).

- *Efeito fotoelétrico*: Na interação da radiação com a matéria pode ocorrer a total absorção da energia do fóton de raios X por um elétron do átomo, de modo que se essa energia for igual ou superior à energia de ligação do elétron ao núcleo, então ele será ejetado. Parte da energia do fóton é gasta para retirar o elétron do átomo (energia de ligação B) e o restante, é transformada em energia cinética do elétron (K) e do átomo (K_{at}) em questão (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

$$h\nu = K + K_{at} + B \cong K + B \quad (2.2)$$

Em geral, como a massa dos átomos é muito maior que a dos elétrons podemos desprezar K_{at} na conservação da energia. É importante destacar que raios X característicos podem ser produzidos pelo acontecimento do efeito fotoelétrico, uma vez que surge uma vacância pela remoção do elétron devido a absorção da energia do fóton incidente. Esses raios X característicos consistem em radiação secundária e se comportam da mesma forma da radiação espalhada. Essa radiação não tem utilidade diagnóstica e, felizmente, como tem energia suficientemente baixa, não penetra no receptor de imagem (BUSHONG, 2010). A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico é maior para fótons incidentes de baixa energia e para materiais de alto número atômico Z (ATTIX, 1986).

2.2 Grandezas dosimétricas

Neste trabalho, as grandezas dosimétricas de maior relevância que estão envolvidas com a mamografia são: exposição, dose absorvida, kerma no ar, dose glandular média e dose glandular normalizada.

2.2.1 Exposição (X)

A exposição, simbolizada por X , é definida para fótons (raios X e gama) interagindo no ar, e ela fornece a capacidade que os fótons têm de ionizar o ar. Quando um raio X ou gama passa pelo ar ele ocasionalmente pode ionizá-lo pelos processos de interação da radiação com a matéria vistos na seção 2.1.3 e até mesmo pelos processos de produção de raios X vistos na seção 2.1.2. Assim, a neutralidade elétrica dos átomos do ar é desfeita e a exposição mede a quantidade de carga elétrica dQ de mesmo sinal produzida, por uma determinada massa de ar dm (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

$$X = dQ/dm \quad (2.3)$$

e a unidade utilizada para designar a exposição é o röntgen (R) e no SI é C/(kg de ar).

$$1R = 2,58 \cdot 10^{-4} C/kg_{ar} \quad (2.4)$$

2.2.2 Kerma (K)

Conforme os fótons interagem com a matéria, elétrons são liberados com uma determinada energia cinética e passam a ocupar uma determinada região do espaço, o kerma (K) é uma grandeza que quantifica essa energia cinética em um meio e é definida como a razão entre a energia transferida e um determinado volume do meio em questão (ATTIX, 1986).

$$K = dE_{tr}/dm \quad (2.5)$$

onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas de todas as partículas carregadas liberadas pelas partículas sem carga e dm é a massa de um elemento de volume do meio. A unidade de medida para o kerma é o joule/quilograma (J/kg) também chamado de gray (Gy) unidade mais utilizada em radiologia (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

2.2.3 Dose absorvida (D)

A dose absorvida (D) é uma grandeza dada pelo quociente de $d\varepsilon$ por dm , onde $d\varepsilon$ é a energia média depositada pela radiação ionizante na matéria de massa dm , em um ponto de interesse.

$$D = d\varepsilon/dm \quad (2.6)$$

Sua unidade é o joule/quilograma (J/kg) ou gray (Gy) e é muito importante em radiologia devido a sua relação com possíveis danos causados pela radiação ionizante (ATTIX, 1986).

2.2.4 Dose glandular média (DGM)

Definimos a dose glandular média (DGM) como sendo uma grandeza dosimétrica utilizada para descrever a quantidade média de radiação absorvida pelas glândulas mamárias durante o exame de mamografia, podendo variar de acordo com idade, composição do tecido mamário e espessura da mama. Como a DGM não pode ser medida diretamente, utilizam-se outras grandezas que se relacionam com ela, como o kerma no ar incidente ou a exposição, sendo esses fatores determinados por meio de simulações de Monte Carlo onde são considerados diversos modelos de simulação (DANCE, 1990).

2.2.5 Dose glandular normalizada (D_{gN})

O Protocolo Americano de Dosimetria (ACR – *American College of Radiology*, 1999) recomenda uma relação entre a DGM com a medida de exposição na entrada da mama por meio do fator conhecido como dose glandular normalizada (D_{gN}), metodologia essa proposta por STANTON et al. (STANTON, L, *et al.*, 1984), WU et al. (WU, X, *et al.*, 1991) e WU *et al.* (WU, X, *et al.*, 1994) para análise de dose (RODRIGUES; MAGALHAES; BRAZ, 2015). A D_{gN} representa a dose média absorvida no tecido glandular por unidade de kerma no ar (ou exposição) na entrada da mama, sem considerar o fator de retroespalhamento (RODRIGUES; MAGALHAES; BRAZ, 2015), e depende da espessura e da glandularidade da mama, e da radiação incidente (combinação anodo/filtro, kVp e HVL).

$$DGM = D_{gN} \cdot K_{ar} \quad (2.7)$$

Outro modelo é proposto por DANCE (DANCE, 1990), DANCE *et al.* (DANCE, D R, *et al.*, 2000), onde a D_{gN} é segmentada nos fatores g, c e s, que são utilizados para descrever as dependências, de forma separada, com a espessura de mama e camada semi-redutora (HVL), composição de mama e combinação anodo/filtro, respectivamente. A expressão que fornece a DGM para este modelo é:

$$DGM = K_{ar} \cdot g \cdot c \cdot s \quad (2.8)$$

Esta metodologia é a recomendada pelo Protocolo Europeu de Dosimetria (VAN ENGEN, *et al.*, 2006).

2.3 Método de Monte Carlo

O Método de Monte Carlo (MMC) tornou-se uma ferramenta de extrema importância tanto para a realização de cálculos de dose absorvida, quanto de outras grandezas que são de fundamental interesse em diversas das áreas relacionadas ao diagnóstico e/ou tratamento do câncer por radiação, tanto com fontes externas como com fontes internas, além de estudos sobre qualidades de imagens médicas em geral.

Na simulação de transporte de radiação pelo MMC, a trajetória de uma partícula é vista como uma sequência aleatória que termina com um evento de interação, na qual a partícula muda a sua direção de movimento, perde energia, e ocasionalmente produz partículas secundárias. A geometria de simulação por Monte Carlo é vista como um aparato experimental e consiste na geração numérica da trajetória aleatória das partículas estudadas. Para simular essa trajetória precisamos de um modelo de interação, isto é, um conjunto com seções de choque para os mecanismos de interação (LEIDENS, 2014).

As seções de choque determinam as funções de distribuição de probabilidade das variáveis aleatórias, que caracterizam a trajetória da partícula na matéria, como o caminho livre entre sucessivos eventos de interação, os tipos de interação que ocorrem, a perda de energia e a deflexão angular de um evento particular (e do estado inicial das partículas secundárias emitidas, se for o caso). Se o número de trajetórias geradas for grande suficiente, a informação quantitativa sobre o processo de transporte pode ser obtida simplesmente por uma média das trajetórias simuladas (SALVAT *et al.*, 2008).

O MMC apresenta uma série de soluções aproximadas para uma variedade de problemas físicos por meio de amostragens estatísticas experimentais em um computador. O código Monte Carlo N-Particle (MCNP) (desenvolvido no Los Alamos National Laboratory – LANL) pode ser utilizado para o transporte individual de nêutrons, fótons e elétrons. Fótons são simulados com energias entre 1 keV e 100 GeV; os elétrons são simulados com energias entre 1 keV a 1 GeV; e os nêutrons são simulados com energias entre 10⁻¹¹ e 100 MeV (RODRIGUES; MAGALHAES; BRAZ, 2015). O MCNP6 constitui a versão mais recente do MCNP, mas a utilizada neste trabalho foi a versão MCNPX 2.7.0.

Os resultados de transporte de partículas fornecidos pelo MCNPX são determinados a partir de uma distribuição de probabilidades dos eventos físicos possíveis. Todas as partículas são seguidas desde o momento em que são criadas até sua “extinção”. Se uma partícula interage, novas trajetórias são criadas tanto para a partícula antiga, com uma nova energia e direção, quanto para as partículas secundárias (PELOWITZ, 2005).

3 METODOLOGIA

Nesta seção é apresentada a metodologia que foi utilizada para a obtenção dos resultados. As geometrias computacionais foram elaboradas de maneira simplificada. As simulações varreram uma gama de energias utilizáveis em procedimentos reais e possibilitaram a diferenciação de materiais de alvo e filtro do equipamento mamográfico.

3.1 Cenário de simulação

O usuário ao utilizar o MCNPX precisa definir um arquivo de entrada (input), o qual contenha todas as informações sobre o problema a ser simulado bem como materiais e geometrias de irradiação.

Um arquivo de entrada MCNPX 2.7.0 tem o seguinte formato:

Bloco de mensagens	}	Opcional
Linha em branco		
Título do problema		
Cartão de célula		
Linha em branco		
Cartão de superfície		
Linha em branco		
Cartão de dados		
Linha em branco	}	Opcional
Informação adicional		

O arquivo de entrada MCNPX 2.7.0 é composto por linhas de comandos que não podem ultrapassar 80 colunas. Os caracteres alfabéticos utilizados no arquivo podem ser maiúsculos, minúsculos ou mistos. Nesta pesquisa o input, de autoria do Dr. Marcos Santos Alves, foi obtido por meio de uma parceria com o Instituto Federal da Bahia. O arquivo contém um cenário de mamografia pré modelado levando em consideração um modelo do problema (ALVES M. S., 2021), tomando como base o equipamento *Mammomat Inspiration* da SIEMENS, como mostra a Figura 9.

O equipamento em si possui um detector de Selênio amorfo (a-Se), responsável pela interrupção dos raios X quando o paciente recebe a dose adequada para registrar a imagem, possuindo um tamanho de pixel de 85 μm . Para mamografia digital (MD) 2D, o sistema utiliza combinações de alvo/filtro de W/Rh, Mo/Mo e Mo/Rh. Além disso, o tubo de raios X tem janela de berílio de 1 mm; a voltagem aplicada ao tubo pode variar de 23 a 35 kVp.

Figura 9 – Equipamento de tomossíntese mamária digital SIEMENS *Mammomat Inspiration*

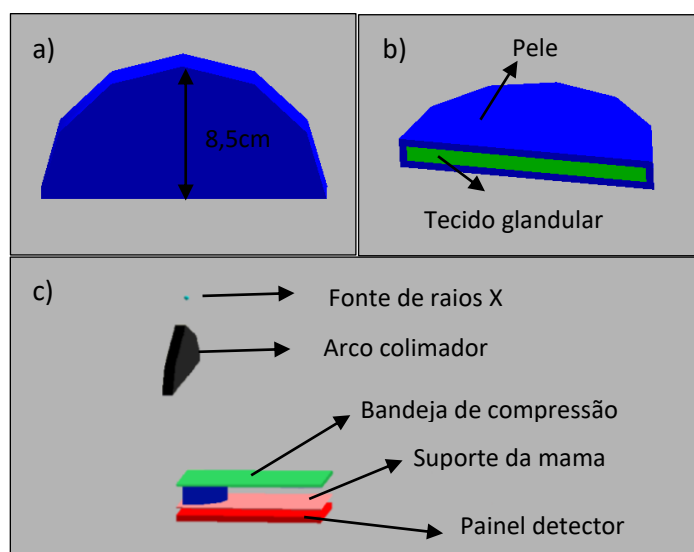


Fonte: SIEMENS (2015).

3.2 Modelagens de geometrias

As simulações levaram em conta a presença de uma mama comprimida em diferentes espessuras e para representá-la uma geometria específica foi modelada, como mostra a Figura 10. A Figura 10a mostra essa geometria que consiste em um semicilindro posicionado dentro do campo de radiação com raio de 8,5 cm e uma espessura variável de 2 e 8 cm com intervalos de 1 cm cada. O semicilindro é composto de duas partes separadas, uma camada externa constituída de pele com espessura de 4mm e uma camada interna de tecido glandular, como mostra a Figura 10b. Diferentes espessuras de pele podem ser utilizadas deste 2 a 6 mm de espessura (DANCE, 1990; WU, 1991; BOONE, 1999). A mama foi simulada com a presença da bandeja de compressão do equipamento, além do suporte da mama e o detector de Selênio amorfo (a-Se), como mostra a Figura 10c. A radiação colimada foi emitida por uma fonte pontual localizada a 65,0 cm de distância do detector.

Figura 10 – Objeto simulador da mama comprimida a) semicilindro comprimido na espessura de 4 cm; b) camada externa de tecido adiposo e interna de tecido glandular; c) esquema do problema de simulação



Fonte: acervo do autor (2023).

As densidades e composições para variações de percentual de glandularidade são apresentadas na Tabela 1, as quais foram obtidas a partir dos valores relacionados aos tecidos glandular e adiposo publicados por HAMMERSTEIN (HAMMERSTEIN, *et al.*, 1979). A porcentagem glandular utilizada para a análise e validação do cenário foi de 25% e posteriormente foi utilizada a glandularidade de 50% para a obtenção de novos resultados.

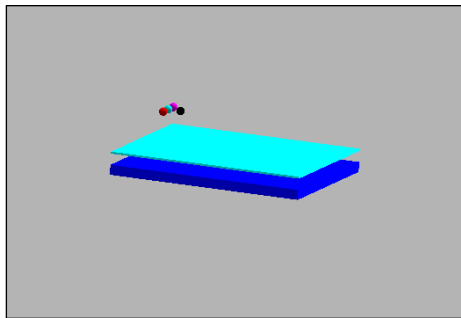
Tabela 1 – Densidade e composição dos tecidos utilizados no objeto simulador de mama.

Glandularidade (%)	Densidade (g/cm ³)	Fração em massa de elementos				
		H	C	N	O	Outros
0 (adiposo)	0,9300	11,200	61,900	1,700	25,100	0,100
1	0,9310	11,190	61,460	1,720	25,530	0,100
3	0,9330	11,117	60,589	1,745	26,378	0,112
4	0,9340	11,160	60,152	1,760	26,804	0,116
9	0,9389	11,110	57,967	1,835	28,934	0,136
20	0,9501	11,000	53,160	2,000	33,620	0,180
25	0,9553	10,950	50,980	2,080	35,750	0,200
29	0,9594	10,910	49,227	2,135	37,454	0,216
41	0,9722	10,790	43,983	2,315	42,566	0,264
50	0,9819	10,700	40,050	2,450	46,400	0,300
67	1,0009	10,530	32,621	2,705	53,642	0,368
75	1,0101	10,450	29,130	2,830	57,050	0,400
97	1,0363	10,230	19,511	3,155	66,422	0,488
100 (glandular)	1,0400	10,200	18,200	3,200	67,700	0,500
Pele	1,0900	9,800	17,800	5,000	66,700	0,700

Fonte: HAMMERSTEIN et al., 1979.

Os valores simulados para a dose absorvida média (D_g) no tecido mamário são fornecidos pela função *tally f6* do MCNPX. Esses valores foram normalizados por valores de kerma no ar (K_{ar}), substituindo-se o simulador mamário por quatro esferas de ar, cada uma com um volume sensível de 1 cm^3 posicionadas na superfície de entrada do objeto simulador. A Figura 11 mostra essa geometria de irradiação com quatro esferas posicionadas na entrada da mama, neste cenário a bandeja de compressão foi removida.

Figura 11 – Geometria de simulação para o kerma na superfície de entrada do objeto simulador com volume sensível de 1 cm^3 .



Fonte: acervo do autor, 2023.

O *tally f6* fornece resultados em unidades de MeV/g. A conversão tanto da dose absorvida média como do kerma no ar, para a unidade mais conveniente, miligray (mGy), foi feita utilizando as seguintes equações:

$$D_g = \frac{E}{m} (1,602 \cdot 10^{-7}) [\text{mGy}] \quad (2.9)$$

onde D_g é a dose média absorvida somente no tecido glandular e E/m representa o resultado da simulação.

$$K_{ar} = \frac{E}{m} (1,602 \cdot 10^{-7}) [\text{mGy kerma no ar}] \quad (2.10)$$

onde K_{ar} é o kerma no ar na superfície de entrada do objeto simulador e E/m ainda representa o resultado da simulação. Para o cálculo da D_gN foi feita a razão entre a dose absorvida média (D_g) e o kerma no ar (K_{ar}), para as mesmas condições de irradiação:

$$D_gN = \frac{D_g}{K_{ar}} [\text{mGy} \cdot \text{mGy}^{-1}] \quad (2.11)$$

3.3 Espectro de raios X

A irradiação dos simuladores foi feita utilizando feixes de raios X polienergéticos com tensões variando entre 23 e 35 kV com intervalo de 1 kV. Os espectros de radiação foram obtidos para três combinações de alvo-filtro, utilizando molibdênio (Mo), ródio (Rh) e tungstênio (W). As combinações utilizadas foram Mo-Mo, Mo-Rh e W-Rh, sendo que para cada uma das três combinações citadas foram realizadas simulações variando todas as espessuras de mama e todas as tensões estudadas neste trabalho totalizando 273 simulações de dose e 273 simulações de kerma. Além da filtração inerente do equipamento que corresponde a 1mm de berílio, a filtração adicional utilizada em cada combinação de alvo-filtro foi de 25 μ m, 30 μ m e 50 μ m para as combinações de Mo-Mo, Mo-Rh e W-Rh respectivamente.

O espectro de radiação utilizada no código foi gerado no site *Siemens X-ray Toolbox* (SIEMENS, 2014), que fornece espectros de mamografia para alvos de tungstênio, ródio e molibdênio para voltagens variando entre 18 kVp a 40 kVp.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Nesta seção serão apresentados os resultados para a modelagem do sistema de mamografia digital. São apresentados os resultados da dose glandular normalizada (DgN) em comparação com a literatura e novos resultados para as configurações do estudo realizado, utilizando feixes polienergéticos e simulações no MCNPX.

4.4 Validação

A Tabela 2 mostra os valores de dose glandular normalizada (DgN) para mamas com 2 cm, 4 cm, 6 cm e 8 cm de espessura e 25% de fração glandular obtidos por meio de simulações no MCNPX e os compara com os valores fornecidos na literatura por Rodrigues (2016). Os valores em questão foram produzidos para os feixes polienergéticos.

Tabela 2 – Comparação dos valores de DgN, em mGy/R fornecidos por RODRIGUES, 2016.

Espessura (cm)	G(%)	Tensão (kVp)	Alvo-Filtro	DgN (mGy/R) MCNPX 2.7.0	DgN (mGy/R) Rodrigues, 2016.	Variação(%)
2	25	25	Mo-Mo	2,23	2,49	10,4
	25	26	Mo-Mo	2,30	2,56	10,1
	25	27	Mo-Mo	2,36	2,62	9,79
	25	27	Mo-Rh	2,65	2,94	9,75
	25	29	Mo-Rh	2,75	3,03	9,30
4	25	25	Mo-Mo	1,23	1,46	15,7
	25	26	Mo-Mo	1,30	1,52	14,7
	25	27	Mo-Mo	1,33	1,57	15,5
	25	27	Mo-Rh	1,55	1,84	15,7
	25	29	Mo-Rh	1,63	1,92	15,3
6	25	25	Mo-Mo	0,81	0,99	17,8
	25	26	Mo-Mo	0,85	1,03	17,5
	25	27	Mo-Mo	0,89	1,07	17,2
	25	27	Mo-Rh	1,06	1,29	17,7
	25	29	Mo-Rh	1,11	1,35	17,6
8	25	25	Mo-Mo	0,60	0,74	18,8
	25	26	Mo-Mo	0,63	0,77	18,4
	25	27	Mo-Mo	0,65	0,8	18,3
	25	27	Mo-Rh	0,80	0,98	18,2
	25	29	Mo-Rh	0,85	1,02	17,0

Fonte: acervo do autor

Muito embora os valores da DgN obtidos possuam variação entre 9% e 19% é perceptível que existe coerência nos resultados. É importante destacar que essa variação registrado entre os valores de dose glandular normalizada na Tabela 2 é justificado pelo fato de que, por exemplo, na pesquisa feita por Rodrigues (2016) utilizou-se um *phantom*

constituído de um material homogêneo entre tecido glandular e adiposo, já nesta pesquisa a geometria é heterogênea formada por apenas uma fina camada de pele de 4mm e dentro dela o tecido glandular. Além disso, tratando-se em simulações de Monte Carlo, diversos fatores podem contribuir para a variação entre resultados de D_gN entre inúmeros autores. Esses fatores podem estar associados ao código de Monte Carlo utilizado, as densidades e componentes dos materiais, aos espectros de raios X e fatores de geometria (NIGAPRUK, et al., 2010).

Os resultados obtidos na Tabela 2 são para uma mama com glandularidade de 25%, mas nesta pesquisa buscou-se o estudo da dose em mamas com glandularidade de 50% sendo os valores da tabela acima utilizados somente para a validação dos parâmetros de simulação. Desse modo, pode-se afirmar que o cenário de mamografia utilizado nesta pesquisa assim como os elementos que o compõe, se tornam válidos para qualquer simulação, que envolva a determinação de D_gN , para os mesmos parâmetros anteriormente validados.

4.5 Resultados para Dose Glandular Normalizada (D_gN)

As Tabelas 3, 4 e 5 mostram os valores da D_gN por meio da simulação das mamas com glandularidade de 50% para as tensões de 23 a 35 kVp nas diferentes espessuras de mama, para as combinações de alvo-filtro: Mo-Mo, Mo-Rh, W-Rh, respectivamente.

Tabela 3: Dose glandular normalizada (D_gN) para glandularidade G de 50% em função da espessura da mama

D_gN (mGy/R) - Alvo-filtro (Mo-Mo)														
Espessura (cm)	G(%)	Tensões (kVp)												
		23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35
2	50	2,03	2,12	2,20	2,27	2,34	2,39	2,45	2,50	2,54	2,57	2,61	2,65	2,68
3	50	1,44	1,51	1,58	1,64	1,69	1,75	1,79	1,83	1,87	1,91	1,94	1,97	2,00
4	50	1,09	1,15	1,20	1,25	1,30	1,34	1,38	1,42	1,45	1,48	1,51	1,54	1,56
5	50	0,86	0,92	0,96	1,00	1,04	1,08	1,11	1,14	1,17	1,20	1,23	1,25	1,27
6	50	0,71	0,75	0,79	0,83	0,86	0,89	0,92	0,95	0,97	1,00	1,02	1,05	1,07
7	50	0,60	0,64	0,67	0,71	0,73	0,76	0,79	0,81	0,83	0,85	0,88	0,90	0,92
8	50	0,52	0,56	0,59	0,61	0,64	0,66	0,68	0,70	0,72	0,74	0,76	0,78	0,80

Fonte: Acervo do autor (2023).

Tabela 4: Dose glandular normalizada (D_gN) para glandularidade G de 50% em função da espessura da mama

D_gN (mGy/R) - Alvo-filtro (Mo-Rh)														
	Tensões (kVp)													
Espessura (cm)	G(%)	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35
2	50	2,28	2,40	2,51	2,57	2,63	2,68	2,73	2,76	2,80	2,83	2,85	2,88	2,90
3	50	1,65	1,76	1,85	1,91	1,96	2,00	2,04	2,08	2,10	2,15	2,16	2,18	2,21
4	50	1,26	1,36	1,43	1,48	1,52	1,56	1,59	1,62	1,65	1,67	1,70	1,72	1,74
5	50	1,01	1,09	1,15	1,20	1,24	1,27	1,30	1,32	1,35	1,36	1,39	1,41	1,43
6	50	0,84	0,91	0,96	1,00	1,03	1,06	1,08	1,11	1,13	1,12	1,16	1,18	1,20
7	50	0,71	0,77	0,82	0,85	0,88	0,91	0,93	0,95	0,97	0,98	1,00	1,02	1,03
8	50	0,62	0,67	0,71	0,74	0,77	0,79	0,81	0,83	0,84	0,86	0,87	0,89	0,90

Fonte: Acervo do autor (2023).

Tabela 5: Dose glandular normalizada (D_gN) para glandularidade G de 50% em função da espessura da mama

D_gN (mGy/R) - Alvo-filtro (W-Rh)														
	Tensões (kVp)													
Espessura (cm)	G(%)	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35
2	50	2,76	2,89	2,98	3,05	3,10	3,15	3,19	3,22	3,26	3,29	3,33	3,36	3,40
3	50	2,07	2,19	2,28	2,34	2,40	2,44	2,48	2,51	2,55	2,58	2,62	2,66	2,70
4	50	1,61	1,72	1,80	1,86	1,91	1,95	1,98	2,02	2,05	2,08	2,12	2,16	2,20
5	50	1,31	1,41	1,47	1,53	1,57	1,61	1,64	1,67	1,70	1,73	1,77	1,82	1,84
6	50	1,09	1,18	1,23	1,28	1,32	1,35	1,38	1,41	1,44	1,46	1,49	1,55	1,56
7	50	0,93	1,01	1,06	1,10	1,13	1,16	1,19	1,21	1,24	1,27	1,29	1,35	1,36
8	50	0,81	0,88	0,93	0,96	0,99	1,02	1,04	1,06	1,09	1,11	1,13	1,18	1,19

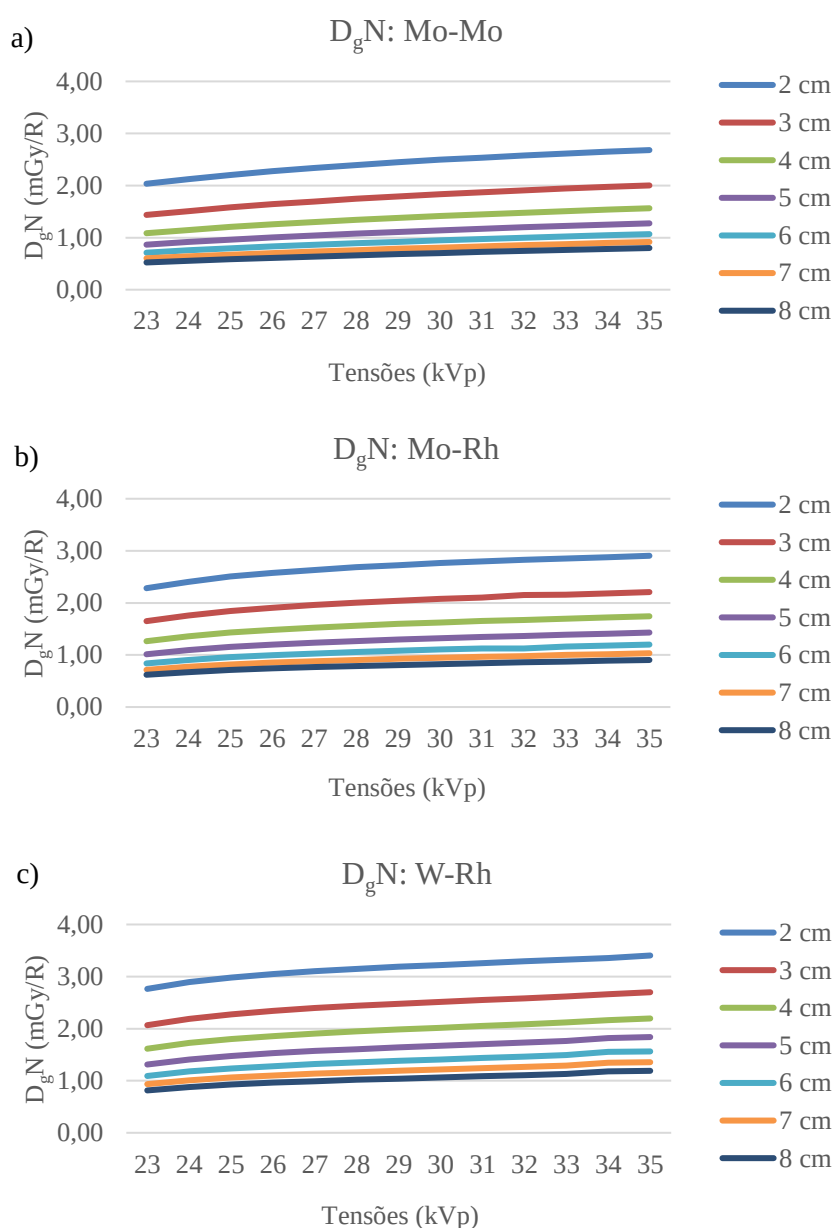
Fonte: Acervo do autor (2023).

Os valores de D_gN polienergéticos diminuem à medida que os tecidos mamários aumentam a espessura, mesmo mantendo constante a qualidade do feixe e a composição do tecido. Isso se deve ao fato de que a dose glandular normalizada está relacionada com o volume da mama, e quanto mais espessas for a mama menor será o valor da D_gN . Como consequência desse resultado, o baixo valor de D_gN para mamas espessas é compensado por um grande aumento na exposição de entrada para atingir um nível desejado de densidade óptica (grau de enegrecimento).

É importante destacar que apesar dos valores de D_gN serem menores na Tabela 2 e maiores nas Tabelas 3 e 4 não significa que a combinação alvo-filtro Mo-Mo é a que proporciona menor dose. Vale lembrar que a D_gN é um parâmetro de controle e não de dose efetiva. Dessa forma os valores são satisfatórios.

A Figura 12 é uma análise da distribuição da D_gN tanto em função do espectro energético como para a espessura da mama comprimida.

Figura 12 – Gráfico da dose glandular normalizada para G de 50% glandular em função das tensões entre 23 e 35 kVp. São consideradas as combinações de alvo-filtro a) Mo-Mo b) Mo-Rh c) W-Rh



Fonte: Acervo do autor (2023).

Analisando os gráficos na Figura 12, vemos a consolidação do que foi dito a respeito dos dados das Tabelas 3, 4 e 5. A análise dos gráficos ajuda a visualizar que apesar dos valores de D_gN aumentarem com o aumento da tensão, a curva de dose glandular normalizada cresce de maneira suave. Podemos perceber que para a mama com espessura de 2 cm ocorre uma variação de aproximadamente 1 mGy/R para a tensão de 23 a 35 kVp, e que essa variação diminui sucessivamente para cada espessura subsequente, chegando a possuir uma variação de aproximadamente 0,30 mGy/R para as mamas mais espessas de 8 cm.

5 CONCLUSÃO

O objetivo deste trabalho foi a construção de modelos computacionais de uma mama com diferentes espessuras com a intenção de simular suas características reais assim como ocorre nos exames de mamografia para avaliar o efeito produzido por diferentes espectros de raios X quando estes incidem no tecido mamário. A validação da modelagem da mama para a glandularidade de 25% mostrou boa eficiência quanto ao estudo da dose empregada.

Os valores de D_gN para a validação dos parâmetros utilizados apresentaram variação na faixa entre 9% e 19% com relação a literatura, isso é justificado pela diferença entre a construção e estrutura do objeto simulador de mama dos dois cenários. Desse modo, podemos dizer que os resultados são aceitáveis mostrando a concordância e utilidade do *phantom* modelado. Quanto aos resultados obtidos para a glandularidade de 50% vemos que à medida que a mama se torna mais espessa, ocorre uma redução nos valores de dose glandular normalizada. Isso é justificado pelo fato de que a dose absorvida pelo tecido glandular está intimamente ligada ao volume da mama.

Observamos também que o aumento da tensão do equipamento contribui para o aumento da D_gN , como consequência do aumento da energia do feixe de raios X, depositando uma maior dose. Essa análise fica mais clara quando analisamos os gráficos de D_gN em função das tensões. De modo geral, concluímos que o *phantom* de mama modelado foi adequado para os propósitos dessa pesquisa e mostrou-se útil para um estudo preliminar a respeito da dose de radiação.

Como proposta de estudos futuros, o material utilizado na construção do objeto simulador pode ser modificado para uma mistura homogênea de tecido adiposo e tecido glandular como uma forma de aumentar ainda mais a concordância dos dados simulados com os fornecidos pela literatura apropriada.

REFERÊNCIAS

ALLISY, Roberts Penelope.; WILLIAMS, Jerry R.; FARR, R. F.: Farr's Physics for Medical Imaging / by Penelope Allisy-Roberts, Jerry Williams. 2nd ed. Edinburgh; New York: Saunders, 2008.

ATTIX, Frank Herbert, 1986, “Introduction to radiological physics and radiation dosimetry”, Madison: John Wiley & Sons.

BAPTISTA, Mariana, et al., 2015, “Dosimetric characterization and organ dose assessment in digital breast tomosynthesis: Measurements and Monte Carlo simulations using phantoms”, Medical Physics, Vol. 42, n 7, pp. 3788-3800.

BUSHBERG, Jerrold T.; SEIBERT, Jan A.; LEIDHOLDT JR, Edwin. M.; BOONE, Jonh. M. The Essential Physics of Medical Imaging. 3. ed. LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS, 2012.

BUSHONG, Stewart C. Ciência radiológica para tecnólogos: física, biologia e proteção / Stewart Carlyle Bushong; [tradução Sandro Martins Dolghi... et al.]. – Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.

CANTINELLI, Fábio Scaramboni, et al. A oncopsiquiatria no câncer de mama: considerações a respeito de questões do feminino. Rev. Psiquiatr. Clín. 2006; 33(3): 124-33.

FELIPE, Cristian Griebler. Avaliação da diferença de potencial elétrico do tubo de raios x em equipamentos de radiologia convencional e mamografia. UTFPR – Curitiba, 2020.

HAMMERSTEIN G RICHARD, et al., 1979, “Absorbed Radiation Dose in Mammography”, Radiology, Vol. 130, pp. 485-491.

Instituto Nacional de Câncer (Brasil). ABC do câncer : abordagens básicas para o controle do câncer / Instituto Nacional de Câncer. – Rio de Janeiro : Inca, 2011

KALAF, José Michel. Mammography: a history of success and scientific enthusiasm. Radiol Bras. 2014; 47(4): vii-viii.

LEIDENS, Matheus. Estudo da dose absorvida em mamografia usando o método Monte Carlo – PENELOPE. Rio Grande/RS, Brasil, 2014.

LEIDENS, Matheus.; Góes, Evamberto G. Estudo da dose absorvida em mamografia através do método Monte Carlo – PENELOPE. In: X Mostra da Produção Universitária - MPU - FURG, 2011, Rio Grande/RS. Congresso de Iniciação Científica, 2011.

MARKEY MIA K, 2012, “Physics of Mammographic Imaging”, Taylor & Francis.

NIGAPRUK KKHATAYUT, et al., 2010, “Monte Carlo Simulation of Average Glandular Dose and an Investigation of Influencing Factors”, J Radiat Res.,Vol. 51, pp. 441-448.

OKUNO EMICO, CALDAS IBERÊ LUIZ e CHOW CECIL, 1986, “Física para Ciências Biológicas e Biomédicas” [Livro]. - São Paulo: HARBRA.

OKUNO, Emico.; YOSHIMURA, Elisabeth Mateus. Física das Radiações. São Paulo: OFICINA DE TEXTOS, 2010.

PAULINELLI Régis Rezende, FREITAS, Junior Ruffo de, CURADO, Maria Paula, SOUZA Almeida Aline de. A situação do câncer de mama em Goiás, no Brasil e no mundo tendências atuais para a incidência e a mortalidade. Res. Bras. Saúde Mater. Infant. 2003; 3(1): 17-24.

PELOWITZ, Denise B., 2005, “MCNPX User'manual. Version 2.5.0” [Livro]. - Los Alamos : Los Alamos National Laboratory Report, LA-CP-05-0369.

RADIOINMAMA. Posicionamento em Mamografia. (2020). Disponível em: <http://radioinmama.com.br>. Acesso em: 16 de junho de 2023.

RODRIGUES, Leonardo.; MAGALHAES, Luiz Alexandre Gonçalves Magalhães.; BRAZ, Delson. Monte carlo simulation for the estimation of the glandular breast dose for a digital breast tomosynthesis system. Radiation Protection Dosimetry, v. 167, n. 4, p. 576–583, 2015.

SALVAGININI ELENA, et al., 2012, “Quantification of scattered radiation in projection mammography: Four practical methods compared”, Medical Physics,Vol. 39, n 6, pp. 3167-3180.

SALVAT, F.; FERNÁNDEZ-VAREA, J.M.; SEMPAU, J.: PENELOPE, A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. Facultat de Física (ECM), Universitat de Barcelona. Diagonal 647, E-08028 Barcelona, Spain, dezembro, 2008.

SANTOS, Oliveira Marcell de, et al. Estimativa de Incidência de Câncer no Brasil, 2023-2025. Revista Brasileira de Cancerologia 2023; 69(1): e-213700.

SIEMENS, 2015. Mammomat Inspiration Data-Sheet. SIEMENS

SIEMENS, Siemens OEM Products: X-ray Toolbox [Online] // Siemens AG, 2014. <https://w9.siemens.com/cms/oemproducts/Home/X-rayToolbox/spektrum/Pages/Default.aspx>.

SILVA, Oreci Escobar.; OLIVEIRA, Artur Harres de.; CARARA, Marcos André. Study of Exchange Bias in Thin Films of NiFe/FeMn (Bilayers) and NiFe/IrMn (Multilayers). Santa Maria - RS, 2016. DOI - 10.13140/RG.2.2.12058.13763.

STANTON, L, et al., 1984, "Dosage evaluation in mammography", Radiology, Vol. 163, n 2, pp. 471-479.

World Cancer Research Fund/American Institute for Cancer Research. Food, nutrition, physical activity, and the prevention of cancer: a global perspective. Washington DC: American Institute for Cancer Research; 2007.

WU, X, et al., 1991, "Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography", Radiology, Vol. 179, n 1, pp. 143-148.

WU, X, et al., 1994, "Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography", Radiology, Vol. 193, pp. 83-89.