

## **DETERMINAÇÃO DA DOSE GLANDULAR MÉDIA PARA DIFERENTES ESPESSURAS DE MAMAS EM EXAMES DE MAMOGRAFIA DIGITAL UTILIZANDO O MCNPX**

Jonas Pereira Dos Santos Filho<sup>1</sup>

Marcos Santos Alves<sup>2</sup>

Maria Tayane Barroso Dos Santos<sup>3</sup>

Walmir Belinato<sup>4</sup>

Cinthia Marques Magalhães Paschoal<sup>5</sup>

### **RESUMO**

A mamografia digital é amplamente utilizada na detecção do câncer de mama. Como utilizam radiação ionizante para o diagnóstico, os equipamentos necessitam estar calibrados e com o controle de qualidade em dia para garantir adequada proteção radiológica reduzindo riscos à saúde dos pacientes pela exposição desnecessária dessa radiação. Em exames de mamografia é comum o paciente ser submetido várias vezes a doses de radiação para que a imagem formada seja a melhor possível e, portanto, um controle de exposição e dose devem ser realizadas, para limitar a dose ao menor valor aceitável. O método de Monte Carlo, que se baseia em modelos probabilísticos de modelagem computacional, mostra-se cada vez mais útil no estudo das doses efetivas que são depositadas em cada paciente a partir de determinado exame. Nesta pesquisa utilizamos o MCNPX (Monte Carlo N-Particle eXtended), que é um código de transporte de radiação Monte Carlo geral e que rastreia partículas elementares e ondas eletromagnéticas com energias até a ordem de GeV. O objetivo deste trabalho foi realizar a modelagem de um objeto simulador da mama (phantom) para estimar os valores de Dose Glandular Média (DGM) em mamas com espessuras entre 2 e 8 cm além da utilização de diferentes combinações de alvo filtro e diferentes tensões com o intuito de verificar as variações da DGM para as diferentes espessuras. Para isso utilizamos o aparelho MAMMOMAT Inspiration fabricado pela SIEMENS, além de simularmos a compressão da mama para maior precisão dos dados. Os resultados mostram conformidade, dos dados simulados para a DGM com espessuras acima de 4 cm, e uma redução para menores que 4 cm. As tensões de 24, 28 e 30 kVp juntamente com as diferentes combinações de alvo-filtro Mo-Mo, Mo-Rh e Rh-Rh que foram responsáveis pela diferença de dose no MCNPX, com a literatura apropriada.

**Palavras-chave:** Monte Carlo; Dosimetria; Mamografia Digital.

---

Universidade da Integração Internacional da Lusofonia Afro-Brasileira, Instituto de Ciências Exatas e da Natureza, Discente, jonas365pereira@gmail.com<sup>1</sup>

Instituto Federal de Sergipe, Departamento de Física, TAE, marcos-fisica2011@hotmail.com<sup>2</sup>

Universidade da Integração Internacional da Lusofonia Afro-Brasileira, Instituto de Ciências Exatas e da Natureza, Discente, mtayane.12@gmail.com<sup>3</sup>

Instituto Federal de Educação da Bahia, Campus Vitória da Conquista, TAE, wbfisica@gmail.com<sup>4</sup>

Universidade da Integração Internacional da Lusofonia Afro-Brasileira, Instituto de Ciências Exatas e da Natureza, Docente, cinthiam.paschoal@unilab.edu.br<sup>5</sup>

## INTRODUÇÃO

O câncer de mama (CM) é o tipo de câncer que mais acomete as mulheres no mundo, e representa aproximadamente 25% de novos casos por ano. Entre os diversos fatores considerados de risco para o desenvolvimento do CM estão o envelhecimento, fatores associados à atividade reprodutiva feminina, histórico familiar, consumo de álcool, excesso de peso, sedentarismo, exposição à radiação ionizante e alta densidade do tecido mamário, que corresponde à razão entre o tecido glandular e o tecido adiposo da mama (Ministério da Saúde - INCA, 2015).

O ideal para casos de CM é o tratamento precoce, e para isso um sistema de detecção utilizando a radiação ionizante foi desenvolvido. A mamografia exerce um papel importantíssimo em todos os aspectos no rastreamento do câncer de mama e na detecção de alterações do tecido mamário. No entanto, esse tipo de radiodiagnóstico ainda mostra baixa sensibilidade no achado de alguns tipos de neoplasias malignas em consequência do efeito de sobreposição de estruturas do tecido mamário (Park et al., 2015). Porém, técnicas que utilizam radiação ionizante como ferramenta de diagnóstico apresenta um risco de câncer induzido pela exposição radiológica devido à deposição de energia nos órgãos ou tecidos. No caso da mamografia, as nocividades são proporcionais à dose absorvida na mama (Ali et al., 2017). A dose glandular média (DGM), considerada como um indicador de risco de radiação para as mulheres é tida como a dose média absorvida no tecido glandular da mama durante a aquisição de uma imagem. Essa métrica fornece um método para comparar as consequências dosimétricas de diferentes tecnologias de imagem, técnicas de aquisição, e/ou protocolos (Alves, 2021). O objetivo principal deste trabalho de pesquisa foi utilizar um phantom mamográfico para estimar a DGM na mama feminina, para diferentes espessuras (entre 2 e 8 cm) e tensões de 24, 28 e 30 kV, que são os valores de tensões normalmente utilizadas em Mamografia Digital (DM). Para isso, o código computacional MCNP 2.7.0 foi utilizado para estimar a DGM.

## METODOLOGIA

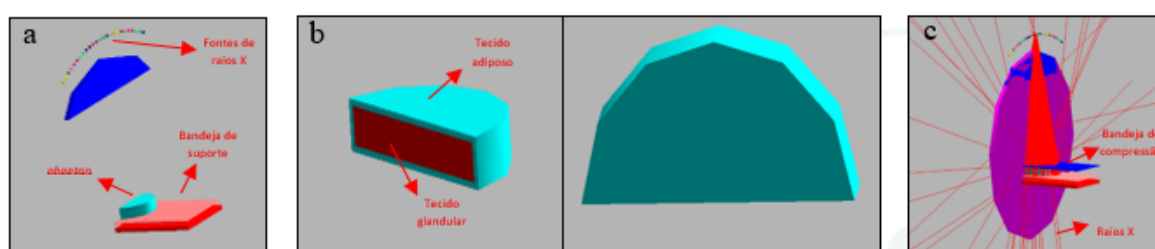
A pesquisa desenvolveu-se na busca de determinar a grandeza chamada Dose Glandular Média (DGM). Por meio de um arquivo de entrada (input) para simulações em Monte Carlo cedido pelo Dr. Marcos Santos Alves (Alves, 2021), e por intermédio do Instituto Federal da Bahia (IFBA), modificamos o input para alcançar os objetivos do projeto, uma vez que esse arquivo se destinava a simulações utilizando a modalidade de tomossíntese no equipamento MAMMOMAT inspiration da SIEMENS como metodologia de pesquisa. Foram executadas alterações nos espectros de raios X em função da combinação de alvo/filtro para os valores de tensão de 24, 28 e 30 kV, além da modificação da fonte emissora de radiação para o ângulo central ( $\alpha = 0^\circ$ ). Em seguida, foi realizada uma revisão bibliográfica na busca de um modelo mamário que serviria de objeto simulador (phantom) no cálculo da DGM para que assim o construíssemos nesta pesquisa. O modelo foi construído utilizando o mnemônico RCC presente no código MCNPX, que se trata de um cilindro regular. Tal modelo conta com camadas individuais de tecido glandular e tecido adiposo na proporção total de 50% para ambos, em formato de um semicilindro com um raio de 8,5 cm. Foram construídos 7 phantoms e inseridos separadamente no cenário. As suas espessuras utilizadas foram variadas (2, 3, 4, 5, 6, 7 e 8 cm) a fim de analisar a relação entre dose e espessura da mama. Todas as simulações levaram em conta a utilização de diferentes combinações de alvo-filtro, as que utilizamos foram Mo-Mo, Mo-Rh e Rh-Rh (Molybdenum e Rhodium). Os valores encontrados para a DGM foram obtidos utilizando o operador Tally f6, que fornece a energia depositada na célula designada com unidade de Mev/g. A função Tally foi aplicada sobre as células que representam o phantom e o resultado foi multiplicado pelo fator de conversão (FC) no valor de  $1.602176660 \times 10^{-07}$  mGy/(Mev/g) fornecido no próprio input que converte o resultado para mGy. Por fim uma análise nos valores obtidos para a DGM foi realizada juntamente com um comparativo da literatura que trata

sobre os níveis aceitáveis de dose na mama dos pacientes.

### RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Figuras 1 mostra como se deu o posicionamento e geometria do phantom e a interação das partículas de fótons com a matéria além da absorção dos feixes de raios X nos tecidos glandulares e adiposos.

Figura 1: Composição da estrutura mamária, com espessura de 4 cm e interação dos feixes de radiação. a) posicionamento das fontes de radiação acima do *phantom* sobre a bandeja de suporte; b) *phantom* com camada interna de tecido glandular e externa de tecido adiposo (5 mm); c) feixe de fótons incidentes sobre o *phantom*.



Fonte: Acervo do autor (2022).

Os valores de dose glandular média (DGM) obtidos foram tabelados em função da espessura da mama para cada tensão e alvo/filtro utilizados na pesquisa. As Tabelas 1, 2 e 3 mostram os valores de DGM por fótons, obtidos por meio das simulações com Monte Carlo, para as diferentes espessuras de mama, nas três combinações alvo-filtro utilizadas e nas tensões 24 kVp, 28 kVp e 30 kVp, respectivamente.

Tabela 1: Dose glandular média em função da espessura da mama para 24kVp e as combinações de alvo/filtro.

| DGM ( $10^{-13}$ mGy/photon)/incerteza (%) |               |               |               |
|--------------------------------------------|---------------|---------------|---------------|
| Espessura (cm)                             | Filtro: Mo-Mo | Filtro: Mo-Rh | Filtro: Rh-Rh |
| 2                                          | 12,53 / 0,10  | 13,04 / 0,10  | 12,79 / 0,10  |
| 3                                          | 9,88 / 0,10   | 10,38 / 0,10  | 10,19 / 0,10  |
| 4                                          | 8,03 / 0,10   | 8,62 / 0,10   | 8,48 / 0,10   |
| 5                                          | 6,79 / 0,10   | 7,34 / 0,10   | 7,23 / 0,10   |
| 6                                          | 5,92 / 0,10   | 6,43 / 0,10   | 6,34 / 0,10   |
| 7                                          | 5,28 / 0,10   | 5,74 / 0,10   | 5,67 / 0,10   |
| 8                                          | 4,80 / 0,10   | 5,23 / 0,10   | 5,17 / 0,10   |

Fonte: Acervo do autor (2022).

Tabela 2: Dose glandular média em função da espessura da mama para 28kVp e as combinações de alvo/filtro.

| DGM ( $10^{-13}$ mGy/photon)/incerteza (%) |               |               |               |
|--------------------------------------------|---------------|---------------|---------------|
| Espessura (cm)                             | Filtro: Mo-Mo | Filtro: Mo-Rh | Filtro: Rh-Rh |
| 2                                          | 13,05 / 0,10  | 13,44 / 0,10  | 13,20 / 0,10  |
| 3                                          | 10,36 / 0,10  | 10,88 / 0,10  | 10,84 / 0,10  |
| 4                                          | 8,58 / 0,10   | 9,12 / 0,10   | 9,18 / 0,10   |
| 5                                          | 7,30 / 0,10   | 7,81 / 0,10   | 7,92 / 0,10   |
| 6                                          | 6,38 / 0,10   | 6,86 / 0,10   | 6,98 / 0,10   |
| 7                                          | 5,70 / 0,10   | 6,14 / 0,10   | 6,27 / 0,10   |
| 8                                          | 5,19 / 0,10   | 5,60 / 0,10   | 5,73 / 0,10   |

Fonte: Acervo do autor (2022).

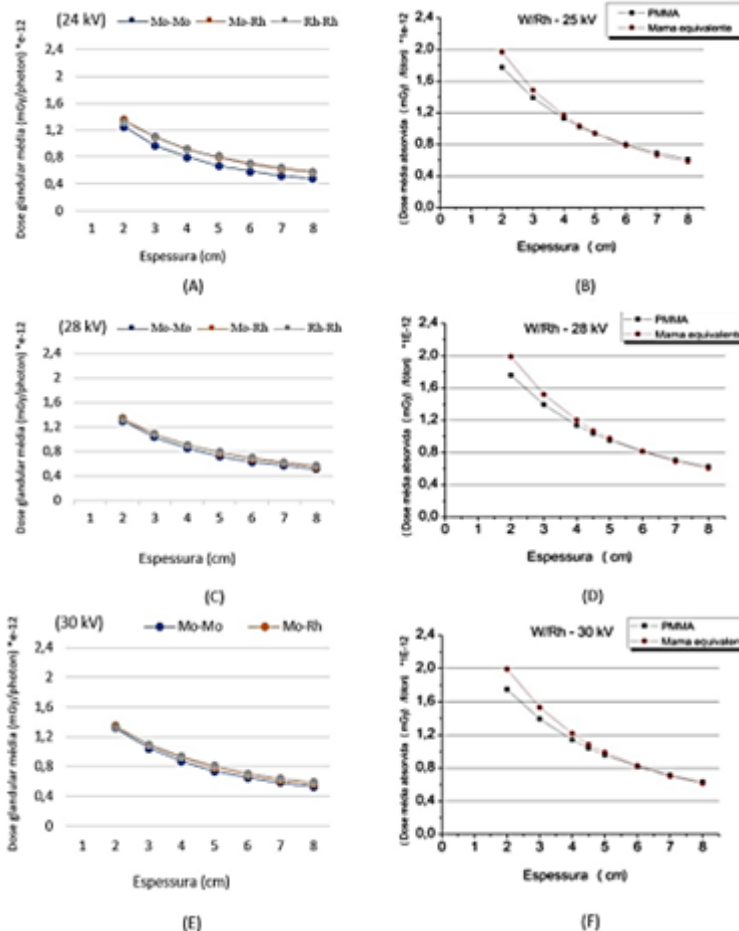
Tabela 3: Dose glandular média em função da espessura da mama para 30kVp e as combinações de alvo/filtro.

| DGM ( $10^{-13}$ mGy/photon)/incerteza (%) |               |               |               |
|--------------------------------------------|---------------|---------------|---------------|
| Espessura (cm)                             | Filtro: Mo-Mo | Filtro: Mo-Rh | Filtro: Rh-Rh |
| 2                                          | 13,17 / 0,10  | 13,51 / 0,10  | 13,28 / 0,10  |
| 3                                          | 10,53 / 0,10  | 10,99 / 0,10  | 11,01 / 0,10  |
| 4                                          | 8,76 / 0,10   | 9,25 / 0,10   | 9,38 / 0,10   |
| 5                                          | 7,46 / 0,10   | 7,93 / 0,10   | 8,12 / 0,10   |
| 6                                          | 6,54 / 0,10   | 6,97 / 0,10   | 7,18 / 0,10   |
| 7                                          | 5,85 / 0,10   | 6,25 / 0,10   | 6,46 / 0,10   |
| 8                                          | 5,33 / 0,10   | 5,70 / 0,10   | 5,90 / 0,10   |

Fonte: Acervo do autor (2022).

Observando as tabelas, vemos que os valores para a DGM apresentam um decréscimo com a espessura devido à taxa de fótons a ser considerada nos cálculos. Para uma espessura de 2 cm de mama comprimida temos maior valor de dose, isso porque há uma concentração maior de energia numa seção de área menor do que uma mama comprimida de 8 cm. Além disso, a combinação de alvo/filtro Mo-Mo apresentou uma menor dose para o tecido glandular em comparação com as outras combinações, de Mo-Rh e Rh-Rh, esse último foi a combinação de maiores doses. Em relação às diferentes tensões, percebemos que houve um aumento da DGM com o aumento da tensão, o que já era esperado devido a diferença de energia. Os valores para a DGM em todas as condições nas tabelas tiveram uma incerteza de 0,1% e após uma verificação gráfica dos valores obtidos por Rodrigues (2016) na figura 2 e os valores obtidos nesta pesquisa vemos que os mesmos estão dentro da margem aceita da literatura. O equipamento utilizado por Rodrigues foi o Hologic Selenia Dimensions que possui uma combinação de alvo-filtro de W-Rh e W-Ag (Tungstênio, Ródio e Argônio) e contou com tensões variadas entre 10 e 49 kV com intervalos de 1 kV. A Figura 2 mostra uma comparação gráfica dos valores da dose glandular média obtidos nesta pesquisa (gráficos da primeira coluna) com os obtidos por Rodrigues (2016) (gráficos da segunda coluna).

Figura 2: Comparação gráfica dos valores de dose glandular média (A), (C) e (E) obtidas nesta pesquisa e (B), (D) e (F) obtidas por Rodrigues (2016), em função da espessura da mama para as combinações de alvo/filtro.



Fonte: do próprio autor (2022)

Comparando os resultados obtidos para a faixa de energia e espessuras correspondentes com os de Rodrigues (2016), notamos uma pequena redução nos valores iniciais de DGM para as mamas entre as espessuras de 2 a 4 cm. Esse fato pode estar associado a combinação de alvos-filtros trabalhados nessa pesquisa bem como a diferença de equipamento, entretanto a redução pode representar um bom sinal no que diz respeito os riscos de excesso de radiação absorvida.

## CONCLUSÕES

Este trabalho teve como objetivo obter a partir de simulações o valor da dose glandular média em mamas de diferentes espessuras, para diferentes tensões e combinações alvo/filtro. As doses obtidas foram maiores para as menores espessuras da mama, para a combinação Rh-Rh e tensão 30 kVp. Tais resultados apresentam conformidade com a literatura, exceto para as espessuras de 2 a 4 cm, nas quais encontramos menores valores de dose.

Como obtivemos uma incerteza de 0,10% podemos dizer que os mesmos podem ser considerados precisos e válidos; e que os objetivos foram alcançados.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço profundamente a FUNCAP pela oportunidade de pesquisa cedida e pelo fomento concedido.

Agradeço também à UNILAB e ao PIBIC pelo espaço de pesquisa disponibilizado e pelo suporte aos alunos.

**REFERÊNCIAS**

MINISTÉRIO DA SAÚDE - INCA ESTIMATIVA /2016 INCIDÊNCIA DE CâNCER NO

BRASIL [Online] // INCA. - NOVEMBRO de 2015. - 30 de NOVEMBRO de 2015. -

<http://www.inca.gov.br/wcm/dncc/2015/estimativa-2016.asp>.

PARK, Y.; CHO, H.; JE, U.; CHO, H.; PARK, C.; LIM, H.; KIM, K.; KIM, G.; PARK, S.; WOO, T.; CHOI, S. Evaluation of the image quality in digital breast tomosynthesis (DBT) employed with a compressed-sensing (CS)-based reconstruction algorithm by using the mammographic accreditation phantom. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A, v. 804, p. 72-78, 2015.

ALI, R. M. K. M.; ENGLAND, A.; MERCER, C.; TOOTELL, A. K.; WALTON, L.; SCHAAKE, W.; HOGG, P. Mathematical modelling of radiation-induced cancer risk from breast screening by mammography. European Journal of Radiology, v. 96, n. August, p. 98-103, 2017.

ALVES, M. S.; FERRO, A. G. L.; MOREIRA, M. C. L.; SANTOS, W. S.; NEVES, L. P.; PERINI, A. P.; BELINATO, W.; SOUZA, D. N. Estimated risk of radiation-induced cancer following breast screening employing tomosynthesis and digital mammography using monte carlo. Journal of Radiological Protection, p. 1-17, 2021.

RODRIGUES, Leonardo. Utilização da técnica de Monte Carlo para estudo da dose glandular média e qualidade de imagem em tomossíntese mamária digital/ Leonardo Rodrigues. -Rio de Janeiro: UFRJ/COOPE, 2016.