

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

PAULA DE CÁSSIA JUSTINO

**AVALIAÇÃO DO EFEITO DE PRÓTESES DE SILICONE EM UM
TRATAMENTO DE RADIOTERAPIA DE MAMA UTILIZANDO SIMULAÇÃO
MONTE CARLO**

UBERLÂNDIA, MG

2022

PAULA DE CÁSSIA JUSTINO

**AVALIAÇÃO DO EFEITO DE PRÓTESES DE SILICONE EM UM
TRATAMENTO DE RADIOTERAPIA DE MAMA UTILIZANDO SIMULAÇÃO
MONTE CARLO**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial necessário à obtenção do Grau de Mestre em Ciências.

Área de concentração: Sistemas Computacionais e Dispositivos Aplicados à Saúde.

Orientadora: Profa. Dra. Ana Paula Perini

Coorientador: Prof. Dr. William de Souza Santos

UBERLÂNDIA, MG

2022

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

J96 2022	<p>Justino, Paula de Cassia, 1995- AVALIAÇÃO DO EFEITO DE PRÓTESES DE SILICONE EM UM TRATAMENTO DE RADIOTERAPIA DE MAMA UTILIZANDO SIMULAÇÃO MONTE CARLO [recurso eletrônico] / Paula de Cassia Justino. - 2022.</p> <p>Orientadora: Ana Paula Perini. Coorientador: William de Souza Santos. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Biomédica. Modo de acesso: Internet. Disponível em: http://doi.org/10.14393/ufu.di.2022.452 Inclui bibliografia. Inclui ilustrações.</p> <p>1. Engenharia biomédica. I. Perini, Ana Paula, 1981-, (Orient.). II. Santos, William de Souza, 1979-, (Coorient.). III. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Biomédica. IV. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDU: 62:61</p>
-------------	--

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:
Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
 Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
 Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 3N, Sala 115 - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG, CEP 38400-902
 Telefone: (34) 3239-4761 - www.ppegb.feelt.ufu.br - ppegb@feelt.ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Biomédica				
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 088, PPGEB				
Data:	Dezenove de agosto de dois mil e vinte e dois	Hora de início:	09 horas	Hora de encerramento:	10:30
Matrícula do Discente:	12012EBI004				
Nome do Discente:	Paula de Cássia Justino				
Título do Trabalho:	Avaliação do Efeito de Próteses de Silicone em um Tratamento de Radioterapia de Mama Utilizando Simulação Monte Carlo				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Sistemas Computacionais e Dispositivos Aplicados à Saúde				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Avaliação Numérica das Doses Ocupacionais em Radiodiagnóstico Usando Redes Neurais Convolucionais				

Reuniu-se plataforma Google Meet, conforme RESOLUÇÃO CONPEP Nº 17, DE 09 DE JUNHO DE 2022, "Art. 62. ... § 2º Será admitida a realização de sessão de defesa por videoconferência, ou webconferência ou outra forma de transmissão online, remota, assegurado seu caráter de sessão pública." a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: Selma Terezinha Milagre - PPGEB/UFU; Linda Viola Ehlin Caldas - IPEN; Ana Paula Perini - PPGEB/UFU orientadora da candidata.

Iniciando os trabalhos a presidente da mesa, Dra. Ana Paula Perini, apresentou a Comissão Examinadora e a candidata, agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

Aprovada.

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Ana Paula Perini, Professor(a) do Magistério Superior**, em 19/08/2022, às 10:34, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Selma Terezinha Milagre, Professor(a) do Magistério Superior**, em 19/08/2022, às 10:34, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Linda Viola Ehlin Caldas, Usuário Externo**, em 19/08/2022, às 10:35, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **3840820** e o código CRC **F95475E6**.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, gostaria de agradecer e dedicar esta dissertação à Nossa Senhora da Aparecida, minha protetora e mãe, e a Deus, por ter me dado condições físicas e mentais para conquistar esse título de mestre nesses anos tão difíceis de pandemia.

A mim mesma, porque eu não desisti, sempre acreditei e me dediquei a esta fase da minha vida, e à minha ótima terapeuta.

À FAPEMIG, por todo o investimento atribuído para esta minha formação de mestre.

À minha orientadora Profa. Dra. Ana Paula Perini, por todo suporte, amizade, conhecimentos e companheirismo durante esses anos, também ao Prof. Dr. Lucio Pereira Neves, por todo auxílio com o código MCNP 6.2, incentivo e amizade.

Ao meu coorientador Prof. Dr. William de Souza Santos, por todo ensinamento e ajuda para a realização desta dissertação e todos os trabalhos apresentados.

À minha família e aos meus pais, Rita e Paulo, pelo suporte e amor, e à Clara, minha "claruda", que esteve literalmente no meu pé, em muitos dias de estudo. Um amor inocente e sincero que sempre me traz paz.

À banca de avaliação, Profa. Dra. Linda Caldas e Profa. Dra. Selma Milagre, por terem aceitado o convite, estou muito feliz de tê-las em minha história acadêmica.

Aos meus amigos, Fernanda, Sofia, Mykaelle, Bruno, Felipe, Luis, Ana e Denis.

Ao LInDa e meus colegas que pouco convivi, mas que foram muito especiais durante o mestrado, prestando todo o auxílio nas disciplinas e trabalhos.

Aos professores do PPGEb, por toda dedicação e conhecimentos transferidos durante as disciplinas do curso. Ao Edson e à secretaria do PPGEb por toda atenção e simpatia em cada dúvida respondida.

Ao Dr. Richard Kramer, por fornecer os objetos simuladores virtuais utilizados em meus trabalhos.

Ao Rogério Matias Vidal da Silva, pela realização de medições experimentais utilizadas nesta dissertação.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq): bolsa de produtividade 312124/2021-0 e Projeto Universal 407493/2021-2. À Fundação de Ampara à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG) APQ-03049-15.

Às transmissões ao vivo e vídeos do Cid Cidoso, Alanzoka e Felipe Neto, que serviram de distração e boas risadas para esse período de pandemia juntamente com o mestrado.

“Nunca esqueça quem você é, porque é certo que o mundo não se lembrará. Faça disso sua força. Assim, não poderá ser nunca a sua fraqueza. Arme-se com esta lembrança, e ela nunca poderá ser usada para lhe magoar.”

Tyrion Lannister, As Crônicas de Gelo e Fogo, George R. R. Martin

“Vitória, afinal de contas, acho eu. Bem, me parece uma coisa muito melancólica.”

Bilbo Bolseiro, O Hobbit, J. R. R. Tolkien

“As aventuras nunca acabam? Acho que não. Outra pessoa sempre tem de continuar a história.”

Bilbo Bolseiro, O Senhor dos Anéis: A Sociedade do Anel, J. R. R. Tolkien

RESUMO

O câncer de mama tornou-se o mais incidente no mundo em 2020, sendo o Brasil o país da América do Sul com maior número de casos de câncer de mama entre as mulheres. A radioterapia é uma forma de tratamento para este tipo de câncer e pode ser aplicada antes e após a mastectomia e a reconstrução da mama, em que é implantada a prótese de silicone substituindo o tecido mamário retirado. A ferramenta de simulação Monte Carlo (MCNP 6.2), utilizada juntamente com um objeto simulador antropomórfico feminino (FASH3), foi empregada para quantificar as doses absorvidas em órgãos e tecidos da paciente. O levantamento das doses absorvidas foi feito para avaliar o efeito do implante de silicone mamário na distribuição de dose, quando submetidos a um tratamento radioterápico com feixe de 6 MV e aplicando-se uma dose de 50,4 Gy. A validação do feixe foi feita comparando-se dados experimentais e os simulados computacionalmente por meio dos parâmetros porcentagem de dose profunda e perfis de dose off-axis. Os resultados mostraram uma boa correlação entre os valores experimentais e simulados, com diferenças percentuais de 5% para as curvas de porcentagem de dose profunda e 3% para a região central (-5 a 5 cm) das curvas de perfis de dose off-axis, mostrando que a ferramenta MCNP 6.2 é apta e eficaz para o cálculo da dose absorvida dos órgãos e tecidos do objeto simulador FASH3. A vesícula biliar e a superfície óssea foram os órgãos que mais sofreram com a contribuição da radiação espalhada pela prótese de silicone, aumentando os valores de doses absorvidas em 1,36% e 1,29%, respectivamente, quando comparados com o tecido mamário normal. A razão para os maiores valores de dose nestes órgãos, deve-se ao fato que eles estão posicionados próximos ao alvo das incidências dos feixes durante o tratamento. Os resultados dos valores de doses absorvidas obtidos mostraram que a distribuição de dose não sofreu uma alteração significativa na presença do implante de silicone, somente pequenos aumentos na dose absorvida em órgãos próximos à área de irradiação da mama foram observados para a configuração estudada neste trabalho.

Palavras-Chave: Dosimetria, Radioterapia, Prótese de Silicone, Simulação Monte Carlo, MCNP 6.2.

ABSTRACT

Breast cancer became the most incident in the world in 2020, with Brazil being the South American country with the highest number of breast cancer cases among women. Radiotherapy is a form of treatment for this type of cancer and may be applied before and after mastectomy and breast reconstruction, in which a silicone prosthesis is implanted to replace the removed breast tissue. The Monte Carlo simulation tool (MCNP 6.2), used together with a female anthropomorphic phantom (FASH3), was used to quantify the absorbed doses in the patient's organs and tissues. The survey of absorbed doses was carried out to evaluate the effect of the breast silicone implant on dose distribution, when submitted to radiotherapy treatment with the 6 MV beam and applying a dose of 50.4 Gy. The beam validation was performed by comparing experimental data and those simulated computationally through percentage depth dose and off-axis dose profiles parameters. The results showed a good correlation between the experimental and simulated values, with percentage differences of 5% for the percentage depth dose curves and 3% for the central region (-5 to 5 cm) of the off-axis dose profile curves, showing that the MCNP 6.2 tool is suitable and effective for calculating the absorbed dose of the organs and tissues of the FASH3 phantom. The gallbladder and bone surface were the organs that suffered the highest contribution of scattered radiation by the silicone prosthesis, increasing the absorbed dose values by 1.36% and 1.29%, respectively, when compared to normal breast tissue. The reason for the highest dose values in these organs is due to the fact that they are positioned close to the target beam incidence during treatment. The results of the absorbed dose values obtained showed that the dose distribution did not undergo a significant change in the presence of the silicone implant, only a low increase in the absorbed dose in organs close to the area of breast irradiation were observed for the configuration studied in this work.

Keywords: Dosimetry, Radiotherapy, Silicone Prosthesis, Monte Carlo Simulation, MCNP 6.2.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1.** Anatomia da mama, onde destaca-se a formação de um câncer e a papila (mamilo) onde desembocam os tubos mamários [MOORE *et al.*, 2014, p. 533]..... 1
- Figura 2. A)** Incidência global do câncer de mama feminino, ultrapassando pela primeira vez o câncer de pulmão, sendo o mais frequente em 159 de 185 países, inclusive no Brasil. **B)** Brasil sendo o país com maior incidência de câncer de mama feminino da América do Sul. **C)** Número estimado de novos casos de câncer em 2020, para todas as idades. Adaptada de [SUNG *et al.*, 2021, p. 215]..... 3
- Figura 3.** Representação de um tratamento de radioterapia de mama com as técnicas 2D e 3D. Em **(a)**: Posicionamento da paciente, mostrando as duas incidências (interna medial e externa lateral) Adaptada de [SCAFF, 1997, p. 209]; **Em (b)**: Ênfase para os dois campos de incidência do tratamento e como atingem a mama Adaptada de [SCAFF, 1997, p. 209]; **Em (c)**: Imagem de um planejamento de radioterapia de mama, complementando a imagem anterior, exibindo como as duas projeções de campo de radiação cobrem todo o volume da mama durante o tratamento [HOSPITAL DO CÂNCER UOPECCAN, 2021]..... 5
- Figura 4.** Mastectomia e reconstrução mamária com implante de silicone. Adaptada de [AMERICAN CANCER SOCIETY, 2019c]. 6
- Figura 5.** Representação esquemática do espalhamento Rayleigh. Adaptada de [KHAN, 2010, p. 63]..... 11
- Figura 6.** Representação esquemática do efeito fotoelétrico. Adaptada de [KHAN, 2010, p. 63]..... 11
- Figura 7.** Representação esquemática da interação do efeito Compton. Adaptada de [BUSHBERG e BOONE, 2011, p. 40]..... 12
- Figura 8.** Representação esquemática do processo de produção de pares. Adaptada de [BUSHBERG e BOONE, 2011, p. 45]..... 13
- Figura 9.** Ilustração do processo de aniquilação de pósitron. Adaptada de [BUSHBERG e BOONE, 2011, p. 45]. 13

Figura 10. Gráfico mostrando as predominâncias dos processos de interação da radiação com a matéria, dependendo da energia e do número atômico do material absorvedor. Adaptada de [KNOLL, 2010, p. 51].	14
Figura 11. Exemplo de uma história da partícula. O fóton incide na geometria e interage com o material por efeito Compton, que resulta em um novo fóton que interage novamente, produz mais partículas que interagem novamente e assim segue até a “morte” da partícula. Adaptada de [FIPPEL, 2013, p. 19].	20
Figura 12. Diagrama do funcionamento de um típico LINAC médico. Adaptada de [KHAN, 2010, p. 43].	23
Figura 13. Componentes de um cabeçote de um LINAC. Em A) Modo de terapia com fótons de raios X. B) Modo de terapia com elétrons. C) Diagrama com um corte no cabeçote do LINAC, mostrando como o feixe é emitido até o paciente. Adaptada de [KHAN, 2010, p. 46].	25
Figura 14. Curva do PDP, deposição de dose na profundidade de um feixe de fótons. Adaptada de [PODGORSAK, 2005, p. 170].	26
Figura 15. Configuração para a realização de medidas do parâmetro PDP. Adaptada de [KHAN, 2010, p. 136].	27
Figura 16. Exemplo de uma curva de perfil de dose off-axis para os tamanhos de campos (10x10 cm ² e 30 x 30 cm ²) com feixe de raios X de 10 MV e para diferentes profundidades em um simulador de água. Adaptada de [PODGORSAK, 2005, p. 195].	28
Figura 17. Estrutura do polímero PDMS: [(CH ₃) ₂ SiO] _n [UUSHONA, 2009, p. 26].	29
Figura 18. Tipos de revestimentos de próteses mamárias. 1) Superfície de poliuretano. 2) Superfície Texturizada. 3) Superfície Lisa. Adaptada de [DI KÁSSIA <i>et al.</i> , 2016, p. 33].	30
Figura 19. 1) Vista lateral e frontal do objeto simulador antropomórfico virtual feminino FASH3. 2) Vista frontal do esqueleto do FASH3. 3) Órgãos femininos do FASH3. [CASSOLA <i>et al.</i> , 2009, p. 144].	32

Figura 20. Parte de um exemplo de um código de arquivo de entrada para simulação no MCNP 6.2. Fonte: Elaborada pela autora.....	34
Figura 21. Esquema de modelagem computacional para determinar os parâmetros PDP e perfis de dose off-axis. Fonte: Elaborada pela autora.....	37
Figura 22. Cabeçote e seus componentes modelados para simulação computacional. Fonte: Elaborada pela autora.	38
Figura 23. Cenário completo utilizado para a simulação computacional. Fonte: Elaborada pela autora.....	39
Figura 24. Modelo de simulação esquematizado para as duas incidências de tratamento radioterápico de mama. Em A) Incidência externa lateral (110°). B) Incidência interna medial (308°). Fonte: Elaborada pela autora.	39
Figura 25. Comparação da PDP obtida por medições experimentais e com o MCNP 6.2 para um LINAC Varian 2100 C com um feixe de 6 MV. Fonte: Elaborada pela autora.	43
Figura 26. Diferença percentual entre as medições experimentais e as simuladas computacionalmente para o parâmetro de avaliação da PDP. Fonte: Elaborada pela autora.	44
Figura 27. Comparação dos perfis de dose off-axis de medições experimentais e dos determinados com o MCNP 6.2 para um LINAC Varian 2100 C com um feixe de 6 MV. Fonte: Elaborada pela autora.	45
Figura 28. Diferença percentual entre as medições experimentais e as simuladas computacionalmente para o parâmetro de avaliação off-axis ou perfil de dose lateral. Fonte: Elaborada pela autora.	46
Figura 29. Órgãos que apresentaram os maiores valores de doses absorvidas na incidência externa lateral. Fonte: Elaborada pela autora.	499
Figura 30. Órgãos que obtiveram os maiores aumentos na dose absorvida para incidência externa lateral com o implante de silicone. Fonte: Elaborada pela autora.	51

Figura 31. Órgãos que apresentaram os maiores valores de doses absorvidas na incidência interna medial. Fonte: Elaborada pela autora.....	544
Figura 32. Órgãos do FASH3 que obtiveram os maiores aumentos na dose absorvida na incidência interna medial com o implante de silicone. Fonte: Elaborada pela autora..	566
Figura 33. Órgãos do FASH3 que demonstraram as maiores doses absorvidas no tratamento completo de radioterapia da mama esquerda com o implante de silicone. Fonte: Elaborada pela autora.	60
Figura 34. Órgãos que mostraram os maiores aumentos na dose absorvida durante o tratamento completo de radioterapia da mama esquerda com o implante de silicone. Fonte: Elaborada pela autora.	61

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Fatores de ponderação da radiação (w_R) [CNEN NN-3.01, 2011; ICRP-103, 2007].....	17
Tabela 2. Fatores de ponderação dos tecidos ou órgãos (w_T) [CNEN NN-3.01, 2011; ICRP-103, 2007].....	18
Tabela 3. Pesos atômicos dos elementos que constituem o PDMS (silicone) utilizado na simulação computacional [DI KÁSSIA et al., 2016; LETSOALO et al., 2018].....	30
Tabela 4. Tipos de <i>tallies</i> [WERNER, 2017].	35
Tabela 5. Doses absorvidas nos órgãos do FASH3 para a incidência externa lateral, com tecido mamário normal (sem silicone) e com o implante de silicone. As incertezas percentuais obtidas por meio da simulação são mostradas entre parênteses.	48
Tabela 6. Doses Absorvidas nos órgãos do FASH3 para a incidência interna medial, com tecido mamário normal (sem silicone) e com o implante de silicone. As incertezas percentuais obtidas por meio da simulação são mostradas entre parênteses.	53
Tabela 7. Efeito da prótese de silicone no aumento da dose absorvida nos órgãos e tecidos do FASH3 no tratamento completo de radioterapia da mama esquerda. As incertezas percentuais obtidas por meio da simulação são mostradas entre parênteses.	588
Tabela A. 1. Valores simulados para a incidência externa lateral sem o implante de silicone.....	73
Tabela A. 2. Valores simulados para a incidência externa lateral com o implante de silicone.....	74
Tabela A. 3. Valores simulados para a incidência interna medial sem o implante de silicone.....	755
Tabela A. 4. Valores simulados para a incidência interna medial com o implante de silicone.....	766

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- BCNT – *Boron Neutron Capture Therapy*
- CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear
- FASH3 – *Female Adult meSH*
- FWHM – *full width at half maximum*
- ICRP – *International Commission on Radiological Protection*
- ICRU – *International Commission on Radiation Units and Measurements*
- IGRT – *Image Guided Radiation Therapy*
- IMRT – *Intensity Modulated Radiation Therapy*
- INCA – Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva
- IOE – Indivíduo Ocupacionalmente Exposto
- LANL – Laboratório Nacional de Los Alamos
- LINAC – Acelerador linear
- MCNP 6.2 – *Monte Carlo N-Particle*
- MLC – *multileaf collimator* ou colimador multi-lâminas
- MMC – Método Monte Carlo
- PDMS – polidimetilsiloxano
- PDP – Porcentagem de Dose Profunda
- PMMA – polimetilmetacrilato
- SBM – Sociedade Brasileira de Mastologia
- SI – Sistema Internacional
- SSD – *source to surface distance*
- SUS – Sistema Único de Saúde
- WHO – *World Health Organization*

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	vi
RESUMO	viii
<i>ABSTRACT</i>	ix
LISTA DE FIGURAS	x
LISTA DE TABELAS	xiv
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	xv
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Objetivos	8
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	9
2.1. Interação da Radiação Ionizante com a matéria	9
2.1.1. Espalhamento Coerente ou Rayleigh	9
2.1.2. Efeito Fotoelétrico	10
2.1.3. Efeito Compton	11
2.1.4. Produção de Pares	12
2.2. Grandezas Dosimétricas	15
2.2.1. Dose Absorvida	16
2.2.2. Dose Equivalente	16
2.2.3. Dose Efetiva	17
2.3. Método Monte Carlo	19
2.4. Radioterapia	21
2.4.1. Aceleradores Lineares	22
2.4.2. Porcentagem de Dose Profunda (PDP)	25
2.4.3. Perfil de dose OFF-AXIS ou perfil de dose lateral	27
3. MATERIAIS E MÉTODOS	29
3.1. Silicone – PDMS	29
3.2. Objeto Simulador Antropomórfico Virtual Feminino – FASH3	31
3.3. Software de Simulação Monte Carlo – MCNP 6.2	33

3.4. Cenário de Simulação para a Validação do Feixe	36
3.5. Cenário de Simulação de Radioterapia de Mama	38
3.6. Cálculos Dosimétricos	41
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO	42
4.1. Avaliação dos parâmetros dosimétricos do feixe simulado	42
4.2. Determinação dos valores de doses absorvidas empregando o FASH3	46
5. CONCLUSÃO	63
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	64
APÊNDICE	72
APÊNDICE A – TABELAS DE RESULTADOS SIMULADOS NO MCNP 6.2	73

1. INTRODUÇÃO

As mamas são estruturas pares, superficiais, semicirculares e presentes em homens e mulheres, porém possuem um propósito funcional na reprodução apenas nas mulheres. As glândulas mamárias são definidas como glândulas sudoríparas adaptadas e ficam localizadas no anterior do tórax, acima dos músculos peitorais maior e menor, separadas pela borda lateral do esterno e entre as costelas 2 e 6 no plano vertical [MOORE *et al.*, 2014]. Além de nervos, vasos sanguíneos e linfáticos, as mamas são constituídas por tecido glandular, fibroso e adiposo, variando suas proporções no órgão conforme a idade e fatores hormonais, como a gravidez [MOORE *et al.*, 2014].

O câncer de mama é uma doença maligna causada pela proliferação de células anormais nos tecidos mamários, como mostrado na Figura 1, desenvolvendo-se de forma descontrolada dentro da mama (sendo o tipo não invasivo) ou migrando pelos gânglios linfáticos até outros órgãos (tipo invasivo), originando metástases em órgãos como pele, ossos, pulmões, fígado e linfonodos distantes [AMERICAN CANCER SOCIETY, 2019a].

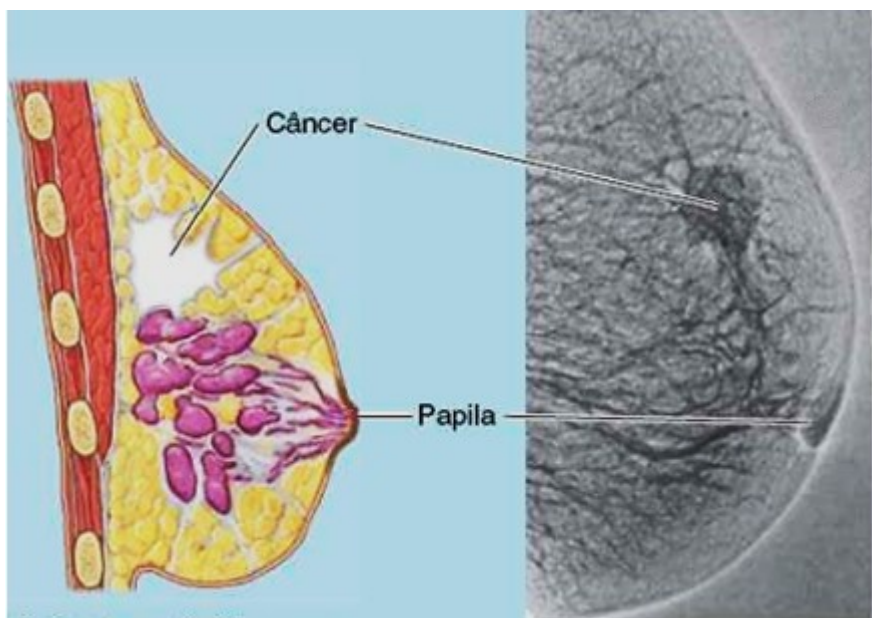


Figura 1. Anatomia da mama, onde se destaca a formação de um câncer e a papila (mamilo) onde desembocam os tubos mamários [MOORE *et al.*, 2014, p. 533].

O principal fator de risco para o câncer de mama é a idade acima de 50 anos, seguido por aspectos genéticos, hereditários e condições hormonais, além de elementos externos

como o tabagismo, obesidade, sedentarismo e exposições frequentes a radiações ionizantes [INCA, 2019a]. Um outro fator de risco independente para o câncer de mama é a densidade mamária, onde mamas mais densas possuem maior risco de geração de tumores, bem como maior dificuldade na visualização e detecção de lesões em um exame de mamografia [HARVEY e BOVBJERG, 2004].

No mundo, o câncer de mama é o mais incidente, ultrapassando pela primeira vez o câncer de pulmão, na mais recente estimativa de novos casos de 2020, divulgada pela Organização Mundial da Saúde (*WHO – World Health Organization*), com 2,3 milhões de casos novos de câncer de mama feminino, 11,7% do número total global. Segundo a estimativa, o Brasil teve o maior número de casos da América do Sul em 2020 e, quando comparado com outros tipos de câncer, segue sendo o tumor mais frequente, seguido por câncer colorretal e de tireoide, dados mostrados na Figura 2 [SUNG *et al.*, 2021].

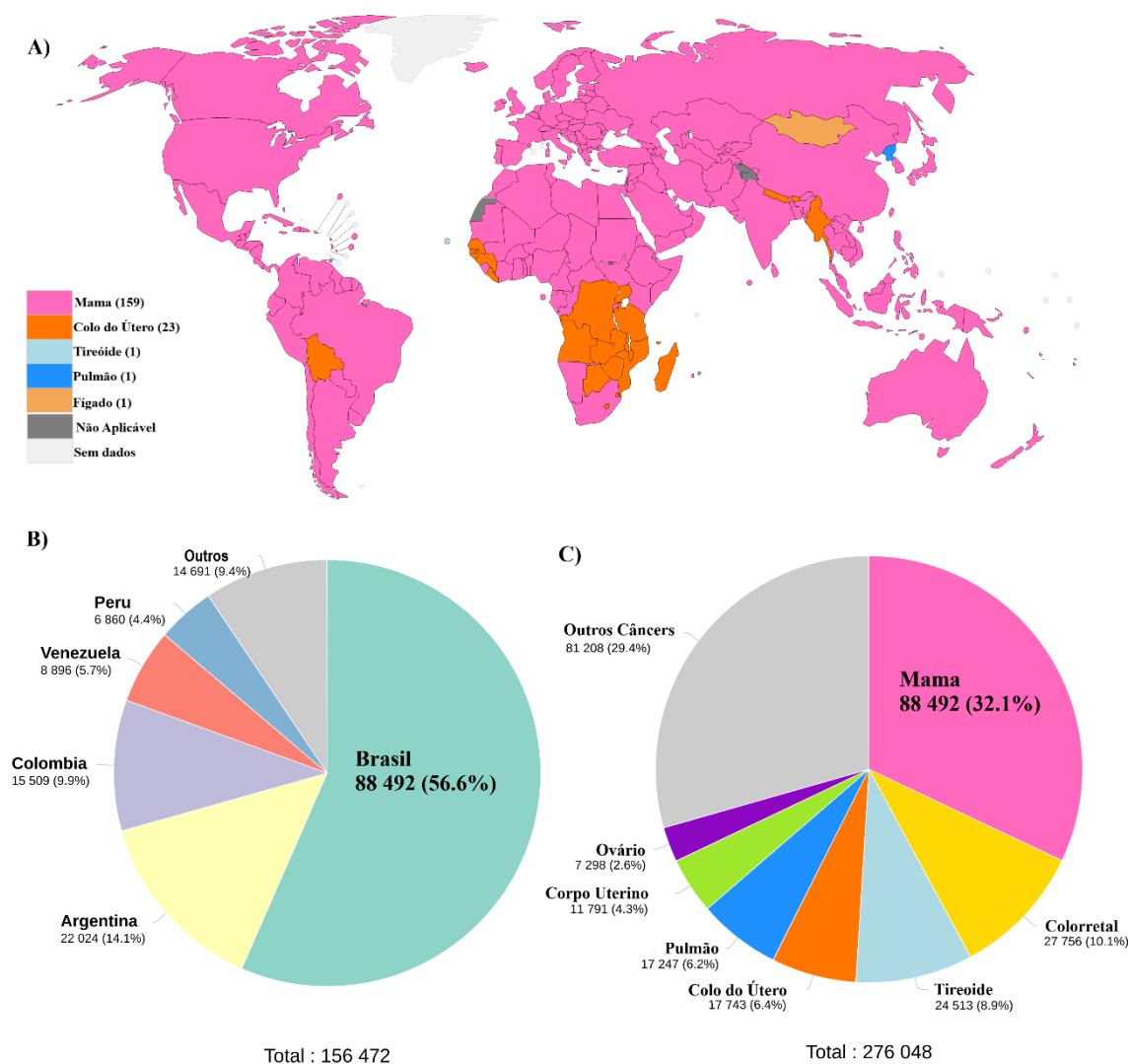


Figura 2. A) Incidência global do câncer de mama feminino, ultrapassando pela primeira vez o câncer de pulmão, sendo o mais frequente em 159 de 185 países, inclusive no Brasil. **B)** Brasil sendo o país com maior incidência de câncer de mama feminino da América do Sul. **C)** Número estimado de novos casos de câncer em 2020, para todas as idades. Adaptada de [SUNG *et al.*, 2021, p. 215].

De acordo com o Instituto Nacional de Câncer (INCA), para o Brasil, estimam-se 66.280 novos casos de câncer de mama, para cada ano do triênio 2020-2022, com destaque para as regiões Sudeste e Sul, onde o risco estimado chega a 81,06 e 71,16 a cada 100 mil mulheres, respectivamente [INCA, 2019b]. Raramente o câncer de mama acontece em homens, somente 1% do total de casos [INCA, 2019a]. No Brasil, ocorreram em 2019, 18.295 óbitos por câncer de mama, sendo 18.068 mulheres e 227 homens [INCA, 2019c].

Para o câncer de mama, o rastreamento precoce é extremamente importante, sendo a mamografia o meio de exame radiográfico mais utilizado, principalmente em mulheres de 50 a 69 anos. Outros exames de imagens são requisitados conforme a necessidade, como a ultrassonografia e a ressonância magnética. São submetidas à investigação por biópsia, as pacientes com alta suspeita e, se confirmado o diagnóstico de câncer, são encaminhadas para tratamento. Os planos de tratamento são traçados pela equipe médica, avaliando-se o tipo de câncer, estágio e a saúde geral da paciente, podendo ser escolhidos a cirurgia, a quimioterapia ou tratamentos sistêmicos e a radioterapia [AMERICAN CANCER SOCIETY, 2019a; INCA, 2021a].

Como formas de tratamento, tem-se o tratamento local como consenso habitual para o tratamento do câncer de mama, onde se realiza a cirurgia conservadora (remoção somente do tumor) ou a mastectomia (retirada total da mama, incluindo o mamilo, aréola e pele), que pode ser acompanhada da reconstrução mamária (sempre indicada para os casos de mastectomia), além da radioterapia prévia e complementar à cirurgia [AMERICAN CANCER SOCIETY, 2019b; INCA, 2021].

Nas técnicas 2D e 3D, a radioterapia é direcionada apenas para a região da mama, atingindo-a de forma tangente em dois ângulos de incidência (região interna medial e região externa lateral), conforme Figura 3, e, quando necessário, mais incidências são requisitadas para a região das axilas e parte baixa do pescoço. Neste tratamento, o benefício é a preservação máxima de tecidos sadios adjacentes ao tumor [INCA, 2021b; KHAN *et al.*, 2016].

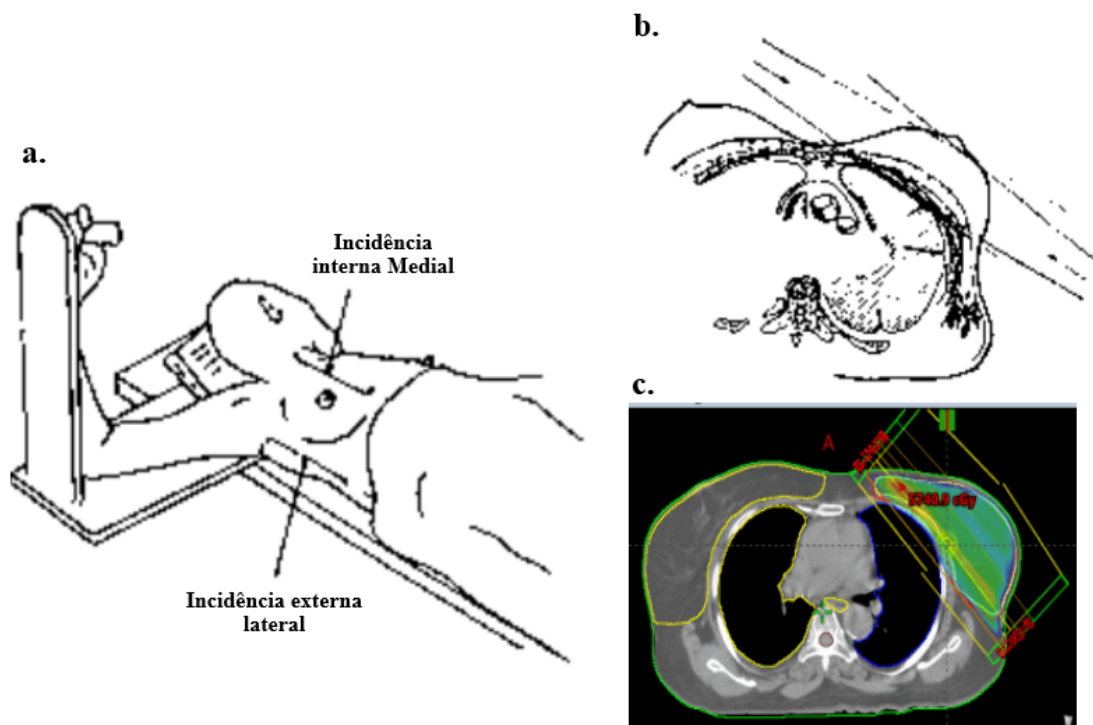


Figura 3. Representação de um tratamento de radioterapia de mama com as técnicas 2D e 3D. Em (a): Posicionamento da paciente, mostrando as duas incidências (interna medial e externa lateral) Adaptada de [SCAFF, 1997, p. 209]; Em (b): Ênfase para os dois campos de incidência do tratamento e como atingem a mama Adaptada de [SCAFF, 1997, p. 209]; Em (c): Imagem de um planejamento de radioterapia de mama, complementando a imagem anterior, exibindo como as duas projeções de campo de radiação cobrem todo o volume da mama durante o tratamento [HOSPITAL DO CÂNCER UOPECCAN, 2021].

A Sociedade Brasileira de Mastologia (SBM) adverte que a demora para o diagnóstico do câncer de mama faz com que 70% das pacientes passem por mastectomia, porém, apenas 20% de 92,5 mil mulheres mastectomizadas, entre 2008 e 2015, realizaram o procedimento de reconstrução mamária, mesmo sendo garantido por lei [AGÊNCIA BRASIL, 2018]. Em dados mais atualizados, no ano de 2017, foram efetuadas 10.186 cirurgias para retirada da mama e 3.413 reconstruções, o que representou um aumento de 34%, em relação à última estimativa, no número de mulheres que realizaram o procedimento de reconstrução mamária [AGÊNCIA BRASIL, 2018]. A reconstrução mamária é assegurada pela Lei 12.802/2013, em que a paciente tem o direito de realizar o procedimento pelo Sistema Único de Saúde (SUS) ou plano de saúde, imediatamente

após a mastectomia do tratamento de câncer, ou em uma reconstrução mamária tardia, realizada quando o médico e a paciente julgarem necessário [BRASIL, 2013].

Como visto na Figura 4, os implantes de silicone são utilizados na reconstrução da mama, disponibilizados em vários formatos e texturas, que podem variar de acordo com o biotipo da paciente. Uma das dificuldades apresentadas na reconstrução é a assimetria entre a mama implantada e a natural e, também, pode haver casos de contratura capsular. Neste caso, ocorre uma modificação na mama, deixando-a mais firme com seu formato alterado, que pode ocorrer devido ao processo de radioterapia após a reconstrução do implante [AMERICAN CANCER SOCIETY, 2019c].

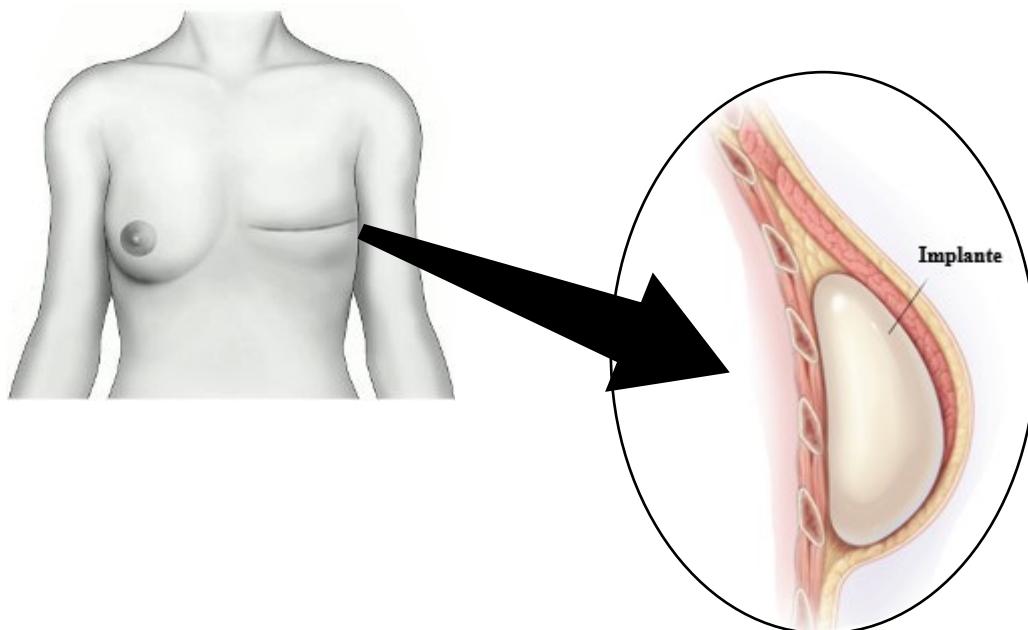


Figura 4. Mastectomia e reconstrução mamária com implante de silicone. Adaptada de [AMERICAN CANCER SOCIETY, 2019c].

Após a mastectomia e a reconstrução mamária, a radioterapia, muitas vezes, é aplicada na cicatriz da cirurgia e na parede torácica, a fim de reduzir a probabilidade de recidiva do câncer na mama, nos tecidos remanescentes e nos linfonodos próximos [INCA, 2021b]. Esses órgãos e tecidos estão abaixo ou adjacentes à prótese mamária de silicone, um material sintético com densidade e compostos diferentes dos presentes no corpo humano, que não são absorvidos pelo organismo e podem gerar perturbações na distribuição de dose na paciente. Estudos existentes na literatura [LETSOALO *et al.*, 2018; UUSHONA, 2009] avaliaram a contribuição da prótese de silicone na distribuição

de dose na profundidade em objetos simuladores de água, utilizando feixes de elétrons e fótons, concluindo que sua presença não induziu aumentos significativos na dose em tecidos logo abaixo do implante, tendo apenas alterações em sua interface.

Entretanto, em nenhum desses estudos encontrados na literatura foi considerada a simulação completa de todos os fatores que são responsáveis pela radiação espalhada, como os componentes do cabeçote do acelerador linear, componentes estruturais da sala, além da paciente que contribuem na distribuição de dose absorvida em órgãos e tecidos fora da área de tratamento. A radiação espalhada pelo cabeçote e outros componentes do acelerador linear, paredes, mesa de tratamento, teto e piso da sala de radioterapia, e principalmente pela paciente, são os responsáveis pela dose absorvida em órgãos e tecidos que estão fora do campo de incidência do tratamento, que podem trazer efeitos deletérios e, em casos graves, causar câncer secundário [TAYLOR e KRON, 2011; SANTOS *et al.*, 2021].

Para estimar os valores das doses de radiação devido à radiação primária ou espalhada, uma ferramenta amplamente utilizada para modelar cenários para cálculos de distribuição de dose em planejamentos e tratamentos de radioterapia é a simulação Monte Carlo, e se empregada juntamente com um objeto simulador virtual, representando o paciente, é possível quantificar as doses absorvidas em diversos órgãos e tecidos. O Método Monte Carlo é amplamente utilizado em Física Médica, essencialmente para o transporte de radiação no tratamento de câncer com radioterapia. Na proporção em que avanços computacionais ocorriam na área, algoritmos sofisticados, com alta precisão para a determinação de grandezas dosimétricas, foram sendo empregados na prática clínica de radioterapia. Atualmente, o método é indispensável para cálculos de dose de planejamento de tratamento dos pacientes, amplamente reconhecido como a ferramenta com maior exatidão para cálculos de distribuição de dose [VERHAEGEN e SEUNTJENS, 2003; YORIYAZ, 2009].

1.1 Objetivos

Verificando a alta estimativa de novos casos de câncer de mama no mundo, principalmente no Brasil, em que a SBM alerta que em 70% dos casos diagnosticados no país é necessário uma mastectomia, muitas vezes, seguida da reconstrução mamária com prótese de silicone (material não tecido-equivalente), o principal objetivo deste trabalho é a avaliação do efeito de implantes mamários de silicone quando submetidos à radioterapia, por meio da estimativa das doses absorvidas em diferentes órgãos/tecidos de um objeto simulador virtual.

Esta avaliação é possível por meio de simulação Monte Carlo e com o uso de um objeto antropomórfico virtual feminino, aplicado em um cenário de simulação de radioterapia, onde está modelado um acelerador linear com feixes de tratamento de 6 MV, comumente utilizado para essa região de tratamento, as mamas.

Por meio da simulação computacional de Monte Carlo, com sua versatilidade de uso e manipulação para lidar com geometrias complexas de cenários como o de radioterapia, é possível verificar a diferença na dose absorvida em diferentes órgãos e tecidos quando se usa prótese de silicone, em comparação com o tecido normal das mamas, a fim de avaliar a radiação espalhada que pode atingir órgãos e tecidos saudáveis da paciente.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Interação da Radiação Ionizante com a matéria

Quando a radiação tem o poder de ionizar o átomo durante sua passagem por um meio material, é chamada de radiação ionizante. Fótons de raios X e gama podem interagir ou não quando incidem na matéria e quando interagem ocasionam transferência total ou parcial de energia para esse meio, através de ionizações e excitações ao longo do percurso. Se o meio material consistir de tecidos ou órgãos do corpo, a energia transferida pode ser absorvida pelas células e produzir efeitos biológicos [KHAN, 2010].

Com caráter ondulatório e de partícula, as ondas eletromagnéticas dos raios X e gama consideram o mesmo princípio de atenuação quando atravessam um material. A atenuação se dá pela redução de intensidade do feixe ou do número de fótons, quando esses penetram no meio. Considerando um feixe monoenergético, a atenuação segue a lei exponencial [PODGORSAK, 2005]:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \text{ ou } N = N_0 e^{-\mu x} \quad (2.1)$$

em que I é a intensidade do feixe depois de atravessar o material de espessura x , I_0 é a intensidade do feixe inicial, e é a base de logaritmos neperianos, N e N_0 são, respectivamente, o número de fótons do feixe depois e antes de passar pelo material. O coeficiente de atenuação linear μ é dependente do número atômico (Z) do material atenuador e da energia do fóton incidente [PODGORSAK, 2005].

Os fótons que interagem com os átomos de um absorvedor podem desaparecer ou serem espalhados em determinado ângulo, verificados por meio dos principais processos de interação com a matéria: espalhamento coerente, efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares [PODGORSAK, 2005].

2.1.1 Espalhamento Coerente ou Rayleigh

A interação do fóton incidente ocorre com um elétron fortemente ligado, ou seja, com o átomo como um todo, porém, não ioniza nem excita esse átomo [KNOLL, 2010]. O fóton não perde nenhuma energia para o meio, sendo apenas espalhado em pequenos ângulos, como mostrado na Figura 5. O espalhamento coerente é mais provável de

acontecer para baixas energias de fótons e materiais absorvedores de alto número atômico [KNOLL, 2010].

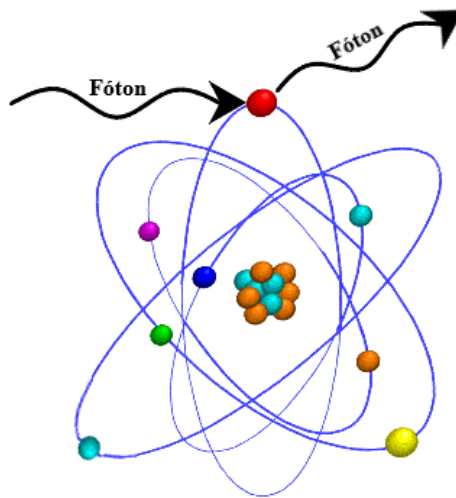


Figura 5. Representação esquemática do espalhamento Rayleigh. Adaptada de [KHAN, 2010, p. 63].

2.1.2 Efeito Fotoelétrico

Na absorção fotoelétrica, apresentada na Figura 6, o fóton incidente interage com um elétron orbital fortemente ligado e desaparece. Primeiramente, toda energia ($h\nu$) do fóton é absorvida pelo átomo e, depois, o elétron orbital chamado de fotoelétrico, mais frequentemente da camada K, é ejetado com uma energia cinética dada por [KNOLL, 2010]:

$$E_c = h\nu - B_e \quad (2.2)$$

em que $h\nu$ é a energia do fóton incidente e B_e é a energia de ligação do elétron [KNOLL, 2010].

Após a ejeção do fotoelétrico, cria-se uma vacância na camada, deixando o átomo no estado excitado. A lacuna é logo preenchida por um elétron vindo de outra órbita do átomo, emitindo assim um ou mais fótons de raios X característicos ou um elétron Auger, em alguns casos [KNOLL, 2010].

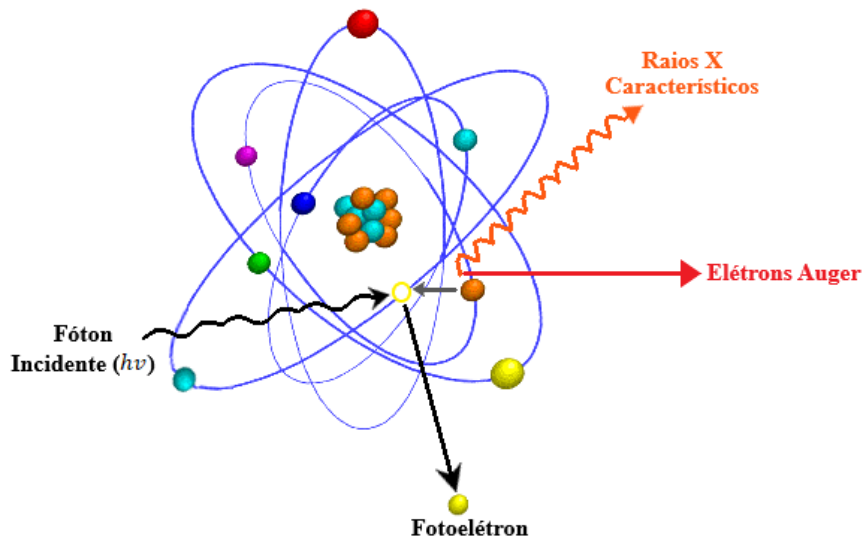


Figura 6. Representação esquemática do efeito fotoelétrico. Adaptada de [KHAN, 2010, p. 63].

A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico é proporcional a $Z^4/(hv)^3$, sendo Z o número atômico do material absorvedor e hv a energia do fóton incidente. A absorção fotoelétrica é o processo de interação predominante para fótons de baixa energia e para materiais atenuantes de alto número atômico [KNOLL, 2010].

2.1.3 Efeito Compton

O modo de interação do espalhamento Compton se dá por meio do fóton incidente e um elétron orbital, livre e estacionário (Figura 7). Desse modo, o fóton incidente possui uma energia muito maior que a energia de ligação do elétron de recuo ($hv \gg B_e$), para quem perde sua energia e é espalhado em um ângulo θ [KNOLL, 2010].

Essa energia transferida para o elétron Compton é variável, de acordo com o ângulo de espalhamento do fóton, sendo a energia máxima para $\theta = 0^\circ$ e mínima para $\theta = 180^\circ$. A Equação (2.3) mostra a relação entre a energia transferida para o elétron Compton e o ângulo do fóton espalhado:

$$hv' = \frac{hv}{1 + \frac{hv}{m_0c^2}(1 - \cos \theta)} \quad (2.3)$$

em que hv' é a energia do fóton espalhado e m_0c^2 é a energia de repouso do elétron (0,511 MeV) [KNOLL, 2010].

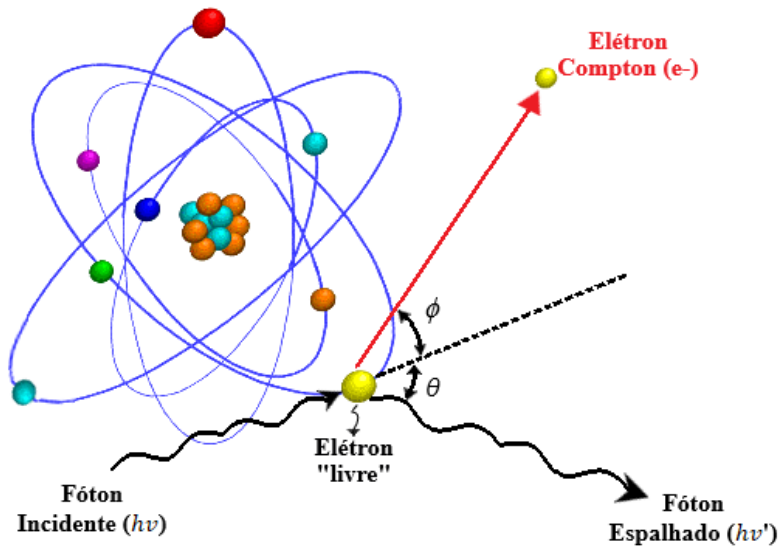


Figura 7. Representação esquemática da interação do efeito Compton. Adaptada de [BUSHBERG e BOONE, 2011, p. 40].

2.1.4 Produção de Pares

No processo de produção de pares, demonstrado na Figura 8, a interação do fóton incidente ocorre no campo coulombiano do núcleo do átomo e o fóton desaparece, convertendo-se em um par elétron-pósitron. Para a ocorrência da produção de pares, o fóton incidente deve ter pelo menos o dobro da massa de repouso de um elétron (1,022 MeV) e, toda energia será dividida entre o pósitron (E_+) e o elétron (E_-), como mostra a Equação (2.4) [PODGORSAK, 2005].

$$E_+ + E_- = hv - 1,022 \quad (2.4)$$

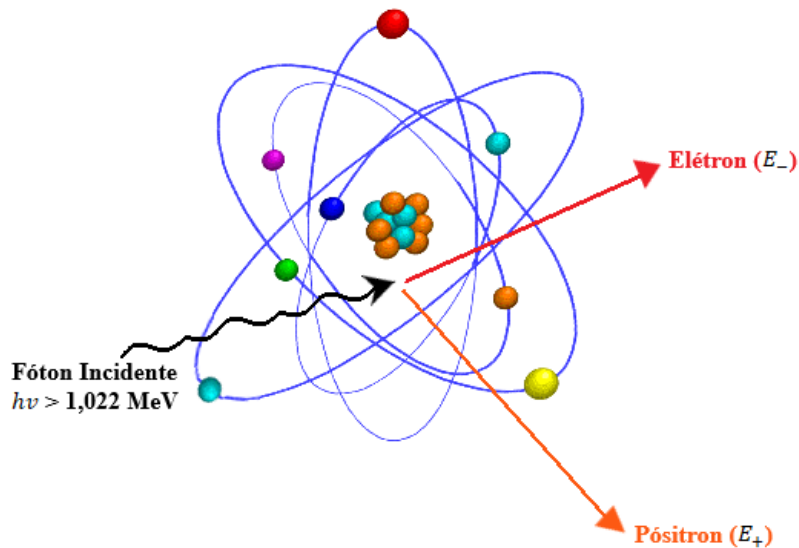


Figura 8. Representação esquemática do processo de produção de pares. Adaptada de [BUSHBERG e BOONE, 2011, p. 45].

Posteriormente a sua criação, o pósitron irá se aniquilar ao se encontrar com um elétron no meio, produzindo dois fótons com energia de 0,511 MeV cada um e em sentidos opostos [KNOLL, 2010].

A aniquilação é mostrada na Figura 9.

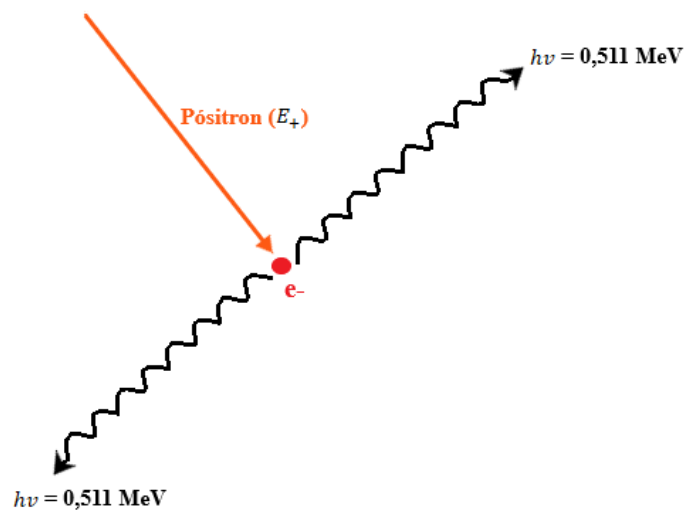


Figura 9. Ilustração do processo de aniquilação de pósitron. Adaptada de [BUSHBERG e BOONE, 2011, p. 45].

O gráfico da Figura 10 representa a importância dos três principais tipos de interação dos raios X e gama, de acordo com a dependência dos valores de Z e $h\nu$.

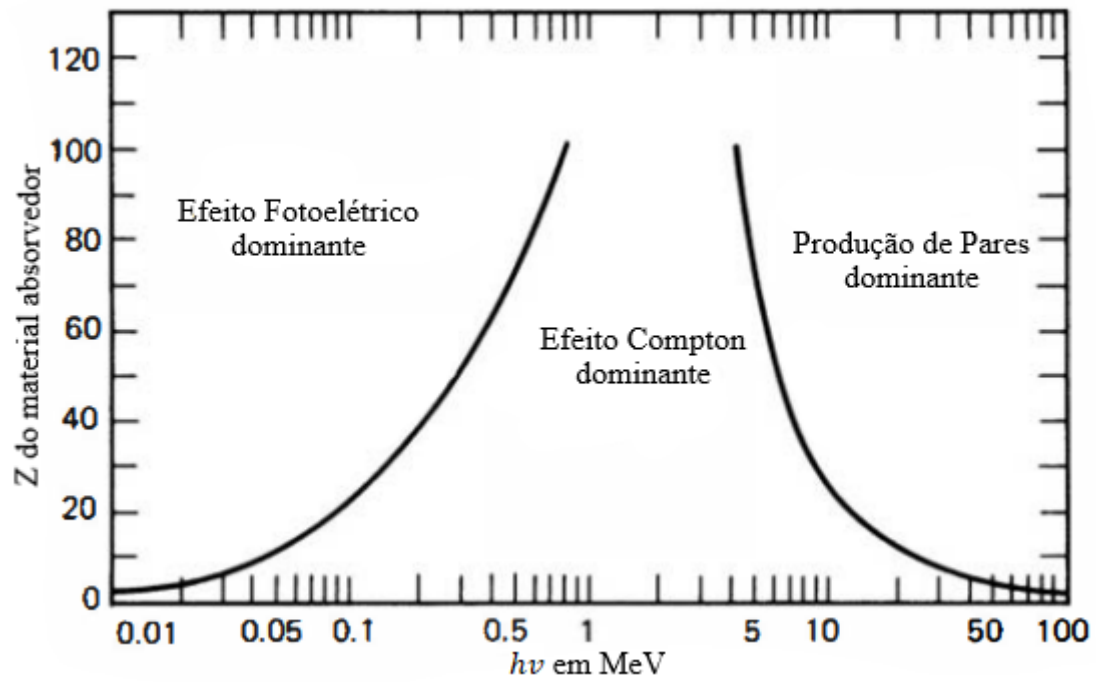


Figura 10. Gráfico mostrando as predominâncias dos processos de interação da radiação com a matéria, dependendo da energia e do número atômico do material absorvedor. Adaptada de [KNOLL, 2010, p. 51].

2.2 Grandezas Dosimétricas

A Radioproteção é composta por normas que propõem proteger indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE), indivíduos do público e o ecossistema da exposição indesejada de radiação ionizante e seus devidos efeitos deletérios em aplicações médicas, exposições externas e internas em seres humanos [TAUHATA *et al.*, 2013].

As grandezas dosimétricas da proteção radiológica fundamentadas pelas Comissões Internacionais foram instituídas para associar a dose de radiação aos efeitos que estas causam. Para esta finalidade, a energia depositada nos órgãos e tecidos do corpo humano é medida, considerando a eficácia biológica dos tipos de radiações, além da radiosensibilidade que os órgãos e tecidos apresentam, quando expostos à radiação ionizante [ICRP-103, 2007].

Sendo definidas desde a década de 20, as grandezas e unidades dosimétricas serviram para unificar as características dos feixes de radiação, estabelecendo protocolos, procedimentos, limites de exposição para a área e a avaliação dos efeitos que as radiações ionizantes provocam em um material, órgão ou tecido humano.

As comissões *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) e *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) se reúnem até os dias atuais para aperfeiçoamento das recomendações internacionais e, por essa razão, essas normas relacionadas à proteção radiológica estão em constante evolução. No Brasil, a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) é responsável pelas normas e regulamentos em radioproteção, sendo a resolução CNEN NN-3.01, a base para o estabelecimento das Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica no país [TAUHATA *et al.*, 2013].

A dose absorvida foi a grandeza dosimétrica utilizada para o desenvolvimento deste trabalho, para determinar a influência da prótese de silicone nos valores das doses absorvidas em diferentes órgãos e tecidos de um objeto antropomórfico virtual feminino. Nesta seção, também são apresentadas as definições de dose equivalente e dose efetiva que são grandezas de proteção radiológica.

2.2.1 Dose Absorvida

A dose absorvida (D) é uma grandeza fundamental para quantificar efeitos químicos e físicos induzidos e esperados, quando materiais são expostos à radiação, sendo determinada pela Equação (2.5).

$$D = \frac{d\overline{E}_{tr}}{dm} \quad (2.5)$$

em que $d\overline{E}_{tr}$ é a energia média transferida pela radiação, podendo ser de qualquer tipo, em uma massa dm de volume finito (V) do material absorvedor [PODGORSAK, 2005].

A dose absorvida tinha como unidade histórica o *rad* (*radiation absorbed dose*), sendo substituído pela unidade J.kg^{-1} , equivalente ao *Gray* (Gy) no sistema internacional (SI), relacionadas por $100 \text{ rad} = 1 \text{ Gy}$ [PODGORSAK, 2005].

2.2.2 Dose Equivalente

Para quantificar o provável efeito biológico de uma exposição à radiação ionizante de qualquer tipo, quando absorvida por algum tecido ou órgão, foi criada a grandeza de proteção dose equivalente (H_T) [KNOLL, 2010].

A dose equivalente é definida como sendo o produto da dose absorvida média no tecido ou órgão exposto à radiação do tipo R ($D_{T,R}$) pelo fator de ponderação da radiação w_R , como mostra a Equação (2.6) [KNOLL, 2010].

$$H_T = D_{T,R}w_R \quad (2.6)$$

Os valores de w_R atribuídos para cada tipo de radiação são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1. Fatores de ponderação da radiação (w_R) [CNEN NN-3.01, 2011; ICRP-103, 2007].

Tipo e faixa de energia	Fator de peso da radiação w_R
Fótons	1
Elétrons e múons	1
Prótons e píons carregados	2
Partículas alfa, fragmentos de fissão e íons pesados	20
Nêutrons ^[a]	
$E_n < 1 \text{ MeV}$	$2.5 + 18.2e^{-[\ln(E_n)]^2/6}$
$1 \text{ MeV} \leq E_n \leq 50 \text{ MeV}$	$5 + 17e^{-[\ln(2E_n)]^2/6}$
$E_n > 50 \text{ MeV}$	$2.5 + 3.25e^{-[\ln(0.04E_n)]^2/6}$

Todos os valores referem-se à radiação incidente no corpo ou para fontes internas de radiação emitida por radionuclídeo(s) incorporado(s).

[a]: O fator de ponderação da radiação para nêutrons é calculado através de uma função contínua considerando a energia de nêutrons E_n (MeV).

Se houver uma exposição com mais de um tipo de radiação, a Equação (2.6), se tornará uma soma, ponderando todas as radiações utilizadas. A unidade original dessa grandeza era o *rem* (*roentgen equivalente man*), atualizada posteriormente para J.kg^{-1} no SI, equivalente ao *sievert* (Sv) [KNOLL, 2010]. A relação entre as unidades de dose equivalente é apresentada na Equação (2.7).

$$1 \text{ J.kg}^{-1} = 1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem} \quad (2.7)$$

2.2.3 Dose Efetiva

A grandeza dose efetiva, E , é estabelecida como sendo a soma das doses equivalentes de todos os tecidos ou órgãos H_T , multiplicada pelo respectivo fator de ponderação desse tecido ou órgão w_T , como mostra a Equação (2.8) [PODGORSAK, 2005].

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (2.8)$$

em que w_T são os fatores de peso dos órgãos e tecidos do corpo, estabelecidos de acordo com os danos no caso de exposição à radiação do corpo todo e com a radiosensibilidade

de cada tecido ou órgão. Os valores de w_T estão apresentados na Tabela 2 [TAUHATA *et al.*, 2013].

Tabela 2. Fatores de ponderação dos tecidos ou órgãos (w_T) [CNEN NN-3.01, 2011; ICRP-103, 2007].

Tecido ou órgão	w_T ^[a]
Medula óssea (vermelha)	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Mama	0,12
Tecidos restantes ^[b]	0,12
Gônadas	0,08
Bexiga	0,04
Fígado	0,04
Esôfago	0,04
Tireoide	0,04
Pele	0,01
Superfície óssea	0,01
Cérebro	0,01
Glândulas salivares	0,01

[a]: Esses valores foram desenvolvidos para uma população de referência composta por número igual de indivíduos de ambos os sexos e abrange uma ampla faixa etária. Na definição de dose efetiva, esses fatores se aplicam a IOE e a indivíduos do público de qualquer sexo ou idade.

[b] Para fins de cálculo, o grupo de tecidos restantes é composto das glândulas adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, linfonodos, músculos, mucosa oral, pâncreas, próstata, intestino delgado, baço, timo e útero.

Assim como no caso da grandeza dose equivalente, os valores de dose efetiva são expressos na unidade *sievert* (Sv) ou $J.kg^{-1}$.

2.3 Método Monte Carlo

Desde que este nome foi dado em um artigo de 1949 por Metropolis e Ulam, o Método Monte Carlo (MMC) ficou então conhecido como um método matemático com amostragens aleatórias, aplicado em diversas áreas da matemática, estatística e física [BIELAJEW, 2013]. Embora os métodos estocásticos fossem conhecidos muito antes dos computadores, a partir de 1949, várias convenções sobre o MMC, com trabalhos envolvendo ciências radiológicas, em particular com raios gama, tornaram-se importantes [BIELAJEW, 2013].

A grande ironia que historiadores apontam para esse método é que seu objetivo de criação era utilizá-lo na bomba termonuclear, uma arma de destruição em massa que não foi detonada; de maneira contrária ao pretendido, este método foi utilizado para beneficiar até hoje o progresso da medicina [BIELAJEW, 2013]. Em um levantamento feito até 2022, são 63.246 trabalhos na plataforma PubMed (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>), utilizando o MMC, mostrando um crescimento de 175% em relação a 2009, onde eram apenas 22.969 publicações com essa temática. Este crescimento foi visto principalmente na área de Física Médica, impulsionado pelo surgimento de tecnologias computacionais avançadas, aumentando a quantidade de armazenamento e capacidade de processamento de informações [YORIYAZ, 2009].

O MMC é caracterizado como um método numérico estatístico que utiliza em sua abordagem a geração de números aleatórios para resolver problemas em uma simulação. As interações simuladas pelo método são de caráter microscópico, e posteriormente, fornecem as soluções macroscópicas, que são as grandezas de interesse [FIPPEL, 2013]. Uma de suas maiores qualidades é a de não fornecer um valor exato do problema, mas sim uma boa aproximação do valor verdadeiro, à proporção que uma grande amostra de números seja processada, quanto maior a amostra, menor será sua incerteza [FIPPEL, 2013]. Isso explica a dependência do MMC ao desenvolvimento tecnológico computacional [FIPPEL, 2013].

Aplicado na Física Médica, o MMC simula o transporte de radiação em problemas constituídos por processos estocásticos, onde um conjunto de partículas é distribuído em várias dimensões aleatoriamente; suas coordenadas mudam em cada colisão entre si ou em interação com a geometria de simulação, constituída de um material [YORIYAZ, 2009]. Desse modo, pode-se estimar o valor de grandezas dosimétricas de interesse, como

a energia depositada ou a dose absorvida, por meio do comportamento dos eventos individuais de todo o conjunto de partículas simuladas [YORIYAZ, 2009].

O MMC refere-se ao comportamento individual de cada partícula como história da partícula, que trata de toda a trajetória, desde a partícula primária até sua saída, por meio de sua absorção ou atingindo um valor de energia mínimo [YORIYAZ, 2009]. Um exemplo de uma história da partícula está esquematizado na Figura 11. O método considera que a partícula primária gera partículas secundárias, em consequência das interações, e todos os parâmetros como ângulos de espalhamento e seções de choque são utilizados nos cálculos. Estatisticamente, a baixa incerteza da simulação é dada por um grande número de histórias de partículas [FIPPEL, 2013].

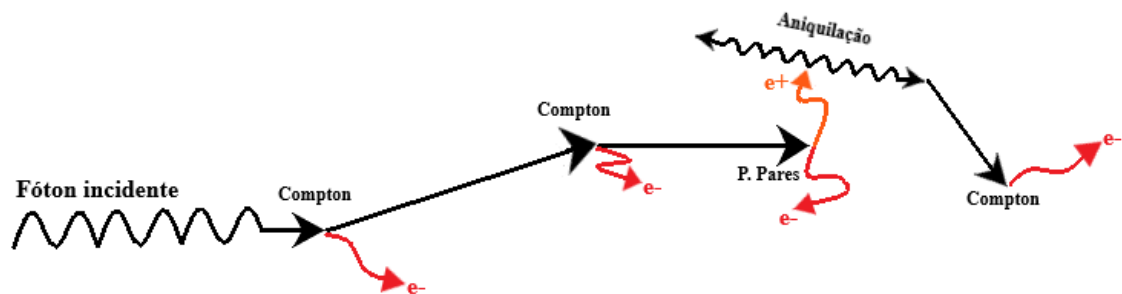


Figura 11. Exemplo de uma história da partícula. O fóton incide na geometria e interage com o material por efeito Compton, que resulta em um novo fóton que interage novamente, produz mais partículas que interagem novamente e assim segue até a “morte” da partícula. Adaptada de [FIPPEL, 2013, p. 19].

Para a radioterapia, o MMC desempenha um papel importante para estabelecer, com resultados de qualidade, difíceis parâmetros dosimétricos produzidos pelos aceleradores lineares (LINACs) para o tratamento de câncer. O MMC, atualmente, oferece as ferramentas mais precisas para a previsão de distribuição de doses em pacientes, fato pelo qual é empregado em sistemas de planejamento em radioterapia, com algoritmos capazes de realizar cálculos de doses em tempos velozes para a prática clínica, graças ao avanço tecnológico de processadores [FIPPEL, 2013; YORIYAZ, 2009].

2.4 Radioterapia

A radioterapia é uma forma de tratamento que faz uso de radiação de alta energia para atingir células cancerígenas, interrompendo seu crescimento e sua capacidade de reprodução descontrolada. A técnica visa fornecer essa alta dose de radiação diretamente ao tumor, minimizando a exposição dos órgãos e tecidos adjacentes, além de fracionar a dose total de irradiação para que o tecido saudável, que por acaso seja atingido no tratamento, seja reparado, sendo assim, uma ferramenta terapêutica importante e precisa para o tratamento de diversos tipos de câncer [PODGORSAK, 2005].

O tratamento por radioterapia só se tornou possível após a descoberta dos raios X em 1895, pelo físico alemão Wilhelm Röntgen, quando, um ano depois, Emil Grubbe empregou essa descoberta para tratar uma paciente com câncer de mama, antes mesmo de estudarem as propriedades físicas e efeitos biológicos da radiação [DO HUH e KIM, 2020]. Somente três anos depois, com os estudos sobre a radioatividade, que Becquerel e Marie Curie relataram os efeitos malignos da radiação de fontes naturais, como o rádio (^{88}Ra) [DO HUH e KIM, 2020].

Houve um grande número de estudos com raios X e rádio empregados na medicina nos primeiros anos de 1900. Os cânceres superficiais, principalmente o de pele, foram os mais tratados por conta da baixa energia e pouco poder de penetração das radiações no tecido [DO HUH e KIM, 2020]. A partir da década de 1910, desenvolveram-se estudos para produzir equipamentos que fossem capazes de realizar tratamentos de tumores mais profundos, mas ainda pouco se sabia sobre os conceitos técnicos da radioterapia, localização dos tumores e sobrevivência das células. Estas dúvidas foram solucionadas na próxima década, com a conclusão de que o tratamento com doses fracionadas é mais eficaz do que em uma sessão única, além da utilização da primeira câmara de ionização em 1932, para medir a dose entregue no tratamento [DO HUH e KIM, 2020].

Nas três próximas décadas, 1920 a 1940, foram desenvolvidas terapias com ortovoltagem, usando tubos de raios X que forneciam feixes de elétrons variáveis, com valores de tensões de 50 kV a 200 kV. Somente após a década de 1950, que máquinas de poucos kV foram substituídas por terapias de megavoltagem, possibilitando a irradiação de tumores mais profundos, como a teleterapia de ^{60}Co , que fornecia raios gama de alta energia, e em seguida, pelos LINACs, que emitem fótons e elétrons com energia na ordem

de MeV, que são utilizados como terapia atual em tratamentos de câncer [PODGORSAK, 2005].

Os LINACs acompanharam o avanço computacional, desenvolvendo dispositivos radioterápicos sofisticados, mais eficazes e seguros aos pacientes, com técnicas de teleterapia 2D, 3D-Conformacional, IMRT (*Intensity Modulated Radiation Therapy*), IGRT (*Image Guided Radiation Therapy*), Radioterapia Estereotáxica (Radiocirurgia), Protonterapia, BCNT (*Boron Neutron Capture Therapy*), entre outras. Tecnologias com planejamentos e tratamentos guiados por imagem em tempo real, terapia FLASH (entrega de ultra altas taxas de dose de 40 a 120 Gy/s para o controle tumoral sem causar nenhum dano ao tecido circundante), radiocirurgias com campos cada vez menores e terapia com partículas (prótons e nêutrons), fazem parte da radioterapia do futuro, em que a diversidade de terapias tem como objetivo oferecer a melhor forma de tratamento aos pacientes [DO HUH e KIM, 2020].

2.4.1 Aceleradores Lineares

Os LINACs são aceleradores de partículas carregadas, como elétrons, com feixes abrangentes de 4 MV a 25 MV, utilizando ondas eletromagnéticas, a fim de produzir elétrons e raios X de alta energia para o tratamento de tumores [PODGORSAK, 2005].

Na Figura 12, está apresentado um esquema para o funcionamento de um LINAC médico. Os elétrons são produzidos em virtude dos pulsos de alta tensão produzidos pelo modulador quando são entregues no canhão de elétrons e, posteriormente, são acelerados por campos de radiofrequência de alta potência, seguindo em uma trajetória retilínea pelos guias de ondas, onde se encontram com as micro-ondas pulsadas e, nessa interação, ganham energia. Os elétrons de alta energia saem dos guias de onda na forma de um feixe e podem seguir até o cabeçote por caminhos retos ou caminhos curvos (90° a 270°), através do *bending* magnético, um sistema de transporte por ímãs de flexão e bobinas de focagem, a fim do feixe atingir um alvo para a saída de fótons pelo cabeçote [PODGORSAK, 2005; KHAN, 2010].

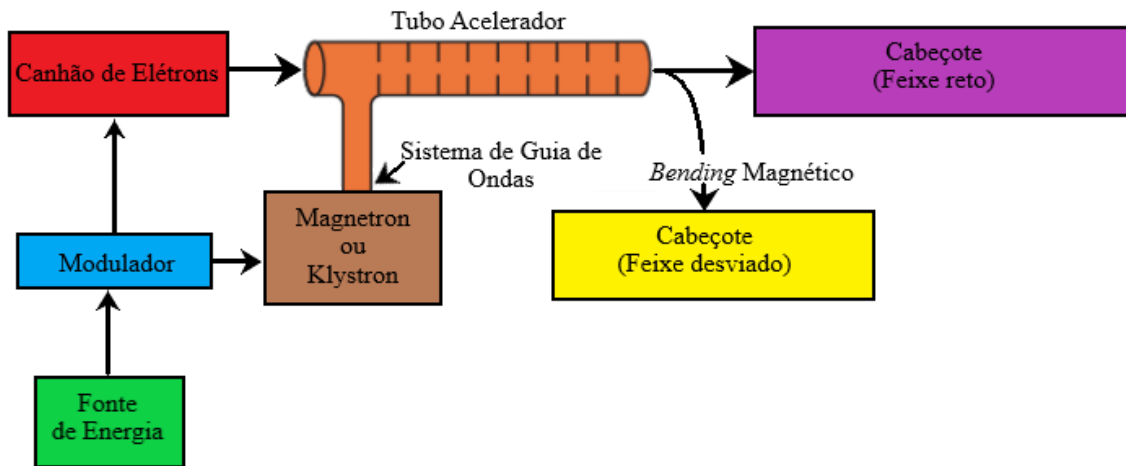


Figura 12. Diagrama do funcionamento de um típico LINAC médico. Adaptada de [KHAN, 2010, p. 43].

O *gantry*, o suporte do *gantry*, a cabine de modulação, a mesa de tratamento e o console de controle, são as cinco sessões principais em que o sistema operacional de um LINAC se divide. Os LINACs modernos possuem a técnica isocêntrica, que é o ponto de intersecção entre o eixo vertical em que o colimador se movimenta, com o *gantry* (fonte de radiação) que rotaciona em torno do eixo horizontal, mais precisamente ao redor da mesa de tratamento. Deste modo, não importa em qual direção serão as incidências dos feixes de tratamento, pois todas se encontrarão no isocentro, sempre localizado na lesão a ser tratada, garantindo que 100% da dose atinja o local planejado [KHAN, 2010].

O LINAC também pode ser dividido em seis classes de sistemas componentes que são essenciais para seu funcionamento [PODGORSKAK, 2005]:

1. Sistema de injeção: consiste na fonte de elétrons, o canhão de elétrons, onde o filamento é aquecido e ocorre a ejeção de elétrons por meio da emissão termiônica.
2. Sistema de geração de radiofrequência: composto por uma fonte de alimentação de radiofrequência e um modulador pulsado, que geram as micro-ondas de radiofrequência utilizadas para acelerar os elétrons nos guias de ondas. O *magnetron* é uma fonte geradora de micro-ondas de radiofrequência, o *klystron* é um amplificador de radiofrequência de baixa potência, enquanto o modulador produz os pulsos de alta tensão e corrente, de curta duração, necessários para alimentar o *magnetron*, *klystron* e o sistema de injeção.
3. Sistema de guia de ondas: tubo de cobre preenchido por vácuo ou por outro gás, dividido em seções retangulares ou circulares, para a transmissão das micro-ondas e

promove um padrão de campo elétrico para a aceleração dos elétrons, vindos do canhão de elétrons.

4. Sistema auxiliar: são sistemas que não estão conectados diretamente à produção dos elétrons, mas participam da operação do LINAC. Em suma são quatro: sistema de bombeamento de vácuo, sistema de resfriamento com água, sistema de pressão de ar e blindagem para a radiação de fuga.

5. Sistema de monitoração e colimação do feixe: os monitores de doses acoplados nos LINACs são câmaras de ionização geralmente de transmissão, que são câmaras de placas paralelas planas localizadas entre o filtro aplainador ou folha de espalhamento e o colimador secundário, a fim de cobrir toda a saída do feixe e monitorar principalmente a taxa de dose e a simetria do feixe. Os LINACs médicos possuem dois ou três componentes para a colimação do feixe: um colimador primário fixo, localizado logo após o alvo de raios X, um colimador secundário móvel constituído por dois pares de blocos de chumbo ou tungstênio, que podem fornecer campos retangulares, e por fim, um colimador *multileaf* (MLC) adicionado em LINACs modernos para a produção de campos conformados e de intensidade modulada (IMRT), tendo modelos com 60 pares de folhas para cobrir um campo de 40 x 40 cm².

6. Cabeçote: é revestido por uma blindagem de materiais com alto número atômico, como chumbo e tungstênio, fornecendo proteção contra a radiação de fuga. Os componentes do cabeçote atuam na produção, modelagem, localização e monitoramento dos feixes de fótons e de elétrons, processos que estão expostos na Figura 13.

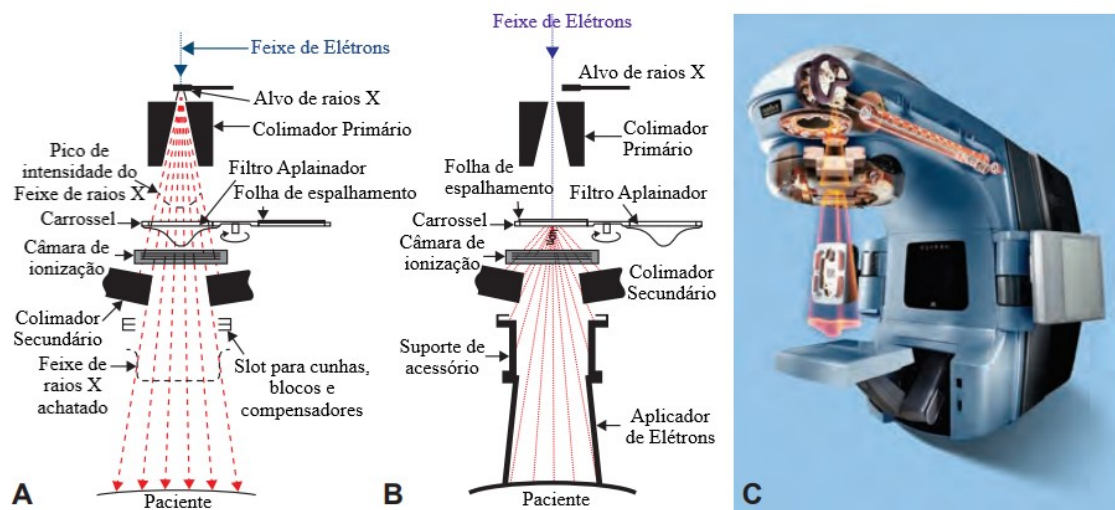


Figura 13. Componentes de um cabeçote de um LINAC. Em **A)** Modo de terapia com fótons de raios X. **B)** Modo de terapia com elétrons. **C)** Diagrama com um corte no cabeçote do LINAC, mostrando como o feixe é emitido até o paciente. Adaptada de [KHAN, 2010, p. 46].

2.4.2 Porcentagem de Dose Profunda (PDP)

A porcentagem de dose profunda é um dos principais parâmetros que qualificam o feixe de radiação. Esse parâmetro caracteriza a variação da distribuição de dose ao longo do eixo central do feixe, normalizando a dose na profundidade em relação a uma dose de profundidade de referência [PODGORSAK, 2005]. Uma curva característica de PDP está ilustrada na Figura 14 [PODGORSAK, 2005].

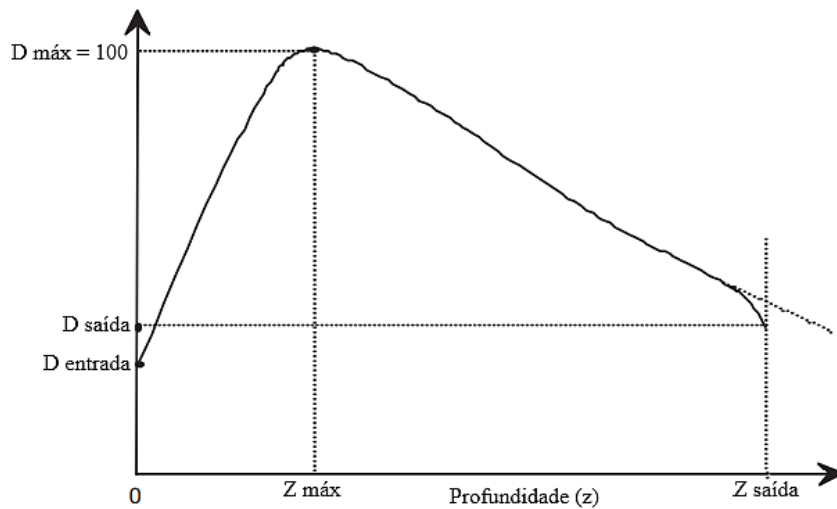


Figura 14. Curva de PDP, deposição de dose na profundidade de um feixe de fótons. Adaptada de [PODGORSAK, 2005, p. 170].

Observando a curva característica do parâmetro PDP, mostrada na Figura 14, analisa-se alguns pontos importantes. $D_{entrada}$ é a dose medida na superfície de entrada do feixe, $D_{saída}$ é a dose de saída do feixe, $D_{máx}$ é o ponto normalizado para 100, em que a dose atinge seu valor máximo [PODGORSAK, 2005]. Ao interagir com o meio, após a superfície, a região entre $z = 0$ e $z = Z_{máx}$ é definida como a região de acúmulo de dose, chamada de *build-up*, quando o equilíbrio eletrônico das partículas, principalmente os elétrons, é atingido, ou seja, o número de elétrons liberados é o mesmo de elétrons que depositam energia no meio. Quando a dose máxima é atingida, esta passa a decrescer até sair do meio ($D_{saída}$) [PODGORSAK, 2005].

O parâmetro PDP é expresso como uma porcentagem do quociente da dose absorvida em qualquer profundidade (D_d) pela dose absorvida em uma profundidade de referência fixa de dose máxima (D_{d_0}), ao longo do eixo central, conforme mostra a Equação (2.9) [KHAN, 2010].

$$PDP = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100\% \quad (2.9)$$

Na Figura 15, está apresentado o esquema necessário para obter a curva de PDP. Este parâmetro deve ser medido com o campo aberto e com todos os colimadores físicos recolhidos devido ao endurecimento do feixe produzidos pela sua atenuação [KHAN, 2010].

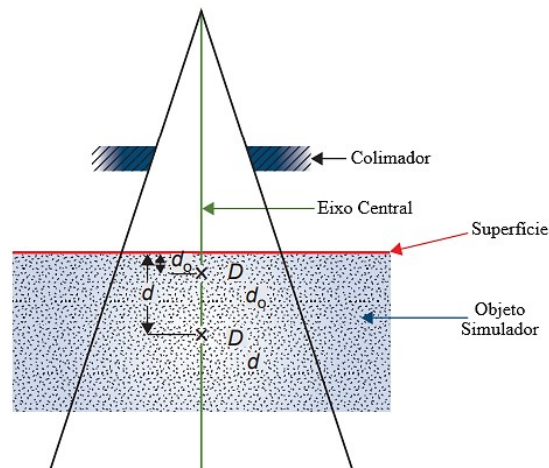


Figura 15. Configuração para a realização de medidas do parâmetro PDP. Adaptada de [KHAN, 2010, p. 136].

2.4.3 Perfil de dose OFF-AXIS ou perfil de dose lateral

Além do parâmetro PDP, é necessário para conseguir mensurar a distribuição de dose no paciente, os perfis de dose off-axis (fora do eixo) do feixe. Os perfis de dose off-axis oferecem a distribuição de dose nos eixos perpendiculares ao central, com medidas realizadas em profundidades distintas, empregando um objeto simulador equivalente ao tecido humano, frequentemente na marca de dose máxima ($d_{máx}$) ou de 10 cm, conhecida como a profundidade de referência para calibração de feixes maiores ou iguais a 6 MV, além de outras como 5 cm, 20 cm e 30 cm para objetivos dosimétricos requeridos de sistemas de planejamentos [PODGORSAK, 2005].

A combinação da distribuição de dose no eixo central com a distribuição nos eixos axiais em profundidade diferentes fornece as informações necessárias para uma distribuição completa em duas e três dimensões da dose no paciente. Um exemplo de curva característica do perfil de feixe off-axis está apresentado na Figura 16.

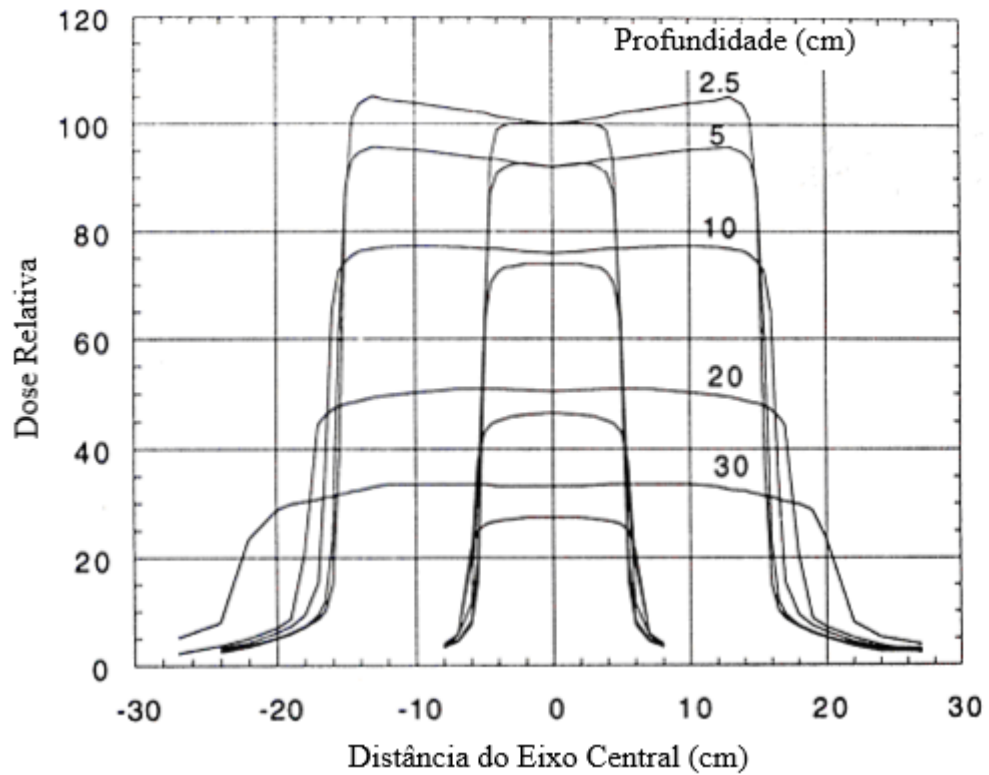


Figura 16. Exemplo de uma curva de perfil de dose off-axis para os tamanhos de campos ($10 \times 10 \text{ cm}^2$ e $30 \times 30 \text{ cm}^2$) com feixe de raios X de 10 MV e para diferentes profundidades em um simulador de água. Adaptada de [PODGORSAK, 2005, p. 195].

3 – MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Silicone – PDMS

Comumente chamado de “silicone”, o polidimetilsiloxano (PDMS) é o principal material constituinte dos implantes/próteses mamárias. Desde que foi usado em 1963, o PDMS está em constante desenvolvimento motivado pelas descobertas nas áreas de medicina, biotecnologia e ciência dos materiais. O PDMS é um óleo siliconado sintético, da classe dos polímeros e composto por uma cadeia química de silício, oxigênio e o grupo orgânico metil [DI KÁSSIA *et al.*, 2016; UUSHONA, 2009], conforme exposto na Figura 17. É bastante utilizado na área médica, farmacêutica, alimentar, entre outros, podendo estar em três formas: líquida, gel e coesiva [DI KÁSSIA *et al.*, 2016; UUSHONA, 2009].

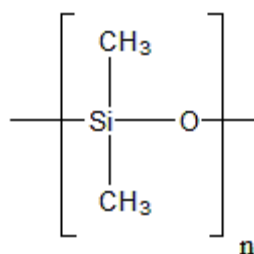


Figura 17. Estrutura do polímero PDMS: $[(\text{CH}_3)_2\text{SiO}]_n$ [UUSHONA, 2009, p. 26].

O PDMS é empregado no preenchimento da prótese mamária, como um gel altamente coeso, sendo importante para não haver dispersão em tecidos vizinhos [LETSOALO *et al.*, 2018]. O revestimento externo do implante é composto por numerosas camadas do material. Por esse motivo, os implantes podem exibir acabamentos lisos, texturizados ou envoltos com poliuretano, a diferença entre eles é vista na Figura 18 [DI KÁSSIA *et al.*, 2016; LETSOALO *et al.*, 2018].

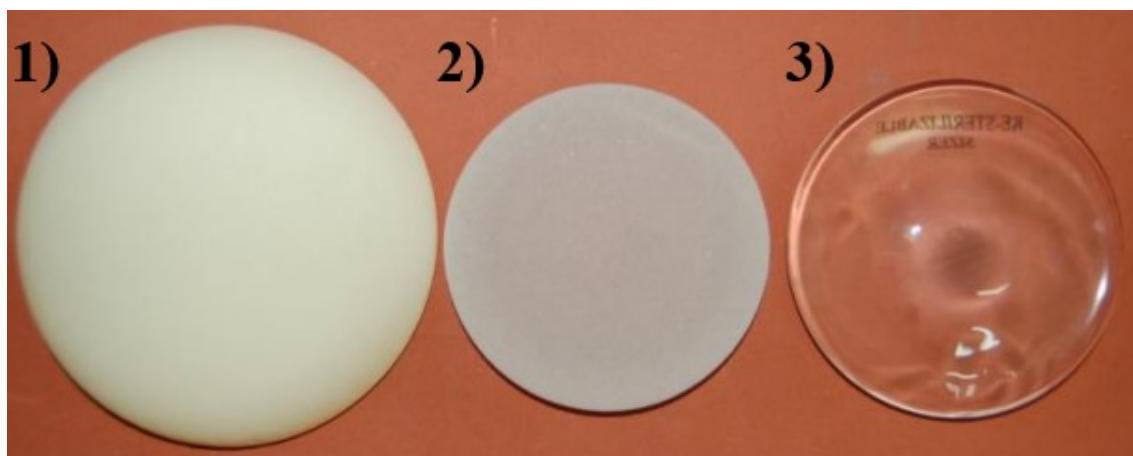


Figura 18. Tipos de revestimentos de próteses mamárias. **1)** Superfície de poliuretano. **2)** Superfície Texturizada. **3)** Superfície Lisa. Adaptada de [DI KÁSSIA *et al.*, 2016, p. 33].

Os implantes com superfície lisa estão associados a um número maior de complicação pós-operatória, como a contratura capsular, quando comparados às próteses de superfície texturizada ou envolvidas por poliuretano, que proporcionam uma melhor adesão aos tecidos próximos [DI KÁSSIA *et al.*, 2016].

Além de ser considerado um biomaterial, por ter características próximas ao tecido humano, o PDMS possui propriedades físicas interessantes para o emprego na indústria, como: elasticidade, durabilidade, resistência à umidade, suportando temperaturas extremas, além de estabilidade térmica e mínima toxicidade. Sua densidade física é $0,97 \text{ g/cm}^3$ e os pesos atômicos de cada elemento constituinte do material PDMS estão exibidos na Tabela 3, dados que foram utilizados na simulação computacional do material [DI KÁSSIA *et al.*, 2016; LETSOALO *et al.*, 2018].

Tabela 3. Pesos atômicos dos elementos que constituem o silicone (PDMS) utilizado na simulação computacional [DI KÁSSIA *et al.*, 2016; LETSOALO *et al.*, 2018].

Elementos do PDMS	Pesos Atômicos (g/mol)
Si	0,379
C ₂	0,324
O	0,216
H ₆	0,081

3.2 Objeto Simulador Antropomórfico Virtual Feminino – FASH3

Neste trabalho, o FASH3 (*Female Adult meSH*) foi o objeto simulador antropomórfico virtual feminino utilizado como a paciente durante a simulação de um tratamento de radioterapia de mama. O desenvolvimento dos objetos simuladores humanos resolveu um problema essencial para a dosimetria e radioproteção, que era a dificuldade de expressar a quantidade de dose equivalente ou absorvida em diferentes tecidos e órgãos humanos, quando expostos à radiação ionizante, visto que só era possível a medição dessas grandezas na superfície [CASSOLA *et al.*, 2009].

O uso de objetos simuladores se iniciou em 1950, com o artigo de Snyder [SNYDER, 1950], adotando a modelagem de um cubo de água para representar o tronco humano. Atualmente, têm-se modelagens anatomicamente sofisticadas. O FASH3 é um dos objetos simuladores computacionais criado pelo Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco, empregando ferramentas modernas de superfícies de malha poligonal e softwares de voxelização, incluindo computação gráfica e filmes de animação, atlas e superfícies 3D anatômicas disponíveis, seguindo as recomendações da ICRP 89 [ICRP-89, 2002], considerando os órgãos e tecidos de adultos caucasianos de referência, com 35 anos de idade [CASSOLA *et al.*, 2009; KRAMER *et al.*, 2009].

O FASH3 possui 113 estruturas modeladas, distribuídas entre órgãos, ossos e tecidos para uma adulta do sexo feminino, com peso de 60 kg e 163 cm de altura [KRAMER *et al.*, 2009]. Este objeto simulador é composto de *voxels* que possuem, cada um, dimensões de 2,4x2,4x2,4 cm³ [CASSOLA *et al.*, 2009; SANTOS *et al.*, 2021].

O objeto simulador antropomórfico virtual feminino FASH3 está apresentado com mais detalhes de sua estrutura na Figura 19.

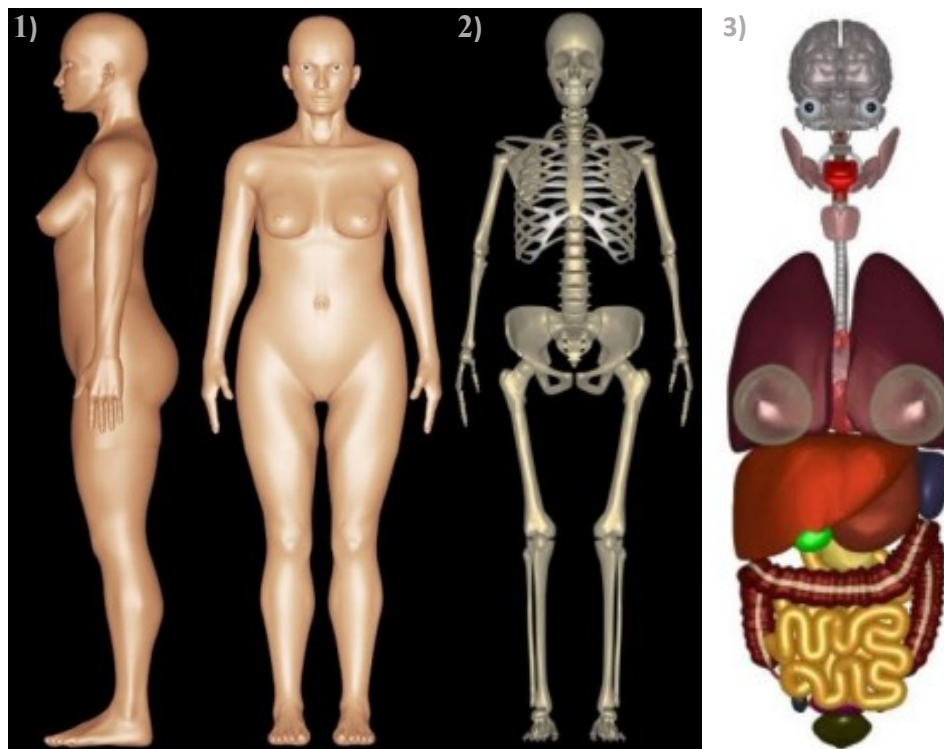


Figura 19. 1) Vista lateral e frontal do objeto simulador antropomórfico virtual feminino FASH3. 2) Vista frontal do esqueleto do FASH3. 3) Órgãos femininos do FASH3. [CASSOLA *et al.*, 2009, p. 144].

3.3 Software de Simulação Monte Carlo – MCNP 6.2

O código de transporte de radiação Monte Carlo aplicado neste trabalho foi o MCNP 6.2 (*Monte Carlo N-Particle*), código mais citado na literatura para aplicações médicas e não médicas. Seu crescimento foi impulsionado, principalmente, na detecção de nêutrons com ferramentas de última geração, embora o emprego no transporte de fótons tenha se iniciado, em 1973, e de elétrons na versão 4, em 1990 [BIELAJEW, 2013]. Nos dias de hoje, a aplicação é ampla para vários tipos de partículas: fótons, elétrons, nêutrons, prótons, íons leves e íons pesados [BIELAJEW, 2013].

Projetado pelo Laboratório Nacional de Los Alamos (LANL), o MCNP tem utilização ampla em diversas áreas, desde a projeção de reatores nucleares, detecção de partículas carregadas, avaliação de blindagens e, na Física Médica, em tecnologias de imagens e particularmente, em terapia de nêutrons, prótons, elétrons e fótons. Abrange assim, o transporte de radiação para intervalos grandes de energia, como por exemplo para os fótons, onde as energias disponíveis vão de 1 keV a 100 GeV [WERNER *et al.*, 2018]. O software tem um futuro promissor e está em constante desenvolvimento em melhorias de qualidade e pesquisa, à medida que as tecnologias computacionais avançam [WERNER, 2017; WERNER *et al.*, 2018].

Na prática, o usuário do código MCNP 6.2 deve criar um arquivo de entrada (*input*) em linguagem computacional para ser lida pelo software. Neste arquivo, deve-se incluir informações do cenário de simulação do problema: a geometria detalhada em tamanho real com as características dos materiais que a constituem, a localização e as especificações da fonte radioativa, as informações de número de história de partículas (*nps*), ferramentas utilizadas para aprimorar a eficiência da resposta e o tipo de registro (*tally*) que o programa contabilizará [WERNER, 2017; WERNER *et al.*, 2018]. Uma parte de um código de um arquivo de entrada para simulação está exemplificado na Figura 20.

```

RADIOTERAPIA - 6 MV - Mama_IMRT
c
c Células
c Cama do paciente
400 400 -1.25 (7010 -7020 7030 -7040 7050 -7060)
...

c Superfícies
c Cama do paciente
7010 13 px 0.0
7020 13 px 62.40
...

c Materiais
c Fibra de carbono

m400 1000. -0.057441
      6000. -0.774591
      8000. -0.167968
...

c Fonte
sdef erg=d4 dir=1 vec=0 0 1 X=0 Y=0 Z=0 par=0
...

c Tallies
F6:p 101 102 103 104...
...

nps 1e9

```

Figura 20. Parte de um exemplo de um código de arquivo de entrada para simulação no MCNP 6.2. Fonte: Elaborada pela autora.

Os *tallies* identificam no código *input* qual será o tipo de informação registrada durante a simulação no código MCNP 6.2, podendo ser a distribuição energética no meio, a corrente através de uma superfície, entre outros. Em geral, são sete tipos básicos de contagem dos *tallies*, tendo aplicações de seis desses padrões para fótons (P), quatro padrões para nêutrons (N) e seis padrões para elétrons (E), como são detalhados na Tabela 4, diferenciados após o mnemônico do *tally* desejado [WERNER, 2017]. Também, estão apresentados na Tabela 4, as variações *Fn e +Fn que os *tallies* podem possuir. Com o

adicional do asterisco (*Fn), as unidades são transformadas em uma contagem de energia, como por exemplo, o *tally* F8 é para contabilizar a deposição de pulsos, mudado para *F8 se torna uma contagem de energia depositada e como o sinal de mais (+) se altera para uma contagem de carga depositada [WERNER, 2017; WERNER *et al.*, 2018].

Tabela 4. Tipos de *tallies* [WERNER, 2017].

Tally Mnemônico	Descrição	Unidade	Unidade (* e +)
F1:N ou F1:P ou F1:E	Corrente em uma superfície	Partículas	MeV
F2:N ou F2:P ou F2:E	Fluxo médio em uma superfície	Partículas/cm ²	MeV/cm ²
F4:N ou F4:P ou F4:E	Estimativa do “ <i>track length</i> ” do fluxo da célula	Partículas/cm ²	MeV/cm ²
F5A:N ou F5A:P	Fluxo em um ponto (detector)	Partículas/cm ²	MeV/cm ²
F6:N ou F6:P ou F6:N,P	Estimativa do “ <i>track length</i> ” da energia depositada	MeV/g	Jerks/g e MeV/g
F7:N	Estimativa do “ <i>track length</i> ” da energia de fissão depositada	MeV/g	Jerks/g
F8:N ou F8:P ou F8:E ou F8:P, E ou *F8 ou +F8	Distribuição de energia do pulso criado em um detector	Pulsos	MeV e Carga

Por fim, após o término da simulação, o software gerará um arquivo de saída (*output*), onde estarão as respostas das questões desejadas e os resultados dos cálculos para análise do usuário [WERNER, 2017; WERNER *et al.*, 2018].

3.4 Cenário de Simulação para a Validação do Feixe

Neste trabalho, para avaliar a fonte de fótons emitidos por um acelerador linear Clinac 2100C da *Varian Medical Systems* foi realizada a validação do feixe de 6 MV, observando se as suas propriedades na simulação Monte Carlo com o código MCNP 6.2, estão em concordância com os padrões experimentais em um procedimento real. Para simulação do acelerador linear Clinac 2100C da *Varian Medical Systems* foi utilizado o artigo de Bednarz and Xu (2009), que forneceu as características do acelerador, com adaptações para o presente estudo.

A validação do feixe ocorreu mediante as comparações dos dados de percentual de dose profunda (PDP) e os perfis de dose fora do eixo (off-axis) determinados por simulação e os resultados obtidos experimentalmente. Utilizou-se um simulador cúbico de PMMA, com medidas de $30 \times 30 \times 30$ cm³ e 1 cm de espessura, preenchido com água e com o lado superior aberto. As medições experimentais foram realizadas no Instituto do Câncer do Ceará.

Experimentalmente, os parâmetros do feixe foram determinados empregando uma câmara de ionização Farmer (modelo FC65/P – dosimetria IBA) com volume sensível de 0,6 cm³ para a realização das medições. Os perfis de dose off-axis foram medidos com a câmara de ionização posicionada ao longo do eixo axial com espaços de 0,025 cm. Já as medidas do PDP foram realizadas com a câmara de ionização situada ao longo do eixo central em passos de 0,5 cm, variando de 0,5 cm a 30 cm de profundidade do simulador de água. Os dois parâmetros foram normalizados pela dose absorvida a 10 cm de profundidade no eixo central.

No cenário de simulação foram modelados dois conjuntos de *voxels* para caracterizar os sensores de radiação, a fim de registrar a energia depositada em cada *voxel* dos eixos axial e central, para determinar respectivamente, o off-axis e o PDP. O conjunto de detectores distribuído ao longo do eixo axial foi composto de 100 *voxels*, com dimensões de $1,0 \times 1,0 \times 0,4$ cm³ e o conjunto disposto pelo eixo central foi composto de 400 *voxels*, medindo cada um $2,5 \times 2,5 \times 0,1$ cm³ e espaçados em 1 mm entre si.

O LINAC Varian 2100C foi modelado com todas as suas estruturas principais: o alvo, filtro de cunha, colimadores primário e secundário, filtro aplainador e, também, colimador multi-lâminas (MLC), com precisamente 80 folhas. A fonte de elétrons

obedeceu a uma distribuição gaussiana ao longo do eixo xy , com largura à meia altura (FWHM - *full width at half maximum*) de 0,13 cm.

Tanto na simulação quanto na parte experimental, o LINAC empregou um feixe de fótons com tensão de 6 MV, irradiando um campo padrão de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e uma distância da fonte à superfície (SSD) de 100 cm.

Para quantificar a energia depositada na água, o *tally* *F8 (MeV/partícula-fonte) foi usado no registro das medidas. Foram empregadas $1E09$ histórias de partículas, garantindo incertezas baixas para esta simulação. A Figura 21 ilustra o cenário computacional da validação do feixe utilizado para determinar as medidas do PDP e off-axis.

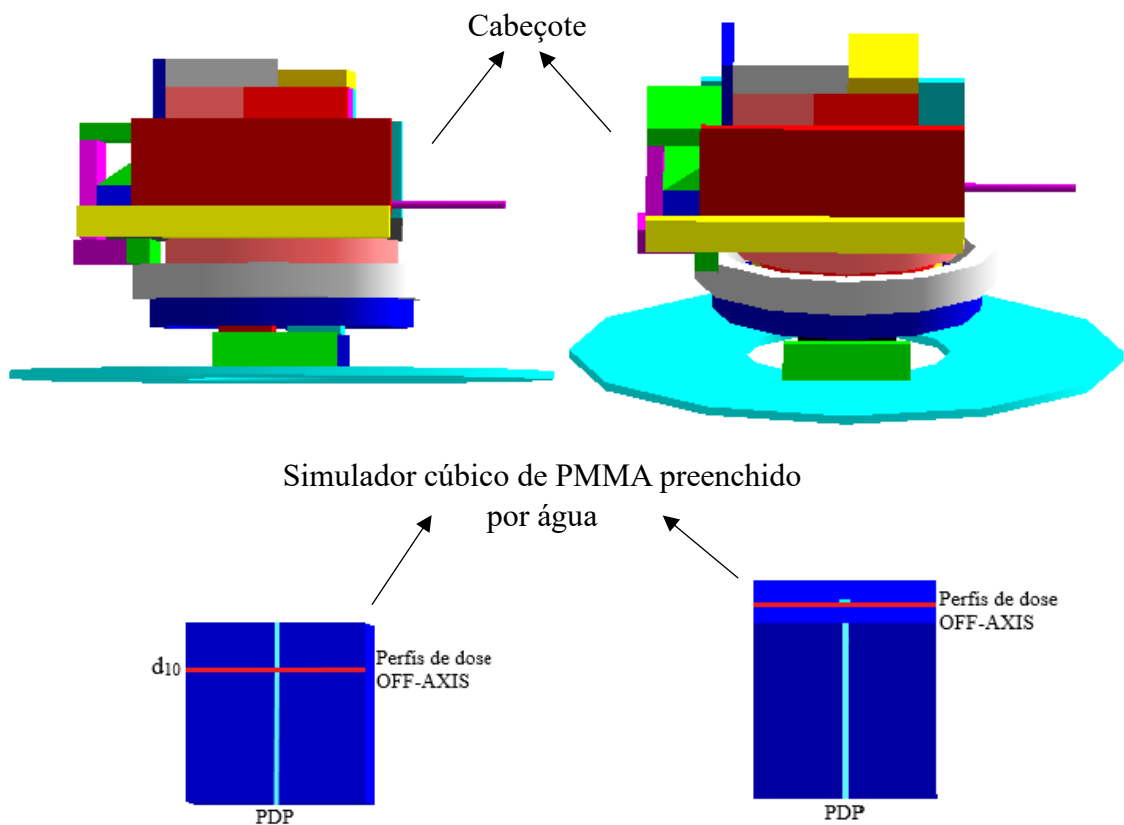


Figura 21. Esquema de modelagem computacional para determinar os parâmetros PDP e perfis de dose off-axis. Fonte: Elaborada pela autora.

3.5 Cenário de Simulação da Radioterapia de Mama

Para a simulação do tratamento radioterápico de mama foi necessária a modelagem do cenário de radioterapia, contendo a estrutura da sala e do equipamento LINAC juntamente com a paciente.

O LINAC Varian 2100C foi modelado para simulação com suas principais peças do cabeçote, responsáveis pela produção do feixe de fótons de alta energia e, também, do espalhamento da radiação, que foi considerada neste trabalho. Na sua estrutura, observada na Figura 22, estão presentes: o alvo, o filtro de cunha aplainador do feixe, o colimador primário, o colimador secundário e as 80 multi-lâminas (MLC).

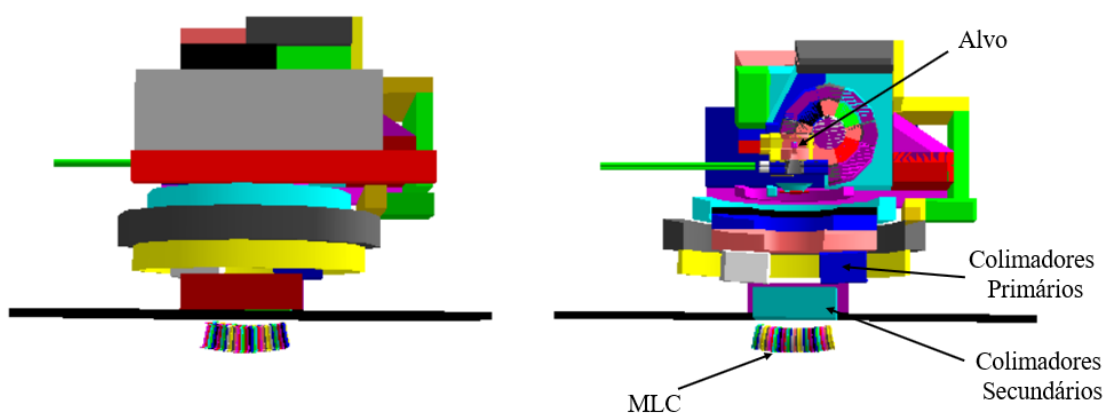


Figura 22. Cabeçote e seus componentes modelados para simulação computacional.

Fonte: Elaborada pela autora.

Além do equipamento, a mesa de posicionamento do paciente que é integrada ao LINAC também foi projetada, constituída por fibra de carbono, com 200 cm de comprimento, 17 cm de largura e 10 cm de espessura, acima de uma base metálica.

A sala de radioterapia foi construída na simulação em medidas reais de $8 \times 8 \times 3 \text{ m}^3$, modeladas com paredes e teto de concreto com 1 m de espessura e lajes extras necessárias para a blindagem da radiação primária. O piso de concreto tem uma espessura de 20 cm. A densidade do concreto utilizada nos cálculos da simulação computacional foi de $2,43 \text{ g/cm}^3$ e a sala de radioterapia foi preenchida com ar atmosférico, de densidade $0,001205 \text{ g/cm}^3$. A Figura 23 apresenta o cenário completo empregado para a simulação computacional, com o LINAC, a mesa de posicionamento e o objeto simulador feminino FASH3 sobre a mesa.

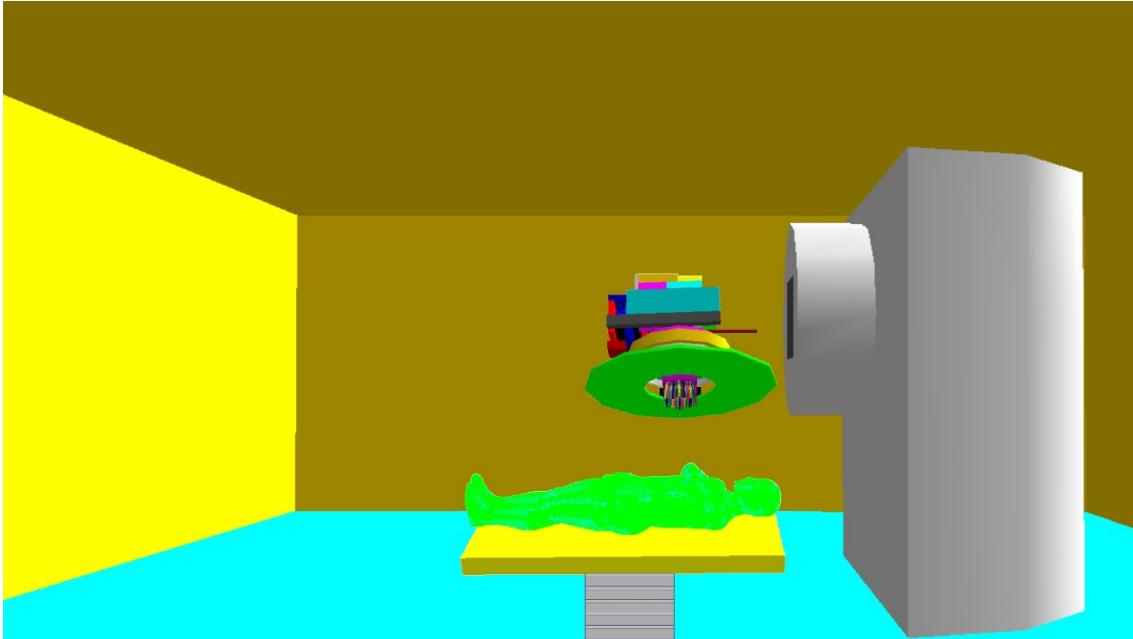


Figura 23. Cenário completo utilizado para a simulação computacional. Fonte: Elaborada pela autora.

O tratamento de radioterapia foi direcionado à mama esquerda, com duas incidências de campos de tratamento com o mesmo peso, a incidência externa lateral com o *gantry* posicionado em 110° e a incidência interna medial com a angulação do *gantry* em 308° , ilustrado na Figura 3 (página 5) e reforçado na Figura 24 com o modelo de simulação.

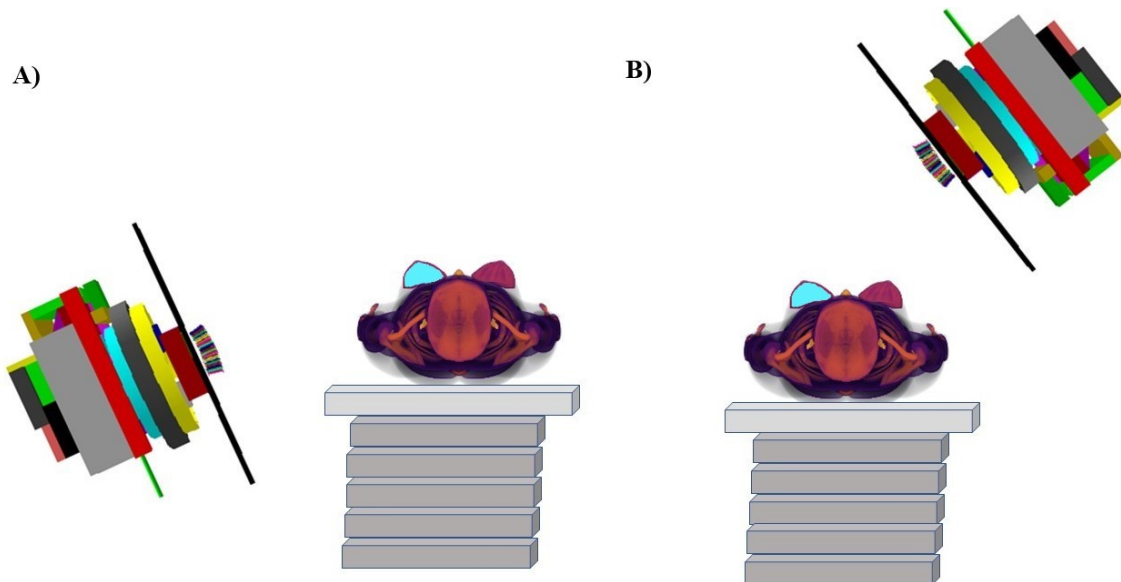


Figura 24. Modelo de simulação esquematizado para as duas incidências de tratamento radioterápico de mama. Em **A)** Incidência externa lateral (110°). **B)** Incidência interna medial (308°). Fonte: Elaborada pela autora.

O *tally* empregado para registrar a quantidade de energia depositada em cada órgão e tecido do FASH3 avaliados foi o F6 (MeV/g), aplicando 1E09 histórias de partículas, para manter as incertezas estatísticas baixas. O transporte de fótons foi considerado incluindo absorção fotoelétrica com possibilidade de emissão fluorescente e elétron Auger, espalhamento coerente, incoerente e produção de pares, pois não foi fixado um limitador de energia para esta simulação computacional.

3.6 Cálculos dosimétricos

Para determinar a dose absorvida em 35 diferentes órgãos e tecidos do objeto simulador virtual FASH3, foi utilizada a Equação (3.1). A determinação da dose absorvida teve como objetivo avaliar a radiação espalhada recebida por esses órgãos e tecidos durante o tratamento da radioterapia. A prescrição utilizada forneceu uma dose de 50,4 Gy na mama esquerda, o órgão alvo de tratamento.

$$D = \frac{D_T}{D_C} \times D_P \quad (3.1)$$

em que D é a dose absorvida calculada em Gy. A razão $\frac{D_T}{D_C}$ representa o fator de conversão (FC) determinado de acordo com os resultados simulados, com D_T sendo a dose estimada em cada órgão ou tecido T e D_C é a dose no órgão alvo, no caso a mama esquerda. A razão FC então é multiplicada pela dose total prescrita para o tratamento de radioterapia D_P .

4 – RESULTADOS E DISCUSSÃO

De modo a avaliar o efeito do implante de silicone quando expostos a um tratamento de radioterapia de mama, foram realizados dois tipos de simulações, uma considerando os cenários para validação do feixe e outra o tratamento de câncer de mama com radioterapia.

O cenário de validação do feixe foi necessário para a verificação da modelagem do LINAC que gera o feixe de fótons, avaliando assim se as distribuições de dose geradas por simulação estão semelhantes às de medições experimentais realizadas com o feixe de fótons real.

O cenário de tratamento de radioterapia de mama foi modelado juntamente com um objeto simulador antropomórfico feminino, o FASH3, a fim de avaliar a distribuição da dose absorvida em órgãos e tecidos fora da área planejada de tratamento, considerando a radiação espalhada pelos componentes do LINAC e da paciente, que é o principal meio espalhador de radiação.

4.1 Avaliação dos parâmetros dosimétricos do feixe simulado

A validação do feixe de 6 MV do LINAC Varian 2100C simulado com o código MCNP 6.2 foi realizada, comparando os dados determinados na simulação computacional com medições experimentais feitas com uma câmara de ionização em um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Um dos parâmetros do feixe avaliado foi a PDP, em que medidas realizadas ao longo do eixo central fornecem uma relação entre uma profundidade qualquer e a profundidade de dose máxima ($d_{\text{máx}}$); porém neste trabalho, a profundidade de 10 cm (d_{10}) foi utilizada para a normalização, pois demonstrou maior estabilidade que a $d_{\text{máx}}$. A Figura 25 mostra o gráfico das curvas de PDP obtidas nas condições descritas.

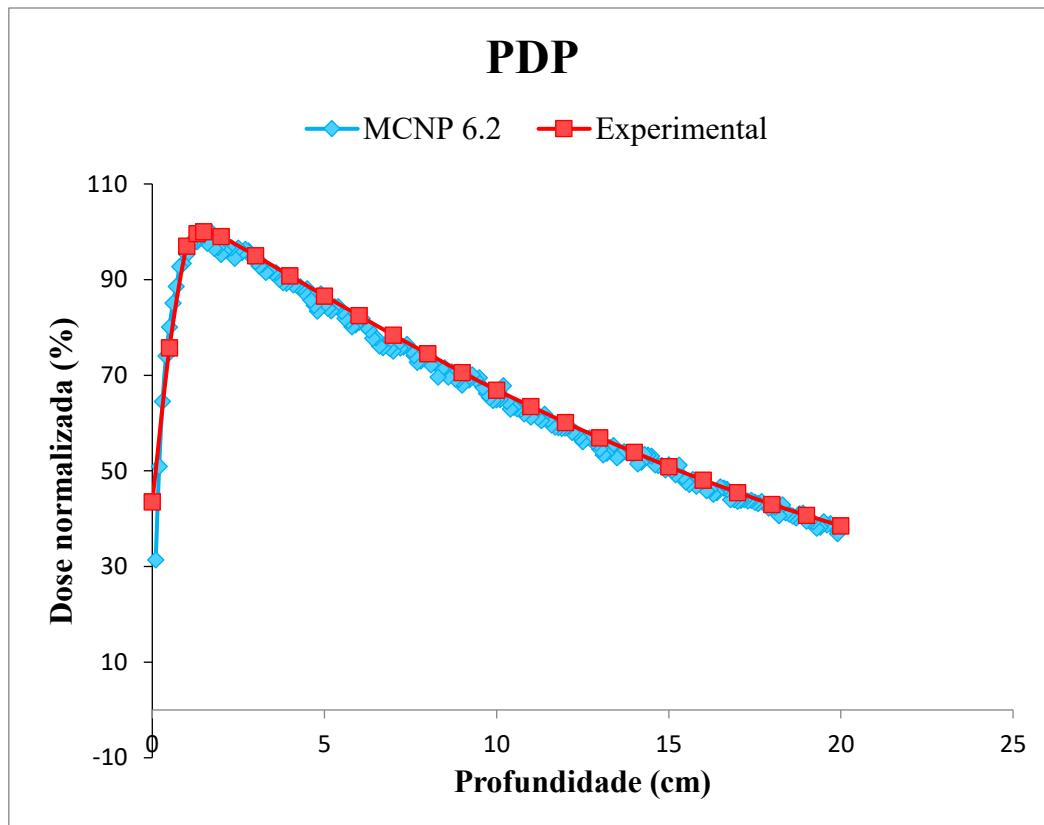


Figura 25. Comparação da PDP obtida por medições experimentais e com o MCNP 6.2 para um LINAC Varian 2100 C com um feixe de 6 MV. Fonte: Elaborada pela autora.

As curvas de PDP obtiveram seus pontos relevantes, como o aumento na dose quando o feixe interage com o meio, desde a superfície (0 cm) até atingir um valor máximo (100%), nomeado de *build-up* (região em que há equilíbrio eletrônico entre os elétrons que depositam energia e os que são liberados), mostrada na Figura 25 em 1,7 cm para os dados simulados e 1,5 cm para o medido experimentalmente. Logo depois disso, a dose começa a decrescer até sair do meio. A modelagem das curvas de PDP estimada pela simulação computacional e com os dados coletados experimentalmente se mostraram muito próximas, tendo uma diferença percentual dentro de $\pm 5\%$ para os resultados, como exibido na Figura 26.

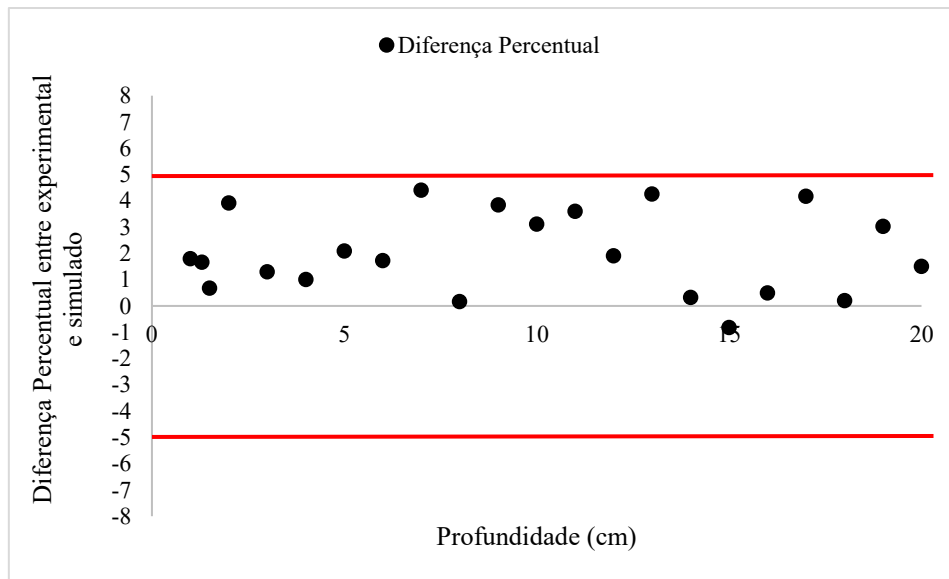


Figura 26. Diferença percentual entre as medições experimentais e as simuladas computacionalmente para o parâmetro de avaliação da PDP. Fonte: Elaborada pela autora.

Para ser possível a realização de medidas da distribuição de dose em duas ou três dimensões, além de coletar dados ao longo do eixo central, como o parâmetro PDP, deve-se também realizar em conjunto medidas de perfis de dose fora desse eixo, normalmente feitas nos eixos axiais.

Esta propriedade do feixe avaliada foi o off-axis ou perfis de dose fora do eixo, cujas medidas foram coletadas em pontos perpendiculares ao eixo central, a fim de definir uma distribuição de dose completa no volume. Na Figura 27 estão apresentados os gráficos dos dados simulados e medidos experimentalmente na profundidade de 10 cm.

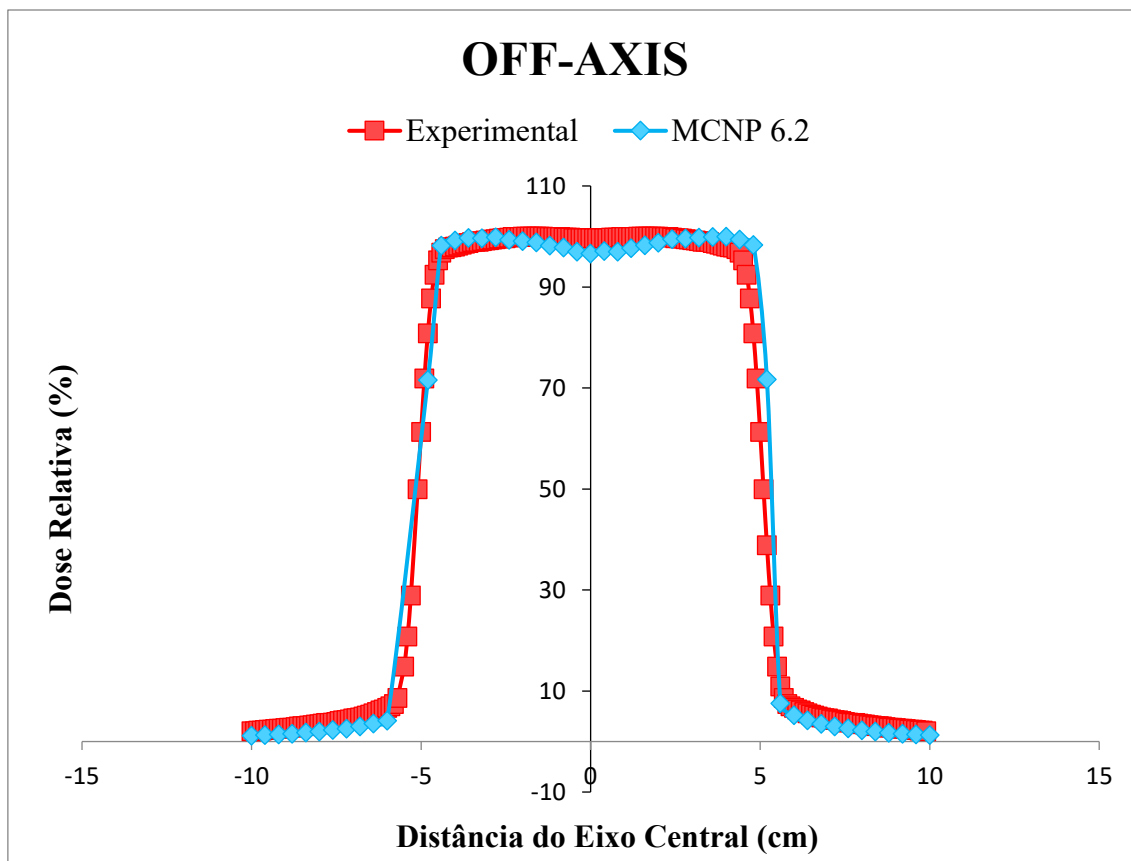


Figura 27. Comparação dos perfis de dose off-axis de medições experimentais e dos determinados com o MCNP 6.2 para um LINAC Varian 2100 C com um feixe de 6 MV. Fonte: Elaborada pela autora.

Perante os resultados indicados na Figura 27, as curvas de perfil de dose lateral obtidas por meio da simulação computacional e obtidas experimentalmente mostram que no centro do feixe de fótons (-5 cm a 5 cm) as diferenças percentuais ficam dentro de $\pm 3\%$. Essa baixa incerteza indica que a geometria modelada dos componentes do cabeçote, que são essenciais para a produção do feixe, estão de acordo com o aparato real principalmente nesta área central. Diferente disso, nas bordas, as incertezas das diferenças percentuais entre as duas curvas são maiores, oriundas de incertezas estatísticas da simulação no MCNP 6.2, que realizou os cálculos com 1 bilhão de partículas simuladas.

As diferenças percentuais da área central do gráfico (-5 cm a 5 cm) das curvas de perfil de dose lateral estão exibidos na Figura 28.

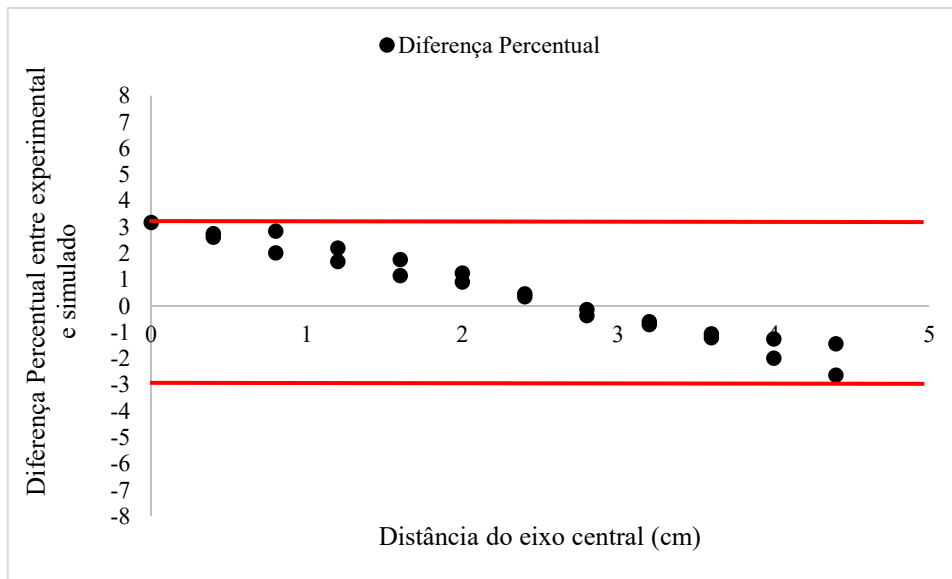


Figura 28. Diferença percentual entre as medições experimentais e as simuladas computacionalmente para o parâmetro de avaliação off-axis ou perfil de dose lateral. Fonte: Elaborada pela autora.

4.2 Determinação dos valores de doses absorvidas empregando o FASH3

O tratamento de radioterapia simulado computacionalmente com o MMC, empregando o MCNP 6.2, foi para a mama esquerda de um objeto simulador antropomórfico feminino, com dose total de 50,4 Gy. Para observar o efeito da contribuição da prótese de silicone na radiação espalhada para outros órgãos e tecidos, foi realizada uma comparação de um tratamento com o tecido mamário normal e outro com o implante de silicone.

As simulações de tratamento de radioterapia com o tecido mamário normal do FASH3 e depois com o tecido substituído pelo implante de silicone foram executadas, com dois campos de incidência, o externo lateral (*gantry* em 110°) e o interno medial (*gantry* em 308°), ambos com pesos iguais, característico de uma técnica de radioterapia 3D. Embora seja aparentemente uma técnica ultrapassada, no Brasil e em países considerados subdesenvolvidos ou em desenvolvimento, ainda é uma técnica de tratamento radioterápico muito empregada, pois há poucos centros oncológicos de alta tecnologia equipados e públicos nesses países.

Os dados simulados retirados diretamente do código Monte Carlo MCNP 6.2 foram empregados para obter as doses absorvidas nos órgãos e tecidos do FASH3, conforme a Equação (3.1) e estão apresentados no APÊNDICE A.

Na Tabela 5 são apresentados os valores de doses absorvidas para a incidência externa lateral, com o FASH3 tendo a mama esquerda constituída por tecido normal (sem silicone) e, em analogia, o FASH3 tendo a mama com o implante de silicone. O aumento percentual de dose absorvida causado pelo implante de silicone, para os órgãos e tecidos estudados também é apresentado nesta tabela.

Tabela 5. Doses absorvidas nos órgãos do FASH3 para a incidência externa lateral, com tecido mamário normal (sem silicone) e com o implante de silicone. As incertezas percentuais obtidas por meio da simulação são mostradas entre parênteses.

Órgãos	D (Gy) – Sem Silicone	D (Gy) – Com Silicone	Aumento (%)
Mama Esquerda	2,52E+01 (0,1%)	2,52E+01 (0,1%)	-
Medula Óssea Vermelha	2,05E-01 (0,1%)	2,07E-01 (0,1%)	0,98
Cólon	4,29E-02 (0,3%)	4,34E-02 (0,3%)	1,17
Pulmão Direito	2,08E-01 (0,1%)	2,10E-01 (0,1%)	0,96
Pulmão Esquerdo	2,13E+00 (0,1%)	2,15E+00 (0,1%)	0,94
Estômago	1,77E-01 (0,3%)	1,78E-01 (0,3%)	0,56
Gônadas	1,30E-02 (2,6%)	1,31E-02 (2,6%)	0,77
Bexiga	1,04E-02 (1,8%)	1,05E-02 (1,8%)	0,96
Esôfago	2,18E-01 (0,3%)	2,20E-01 (0,3%)	0,92
Fígado	5,68E-01 (0,1%)	5,74E-01 (0,1%)	1,06
Tireoide	6,68E-02 (1,0%)	6,76E-02 (1,0%)	1,20
Cérebro	1,74E-02 (0,6%)	1,75E-02 (0,6%)	0,57
Pele	9,68E-01 (0,1%)	9,79E-01 (0,1%)	1,14
Coração	4,95E-01 (0,2%)	5,00E-01 (0,2%)	1,01
Glândulas Salivares	4,74E-02 (0,6%)	4,78E-02 (0,6%)	0,84
Glândulas Adrenais	1,76E-01 (0,7%)	1,77E-01 (0,7%)	0,57
Região Extratorácica	4,16E-02 (1,1%)	4,20E-02 (1,1%)	0,96
Vesícula Biliar	1,53E-01 (0,6%)	1,55E-01 (0,6%)	1,31
Rim Direito	8,63E-02 (0,5%)	8,70E-02 (0,5%)	0,81
Rim Esquerdo	1,21E-01 (0,4%)	1,22E-01 (0,4%)	0,83
Cristalino	2,61E-02 (5,6%)	2,62E-02 (5,7%)	0,38
Útero	1,28E-02 (1,4%)	1,29E-02 (1,4%)	0,78
Tecido Mole	7,31E-01 (0,1%)	7,39E-01 (0,1%)	1,09
Superfície Óssea	2,23E-01 (0,1%)	2,26E-01 (0,1%)	1,35
Mama Direita	6,32E+00 (0,1%)	6,38E+00 (0,1%)	0,95
Traqueia	1,51E-01 (0,6%)	1,53E-01 (0,6%)	1,32
Linfonodos	2,53E-01 (0,1%)	2,56E-01 (0,1%)	1,19
Tecido Muscular	6,74E-01 (0,1%)	6,81E-01 (0,1%)	1,04
Cavidade Bucal	5,15E-02 (0,9%)	5,20E-02 (0,9%)	0,97
Pâncreas	9,63E-02 (0,5%)	9,71E-02 (0,5%)	0,83
Intestino Delgado	3,01E-02 (0,4%)	3,04E-02 (0,4%)	1,00
Baço	1,39E-01 (0,4%)	1,40E-01 (0,4%)	0,72
Timo	8,76E-01 (0,3%)	8,86E-01 (0,3%)	1,14
Brônquios	2,52E-01 (0,5%)	2,54E-01 (0,5%)	0,79
Sangue	3,34E-01 (0,1%)	3,37E-01 (0,1%)	0,90

Nota-se que dentre os órgãos analisados, os que obtiveram os maiores valores de dose absorvida (sem silicone e com silicone) em comparação com os outros órgãos e tecidos para a incidência externa lateral, foram a mama direita ou contralateral (6,32 Gy e 6,38 Gy), o pulmão esquerdo ou ipsilateral (2,13 Gy e 2,15 Gy), a pele (96,8 cGy e 97,9 cGy), o timo (87,6 cGy e 88,6 cGy) e os tecidos moles (73,1 cGy e 73,9 cGy). Percebe-se com esse resultado, que esses órgãos e tecidos estavam alinhados com o feixe principal do campo de incidência ou estavam próximos do órgão alvo. Sozinha, a mama contralateral recebeu 25% da dose aplicada nesta incidência.

A fim de ajudar na visualização da comparação entre as duas simulações, considerando o tecido mamário normal (sem silicone) e com a prótese de silicone, o ganho percentual de dose absorvida com o implante de silicone está indicado em vermelho em todos os gráficos deste trabalho.

Na Figura 29 estão apresentados no gráfico de barras, os órgãos que tiveram os maiores valores de dose absorvida, para as simulações sem o implante de silicone e com a prótese de silicone.

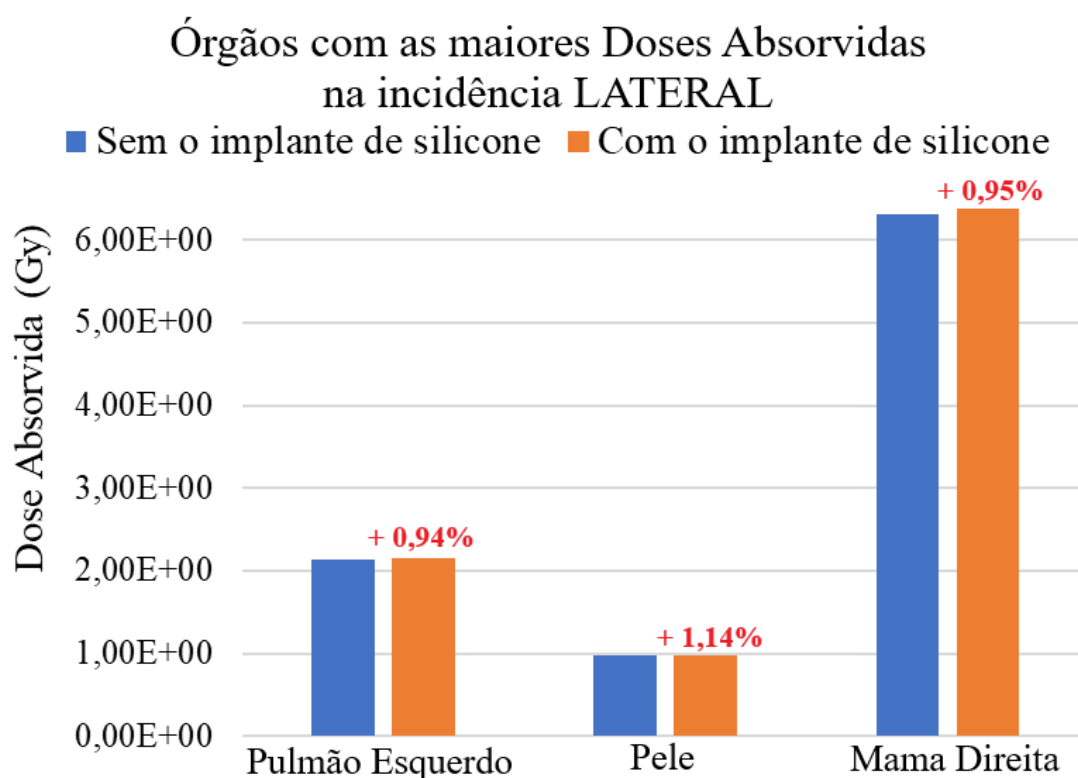


Figura 29. Órgãos que apresentaram os maiores valores de doses absorvidas na incidência externa lateral. Fonte: Elaborada pela autora.

Por meio dos resultados mostrados na Tabela 5, pode-se verificar que para a incidência externa lateral, em todos os órgãos e tecidos investigados do FASH3 houve ganho de dose absorvida no tratamento de radioterapia com a mama esquerda constituída pelo implante de silicone, quando se compara com a simulação para a mama esquerda constituída de tecido mamário normal.

Além disso, a partir dos resultados da Tabela 5, observam-se os órgãos que tiveram os maiores aumentos de dose absorvida devido ao implante de silicone na mama esquerda, à qual foi submetida à radioterapia, exibidos com destaque na Figura 30. A maioria desses órgãos está próxima ao órgão alvo de tratamento, como é o caso da traqueia (+1,32%), vesícula biliar (+1,31%), tireoide (+1,20%) e linfonodos (+1,19%). A superfície óssea como um todo sofreu o maior efeito do implante de silicone no tratamento nessa incidência, um acréscimo de 1,35% em relação à dose absorvida sem a prótese de silicone. Esse aumento se dá principalmente pela presença dos ossos torácicos, costelas, entre outros, adjacentes ao órgão alvo do tratamento de radioterapia.

Órgãos com os maiores aumentos de Dose Absorvida com o implante de silicone na incidência LATERAL

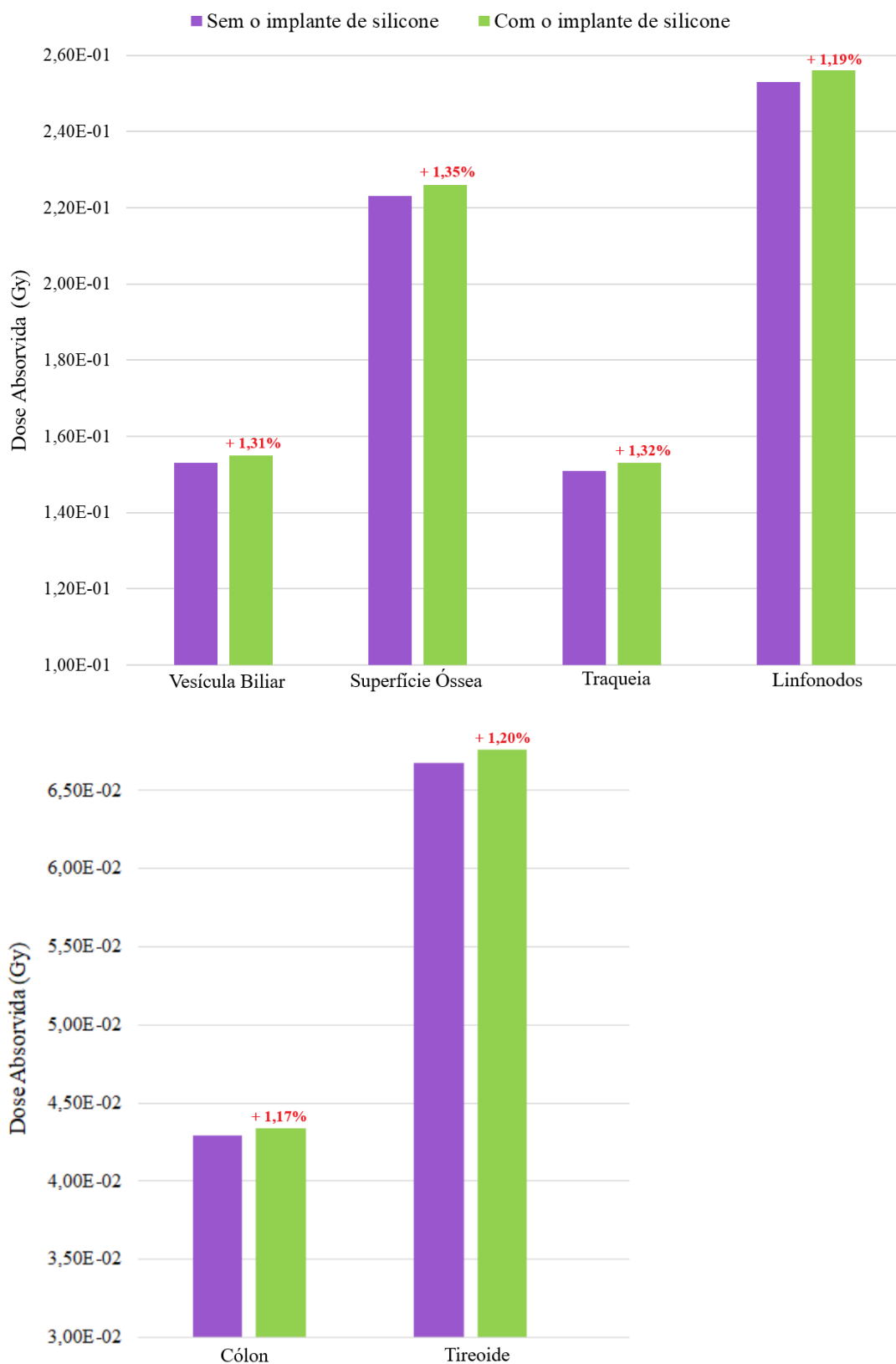


Figura 30. Órgãos que obtiveram os maiores aumentos na dose absorvida para incidência externa lateral com o implante de silicone. Fonte: Elaborada pela autora.

A segunda incidência aplicada ao tratamento foi a interna medial, em que os resultados da dose absorvida para os órgãos e tecidos do FASH3 sem e com a prótese de silicone estão exibidos na Tabela 6, como também, o aumento percentual para cada órgão/tecido do FASH3 estudado nesse trabalho.

Tabela 6. Doses Absorvidas nos órgãos do FASH3 para a incidência interna medial, com tecido mamário normal (sem silicone) e com o implante de silicone. As incertezas percentuais obtidas por meio da simulação são mostradas entre parênteses.

Órgãos	D (Gy) – Sem Silicone	D (Gy) – Com Silicone	Aumento (%)
Mama Esquerda	2,52E+01 (0,0%)	2,52E+01 (0,0%)	-
Medula Óssea Vermelha	4,35E-01 (0,0%)	4,41E-01 (0,0%)	1,38
Cólon	4,52E-02 (0,3%)	4,57E-02 (0,3%)	1,11
Pulmão Direito	1,07E-01 (0,2%)	1,08E-01 (0,2%)	0,93
Pulmão Esquerdo	5,36E+00 (0,1%)	5,43E+00 (0,1%)	1,31
Estômago	1,08E-01 (0,3%)	1,09E-01 (0,3%)	0,93
Gônadas	1,76E-02 (2,4%)	1,77E-02 (2,4%)	0,57
Bexiga	1,47E-02 (1,6%)	1,48E-02 (1,6%)	0,68
Esôfago	1,88E-01 (0,3%)	1,90E-01 (0,3%)	1,06
Fígado	1,17E+00 (0,1%)	1,18E+00 (0,1%)	0,85
Tireoide	8,61E-02 (0,9%)	8,68E-02 (0,9%)	0,81
Cérebro	1,85E-02 (0,5%)	1,87E-02 (0,5%)	1,08
Pele	9,63E-01 (0,0%)	9,75E-01 (0,0%)	1,25
Coração	2,58E-01 (0,2%)	2,61E-01 (0,2%)	1,16
Glândulas Salivares	4,53E-02 (0,7%)	4,56E-02 (0,7%)	0,66
Glândulas Adrenais	1,96E-01 (0,6%)	1,98E-01 (0,6%)	1,02
Região Extratorácica	4,36E-02 (0,9%)	4,42E-02 (1,0%)	1,38
Vesícula Biliar	1,41E-01 (0,6%)	1,43E-01 (0,6%)	1,42
Rim Direito	6,95E-02 (0,5%)	7,04E-02 (0,5%)	1,29
Rim Esquerdo	1,86E-01 (0,3%)	1,88E-01 (0,3%)	1,08
Cristalino	2,64E-02 (4,4%)	2,68E-02 (4,4%)	1,52
Útero	1,75E-02 (1,3%)	1,76E-02 (1,3%)	0,57
Tecido Mole	9,31E-01 (0,0%)	9,43E-01 (0,0%)	1,29
Superfície Óssea	4,73E-01 (0,0%)	4,79E-01 (0,0%)	1,27
Mama Direita	1,67E-01 (0,3%)	1,69E-01 (0,3%)	1,20
Traqueia	1,49E-01 (0,5%)	1,50E-01 (0,5%)	0,67
Linfonodos	1,23E+00 (0,1%)	1,24E+00 (0,1%)	0,81
Tecido Muscular	9,23E-01 (0,0%)	9,36E-01 (0,0%)	1,41
Cavidade Bucal	4,23E-02 (1,0%)	4,26E-02 (1,0%)	0,71
Pâncreas	8,47E-02 (0,4%)	8,56E-02 (0,5%)	1,06
Intestino Delgado	3,60E-02 (0,3%)	3,64E-02 (0,3%)	1,11
Baço	8,29E-02 (0,6%)	8,38E-02 (0,6%)	1,09
Timo	3,43E-01 (0,4%)	3,46E-01 (0,4%)	0,87
Brônquios	2,77E-01 (0,3%)	2,80E-01 (0,3%)	1,08
Sangue	5,32E-01 (0,1%)	5,38E-01 (0,1%)	1,13

O pulmão esquerdo (ipsilateral) obteve a maior dose absorvida depois do órgão alvo de tratamento, recebendo 5,36 Gy (sem silicone) e 5,43 Gy (com silicone), cerca de 21% da dose total aplicada à mama esquerda na incidência interna medial. Após o pulmão esquerdo, estão os linfonodos recebendo 1,23 Gy (sem silicone) e 1,24 Gy (com silicone), o fígado 1,17 Gy (sem silicone) e 1,18 Gy (com silicone), a pele 96,3 cGy (sem silicone) e 97,5 cGy (com silicone) e os tecidos moles 93,1 cGy (sem silicone) e 94,3 cGy (com silicone). Estes órgãos que tiveram os maiores valores de doses absorvidas nessa incidência estão posicionados na região do tórax e estavam alinhados ao feixe principal (como o pulmão esquerdo) ou próximos ao órgão alvo. Na Figura 31 são apresentados os órgãos que receberam os maiores valores de dose absorvida para a incidência interna medial.

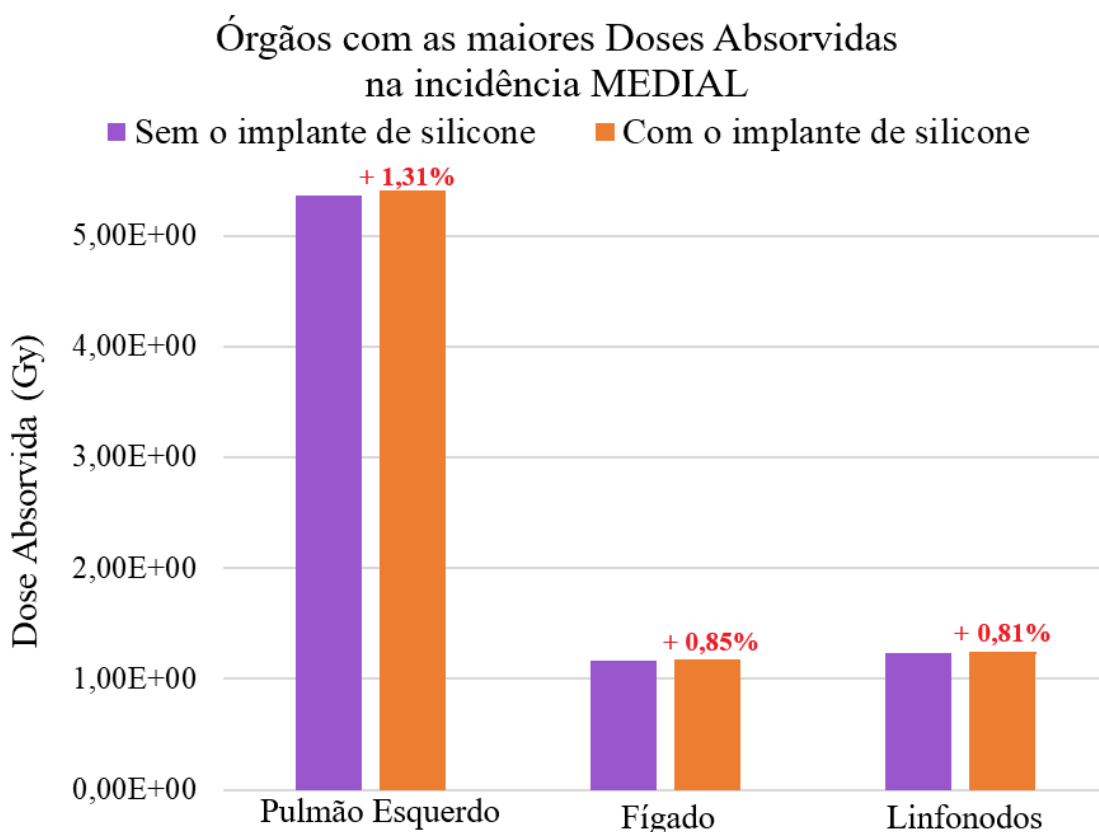


Figura 31. Órgãos que apresentaram os maiores valores de doses absorvidas na incidência interna medial. Fonte: Elaborada pela autora.

Na incidência interna medial os órgãos e tecidos do FASH3 também tiveram um aumento na dose absorvida por conta do implante de silicone em comparação com a simulação realizada com o tecido normal da mama.

Diferente da incidência externa lateral, para a incidência interna medial, os órgãos que mostraram um acréscimo de dose absorvida causado pelo efeito do implante de silicone foram órgãos considerados por comissões internacionais mais radiosensíveis, como o cristalino, apresentando um aumento percentual de 1,52 em sua dose absorvida e a medula óssea vermelha, que teve um aumento de 1,38%. Nessa incidência, a vesícula biliar exibiu um acréscimo de 1,42% em sua dose absorvida, seguida pelos tecidos musculares com 1,41% de aumento, a região extratorácica (+ 1,38%), o pulmão esquerdo (+ 1,31%), o rim direito (+ 1,29%), os tecidos moles (+ 1,29%) e a superfície óssea (+ 1,27%). Para uma melhor visualização estes aumentos são apresentados na Figura 32.

Órgãos com os maiores aumentos de Dose Absorvida na incidência MEDIAL

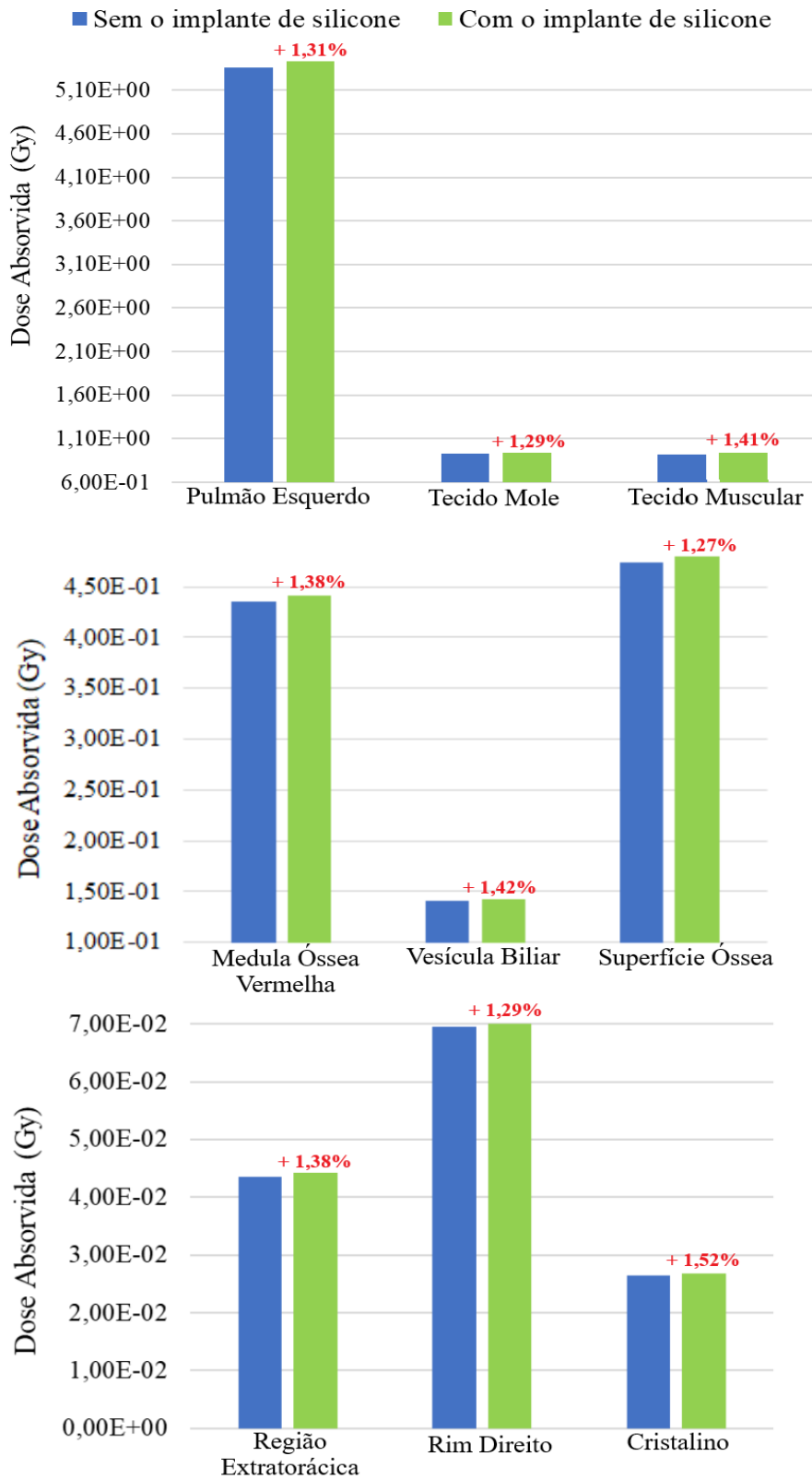


Figura 32. Órgãos do FASH3 que obtiveram os maiores aumentos na dose absorvida na incidência interna medial com o implante de silicone. Fonte: Elaborada pela autora.

Com a conclusão do tratamento, foi entregue uma dose de 50,4 Gy ao órgão alvo, a mama esquerda, somando as doses aplicadas nas duas incidências (externa lateral e interna medial). Observou-se que as distribuições da dose absorvida com e sem o implante de silicone foram diferentes para cada campo de incidência da radiação. Verificou-se na comparação entre os dois casos, que o aumento na dose absorvida causada pela prótese de silicone ocorreu para órgãos e tecidos distintos, conforme a sua localização em relação à radiação espalhada pelo implante, que foi atingido pelo feixe principal em cada incidência do tratamento.

Por isso, avaliou-se o efeito que as próteses de silicone mamárias causaram durante o tratamento completo (considerando as incidências externa lateral e interna medial) sobre os órgãos e tecidos estudados do FASH3, somando as doses absorvidas calculadas nestas duas incidências do tratamento de radioterapia. A Tabela 7 apresenta os valores de doses absorvidas durante o tratamento completo, com seus respectivos aumentos percentuais ocasionados pela utilização do implante de silicone no tratamento.

Tabela 7. Efeito da prótese de silicone no aumento da dose absorvida nos órgãos e tecidos do FASH3 no tratamento completo de radioterapia da mama esquerda. As incertezas percentuais obtidas por meio da simulação são mostradas entre parênteses.

Órgãos	D (Gy) – Sem Silicone	D (Gy) – Com Silicone	Aumento (%)
Mama Esquerda	5,04E+01 (0,1%)	5,04E+01 (0,1%)	-
Medula Óssea Vermelha	6,40E-01 (0,1%)	6,48E-01 (0,1%)	1,25
Cólon	8,81E-02 (0,7%)	8,91E-02 (0,7%)	1,14
Pulmão Direito	3,15E-01 (0,3%)	3,18E-01 (0,3%)	0,95
Pulmão Esquerdo	7,49E+00 (0,1%)	7,58E+00 (0,1%)	1,20
Estômago	2,85E-01 (0,6%)	2,87E-01 (0,6%)	0,70
Gônadas	3,06E-02 (5,0%)	3,08E-02 (5,0%)	0,65
Bexiga	2,51E-02 (3,4%)	2,53E-02 (3,4%)	0,80
Esôfago	4,06E-01 (0,7%)	4,10E-01 (0,7%)	0,99
Fígado	1,74E+00 (0,2%)	1,75E+00 (0,2%)	0,92
Tireoide	1,53E-01 (1,9%)	1,54E-01 (1,9%)	0,98
Cérebro	3,59E-02 (1,1%)	3,62E-02 (1,1%)	0,84
Pele	1,93E+00 (0,1%)	1,95E+00 (0,1%)	1,19
Coração	7,53E-01 (0,3%)	7,61E-01 (0,3%)	1,06
Glândulas Salivares	9,27E-02 (1,3%)	9,34E-02 (1,3%)	0,76
Glândulas Adrenais	3,72E-01 (1,3%)	3,75E-01 (1,3%)	0,81
Região Extratorácica	8,52E-02 (2,0%)	8,62E-02 (2,1%)	1,17
Vesícula Biliar	2,94E-01 (1,1%)	2,98E-01 (1,1%)	1,36
Rim Direito	1,56E-01 (0,9%)	1,57E-01 (0,9%)	1,03
Rim Esquerdo	3,07E-01 (0,7%)	3,10E-01 (0,7%)	0,98
Cristalino	5,25E-02 (10,0%)	5,30E-02 (10,1%)	0,95
Útero	3,03E-02 (2,7%)	3,05E-02 (2,7%)	0,66
Tecido Mole	1,66E+00 (0,1%)	1,68E+00 (0,1%)	1,20
Superfície Óssea	6,96E-01 (0,1%)	7,05E-01 (0,1%)	1,29
Mama Direita	6,49E+00 (0,4%)	6,55E+00 (0,4%)	0,96
Traqueia	3,00E-01 (1,1%)	3,03E-01 (1,1%)	1,00
Linfonodos	1,48E+00 (0,2%)	1,50E+00 (0,2%)	0,88
Tecido Muscular	1,60E+00 (0,1%)	1,62E+00 (0,1%)	1,25
Cavidade Bucal	9,38E-02 (1,8%)	9,46E-02 (1,8%)	0,85
Pâncreas	1,81E-01 (0,9%)	1,83E-01 (0,9%)	0,94
Intestino Delgado	6,61E-02 (0,8%)	6,68E-02 (0,8%)	1,06
Baço	2,22E-01 (1,0%)	2,24E-01 (1,0%)	0,86
Timo	1,22E+00 (0,7%)	1,23E+00 (0,7%)	1,07
Brônquios	5,29E-01 (0,8%)	5,34E-01 (0,8%)	0,95
Sangue	8,66E-01 (0,2%)	8,75E-01 (0,2%)	1,04

Pode-se perceber que os órgãos que mostraram as maiores doses absorvidas durante todo o tratamento, estão localizados adjacentes ao órgão onde foi realizada a radioterapia, como o pulmão ipsilateral que recebeu cerca de 15% da dose total prescrita para o tratamento, 7,49 Gy (sem silicone) e 7,58 Gy (com silicone). Para efeito de comparação com a literatura, a dose média entregue para o pulmão ipsilateral empregando esta mesma técnica radioterápica para o tecido de mama normal foi de 7,9 Gy [AZNAR *et al.*, 2018], apresentado uma diferença de aproximadamente 5% em relação ao resultado obtido no presente trabalho.

A mama contralateral foi o segundo órgão que recebeu uma maior dose absorvida em comparação com os outros órgãos avaliados em todo o tratamento, aproximadamente 13% da dose total prescrita para o órgão alvo da radioterapia. A dose entregue na mama contralateral determinada pela simulação computacional foi de 6,49 Gy (sem silicone) e 6,55 Gy (com silicone), sendo 6,29 Gy a média de dose absorvida [RAMACHANDRAN *et al.*, 2021] avaliada em artigos utilizando a mesma técnica de irradiação do tecido mamário normal. Nota-se que o valor simulado da dose na mama contralateral também ficou próximo de resultados reais, com uma diferença de 3% entre os resultados.

As diferenças entre os resultados obtidos neste trabalho em relação aos apresentados na literatura se devem ao fato de os valores de dose absorvida variarem de acordo com a radiação espalhada pelo equipamento, as características da paciente, o tamanho da mama, a contribuição dos campos de tratamento, a dose prescrita, entre outros fatores.

Observa-se que alguns órgãos apresentaram maiores incertezas relativas percentuais advindas da simulação computacional, em comparação com outros órgãos avaliados do FASH3, como o cristalino, um pequeno órgão que está distante do feixe primário. A justificativa para uma incerteza maior se deve ao tamanho e a localização desse órgão, uma vez que apenas uma pequena quantidade de radiação interage com ele.

Na Figura 33 são apresentados os órgãos que obtiveram os maiores valores de doses absorvidas durante o tratamento completo.

Órgãos com as maiores Doses Absorvidas no Tratamento

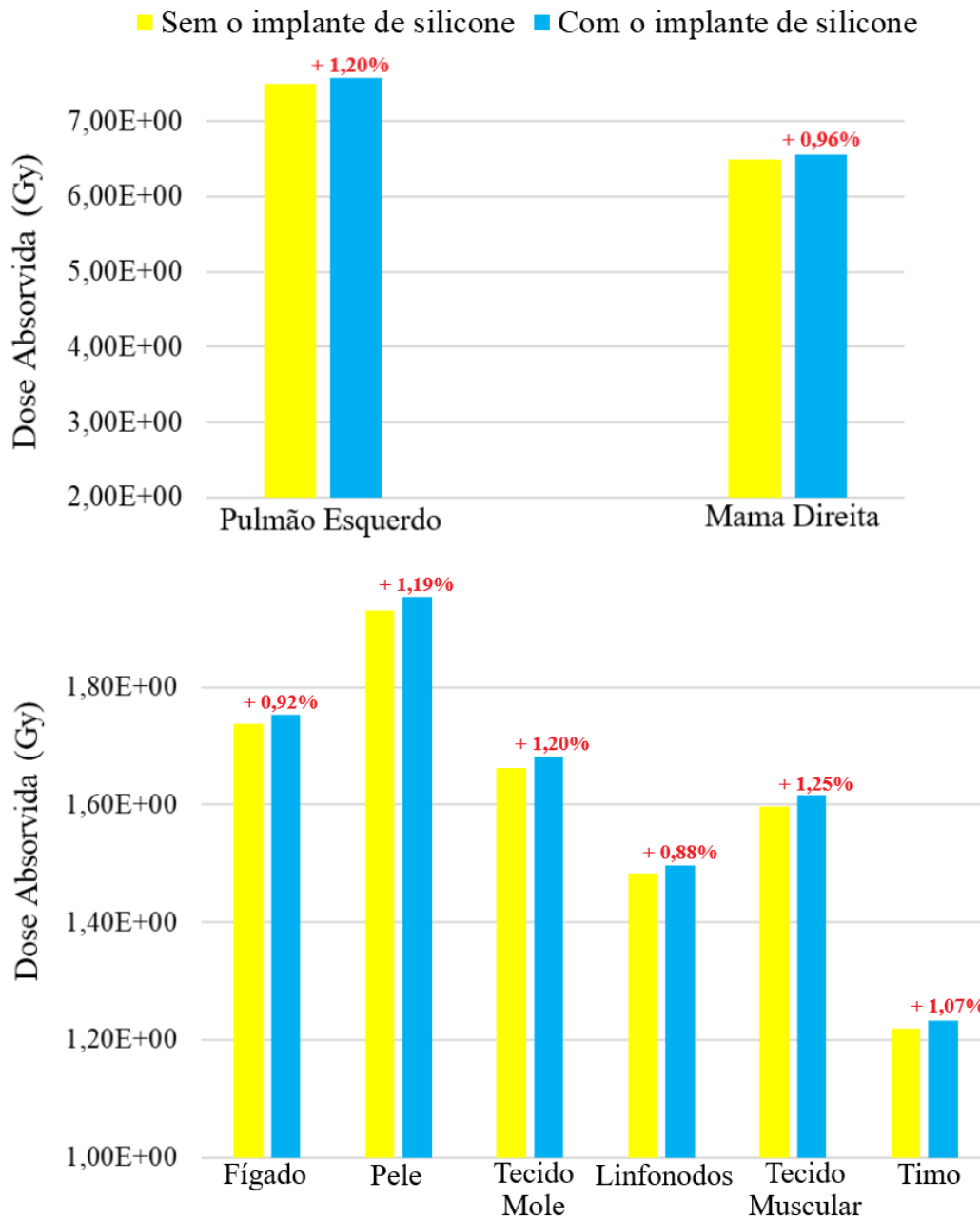


Figura 33. Órgãos do FASH3 que demonstraram as maiores doses absorvidas no tratamento completo de radioterapia da mama esquerda com o implante de silicone.

Fonte: Elaborada pela autora.

Os órgãos do FASH3 que apresentaram os maiores aumentos na dose absorvida devido ao efeito da prótese de silicone no tratamento completo de radioterapia na mama esquerda estão apresentados na Figura 34.

Órgãos com os maiores aumentos de Dose Absorvida no Tratamento

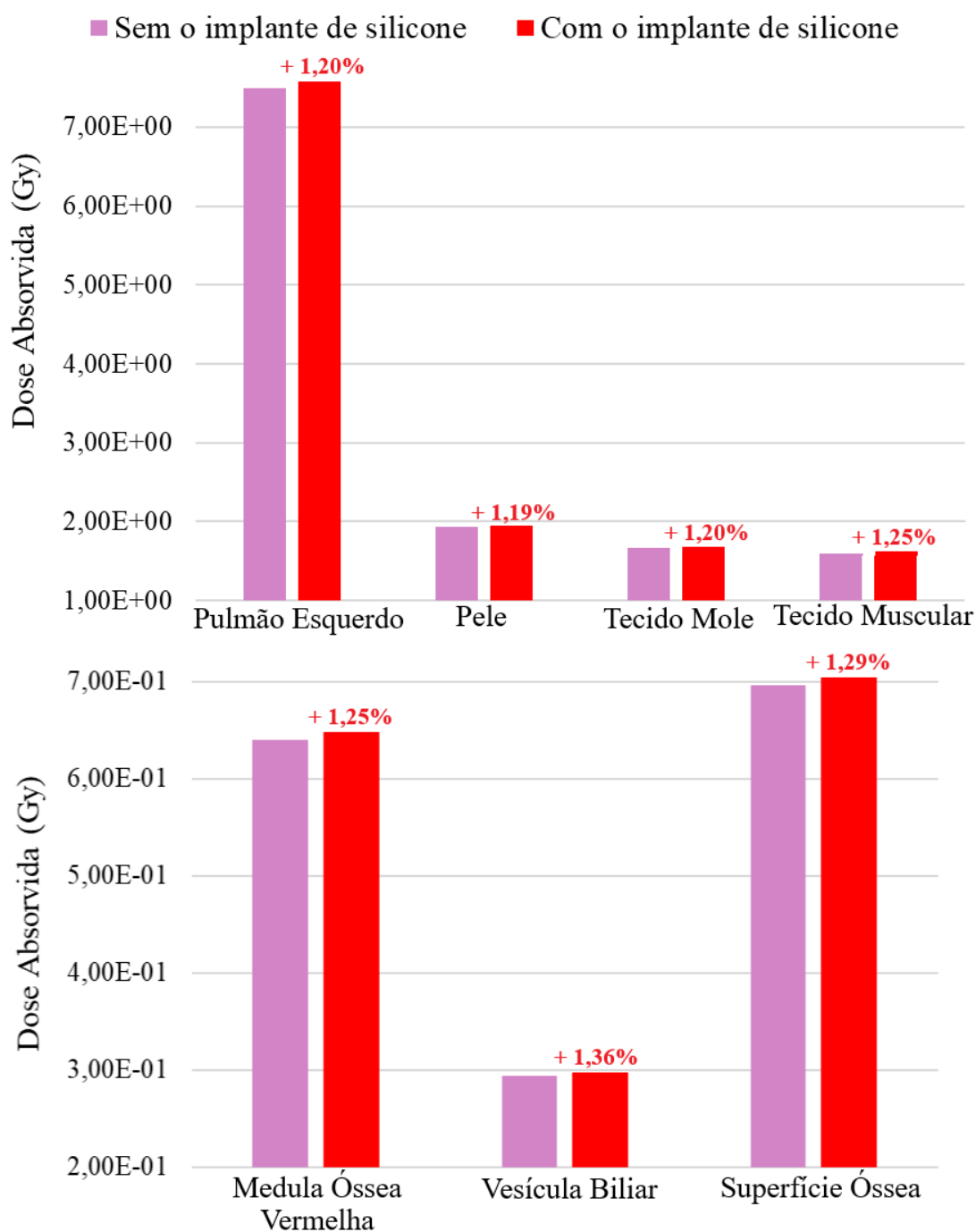


Figura 34. Órgãos que mostraram os maiores aumentos na dose absorvida durante o tratamento completo de radioterapia da mama esquerda com o implante de silicone. Fonte: Elaborada pela autora.

No tratamento completo de radioterapia, o órgão que mais sofreu o efeito da prótese de silicone, com o aumento da dose absorvida, foi a vesícula biliar com o acréscimo

percentual de 1,36% em sua dose, seguido pela superfície óssea com o aumento de 1,29%, a medula óssea vermelha (+1,25%), o tecido muscular (+1,25%), o pulmão esquerdo (+1,20%), o tecido mole (+1,20%) e a pele (+1,19%). Estes órgãos têm em comum a localização adjacente ao órgão alvo irradiado (mama esquerda), composta pelo implante de silicone, que contribuiu com a radiação espalhada, ocasionando um aumento sutil em suas doses absorvidas. Além disso, estes órgãos estão posicionados na área atingida pelos campos de incidência, ou seja, no feixe primário de tratamento.

Os resultados apresentados neste trabalho demonstraram que a prótese de silicone substituindo o tecido mamário normal, durante um tratamento de radioterapia de mama, pouco contribuiu para o espalhamento da radiação incidida nos órgãos e tecidos da paciente, FASH3. Observou-se que o implante de silicone, mesmo não sendo absorvido pelos tecidos presentes no corpo, se comporta como uma estrutura do corpo humano por apresentar características de densidade próximas ao da água e outros tecidos; assim, não provocou uma mudança significativa na distribuição de dose absorvida durante o tratamento.

5 – CONCLUSÃO

Neste trabalho foi avaliada computacionalmente a contribuição de implante de silicone nos valores de dose absorvida de um objeto simulador virtual durante um procedimento de radioterapia. Para isso, foram realizadas comparações dos parâmetros do feixe, o PDP e os perfis de dose fora do eixo (off-axis), obtidos de forma experimental e por simulação, com a finalidade de validar o feixe de radiação. Os resultados mostraram uma boa relação entre estas comparações, com diferenças percentuais de 5% para as curvas de PDP e 3% para a região central (-5 a 5 cm) das curvas de perfis de dose off-axis.

Para a incidência externa lateral, a mama contralateral e o pulmão ipsilateral obtiveram as maiores doses absorvidas, seguidos pela pele. A superfície óssea e a traqueia atingiram um aumento de 1,35% e 1,32% nos valores de doses absorvidas, respectivamente, para o tratamento com a prótese de silicone nesta incidência. Para a incidência interna medial, a contribuição do implante de silicone aumentou a dose absorvida em 1,52% no cristalino, seguido pela vesícula biliar com um aumento de 1,42%. Os maiores valores de dose absorvida para esta incidência foram para o pulmão ipsilateral, fígado e os linfonodos.

Para o tratamento completo, o pulmão ipsilateral e a mama contralateral adquiriram os maiores valores de doses absorvidas, estando de acordo com as médias de dose recebidas para esta técnica radioterápica, apresentadas na literatura. Os órgãos que mais sofreram o efeito da prótese de silicone no aumento de dose foram a vesícula biliar, apresentando um aumento de 1,36%, a superfície óssea (+1,29%), a medula óssea vermelha (+1,25%), o tecido muscular (+1,25%) e o pulmão esquerdo (+1,20%).

Portanto, os resultados exibidos revelaram que o implante de silicone submetido à radioterapia fez com que a dose absorvida pelos órgãos e tecidos tivessem um aumento de pouco mais de 1%, principalmente nos órgãos e tecidos com a localização próxima ao órgão alvo irradiado, a mama esquerda, composta pelo implante de silicone que contribuiu com a radiação espalhada, levando a um aumento sutil nos valores de doses absorvidas nos órgãos e tecidos do objeto simulador FASH3. Portanto, para a configuração avaliada neste trabalho, observou-se que a distribuição de dose não sofreu uma alteração significativa na presença do implante de silicone, somente pequenos aumentos na dose absorvida em órgãos e tecidos próximos à área de irradiação da mama.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[AGÊNCIA BRASIL, 2018]

AGÊNCIA BRASIL. **Demora no diagnóstico de câncer leva à mastectomia em 70% dos casos**. 2018. Disponível em: <https://agenciabrasil.ebc.com.br/saude/noticia/2018-05/demora-no-diagnostico-de-cancer-leva-mastectomia-em-70-dos-casos>. Acesso em: 14 dez. 2021.

[AMERICAN CANCER SOCIETY, 2019a]

AMERICAN CANCER SOCIETY. **What Is Breast Cancer?** 2019. Disponível em: <https://www.cancer.org/cancer/breast-cancer/about/what-is-breast-cancer.html>. Acesso em: 25 out. 2021.

[AMERICAN CANCER SOCIETY, 2019b]

AMERICAN CANCER SOCIETY. **Breast Cancer: Mastectomy**. 2019. Disponível em: <https://www.cancer.org/cancer/breast-cancer/treatment/surgery-for-breast-cancer/mastectomy.html>. Acesso em: 25 out. 2021.

[AMERICAN CANCER SOCIETY, 2019c]

AMERICAN CANCER SOCIETY. **Breast Cancer: Breast Reconstruction Surgery**. 2019. Disponível em: <https://www.cancer.org/cancer/breast-cancer/reconstruction-surgery.html>. Acesso em: 25 out. 2021.

[AZNAR *et al.*, 2018]

AZNAR, M. C. ; DUANE, F. K.; DARBY, S. C.; WANG, Z.; TAYLOR, C. W. Exposure of the lungs in breast cancer radiotherapy: a systematic review of lung doses published 2010–2015. **Radiotherapy and Oncology**, v. 126, n. 1, p. 148-154, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2017.11.022>.

[BEDNARZ e XU, 2009]

BEDNARZ, B.; XU, X. G. Monte Carlo modeling of a 6 and 18 MV Varian Clinac medical accelerator for in-field and out-of-field dose calculations: development and validation. **Physics in Medicine & Biology**, v. 54, n. 4, p. N43, 2009. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/4/N01>.

[BIELAJEW, 2013]

BIELAJEW, A. F. History of Monte Carlo. In: **Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy**. CRC press, p. 3-15, 2013.

[BRASIL, 2013]

BRASIL. **Lei nº 12.802**, de 24 de abril de 2013. Altera a Lei nº 9.797, de 6 de maio de 1999, que "dispõe sobre a obrigatoriedade da cirurgia plástica reparadora da mama pela rede de unidades integrantes do Sistema Único de Saúde - SUS nos casos de mutilação decorrentes de tratamento de câncer", para dispor sobre o momento da reconstrução mamária. Diário Oficial da União, Brasília, DF, seção 1, n. 79, p. 2, col. 1, 2013.

[BUSHBERG e BOONE, 2011]

BUSHBERG, J. T.; BOONE, J. M. **The essential physics of medical imaging**. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 3rd ed, p. 1048, 2011.

[CASSOLA *et al.*, 2009]

CASSOLA, V. F.; DE MELO LIMA, V. J.; KRAMER, R. ; KHOURY, H. J. FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: I. Development of the anatomy. **Physics in Medicine & Biology**, v. 55, n. 1, p. 133, 2009. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/1/009>.

[CNEN NN-3.01, 2011]

CNEN. **CNEN NN-3.01**. Comissão Nacional de Energia Nuclear, Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica. PR-3.01/002: Fatores de Ponderação para as Grandezas de Proteção Radiológica, 2011.

[DI KÁSSIA *et al.*, 2016]

DI KÁSSIA, J. D. C. B.; DA SILVA, F.; ELIAS, C. N.; WEBER, R. P. Avaliação da degradação nas propriedades físicas e mecânicas do Poli (dimetilsiloxano) utilizado em implantes mamários. **Revista Militar de Ciência e Tecnologia**. RMCT, v. 33, n. 1, 2016.

[DO HUH e KIM, 2020]

DO HUH, H.; KIM, S. History of Radiation Therapy Technology. **Progress in Medical Physics**, v. 31, n. 3, p. 124-134, 2020. <https://doi.org/10.14316/pmp.2020.31.3.124>.

[FIPPEL, 2013]

FIPPEL, M. Basics of Monte Carlo Simulations. In: **Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy**. CRC press, p. 17-28, 2013.

[HARVEY e BOVBJERG, 2004]

HARVEY, J. A.; BOVBJERG, V. E. Quantitative assessment of mammographic breast density: relationship with breast cancer risk. **Radiology**, v. 230, n. 1, p. 29-41, 2004. <https://doi.org/10.1148/radiol.2301020870>.

[HOSPITAL DO CÂNCER UOPECCAN, 2021]

HOSPITAL DO CÂNCER UOPECCAN. **Uopecan de Umuarama recebe premiação internacional da Radiation Knowledge**. 2021. Disponível em:

<https://www.uopecan.org.br/noticias/uopecan-de-umuarama-recebe-premiacao-internacional-da-radiation-knowledge/>. Acesso em: 14 dez. 2021.

[ICRP-103, 2007]

ICRP. **ICRP PUBLICATION N° 103**. International Commission on Radiological Protection. “The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection”. 2007.

[ICRP-89, 2002]

ICRP. **ICRP PUBLICATION N° 89**. Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values. ICRP, Oxford: Pergamon, 2002.

[INCA, 2019a]

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA. **Tipos de câncer – Câncer de Mama**. Rio de Janeiro: INCA, 2019. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/tipos-de-cancer/cancer-de-mama>. Acesso em: 25 out. 2021.

[INCA, 2019b]

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA. Estimativa 2020: incidência de câncer no Brasil. Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. – Rio de Janeiro: INCA, 2019.

[INCA, 2019c]

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA. **Atlas de Mortalidade por Câncer – SIM**. Rio de Janeiro: INCA, 2019. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/aplicativos/atlas-de-mortalidade-por-cancer>. Acesso em: 25 out. 2021.

[INCA, 2021a]

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA.
Parâmetros técnicos para rastreamento do câncer de mama. Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. – Rio de Janeiro: INCA, 2021.

[INCA, 2021b]

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA.
Tratamento Câncer de Mama. Rio de Janeiro: INCA, Last updated: 05/18/2021.
Disponível em: <https://www.inca.gov.br/en/node/1211>. Acesso em: 25 out. 2021.

[KHAN, 2010]

KHAN, F. M. **The Physics of Radiation Therapy**, Baltimore, Maryland USA; Williams & Wilkins, 5th ed, 2010.

[KHAN *et al.*, 2016]

KHAN, F. M.; SPERDUTO, P.W.; GIBBONS, J.P. **Khan's Treatment Planning in Radiation Oncology**. Philadelphia: Wolters Kluwer. 4th ed, 2016.

[KNOLL, 2010]

KNOLL, G. F. **Radiation Detection and Measurement**. John Wiley & Sons. 4th ed. 2010.

[KRAMER *et al.*, 2009]

KRAMER, R.; CASSOLA, V. F. ; KHOURY, H. J. ; VIEIRA, J. W. ; DE MELO LIMA, V. J. ; BROWN, K. R. FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: II. Dosimetric calculations. **Physics in Medicine & Biology**, v. 55, n. 1, p. 163, 2009. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/1/010>.

[LETSOALO *et al.*, 2018]

LETSOALO, R. W.; SITHOLE, M. E.; NYATHI, M. Impact of Silicone Gel Breast Prosthesis on Post-Mastectomy Photon Beam Therapy of a Recurrent Carcinoma. **Iranian Journal of Medical Physics**, v. 15, n. 4, p. 256-263, 2018. <https://doi.org/10.22038/ijmp.2018.27148.1281>.

[MOORE *et al.*, 2014]

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. M. R. **Anatomia Orientada Para a Clínica**. Rio de Janeiro, 7ª Edição, 2014.

[PODGORSAK, 2005]

PODGORSAK, E. B. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. **Vienna: International Atomic Energy Agency**, 2005.

[RAMACHANDRAN *et al.*, 2021]

RAMACHANDRAN, P. ; Smith, A.; Hagekyriakou, J.; Hughes, J.; Lonski, P.; Howard, B.; ... & Kron, T. Contralateral breast dose with electronic compensators and conventional tangential fields—A clinical dosimetric study. **Zeitschrift für Medizinische Physik**, v. 31, n. 4, p. 347-354, 2021. <https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2021.04.00>.

[SANTOS *et al.*, 2021]

SANTOS, W. S.; Neves, L. P.; Perini, A. P.; Santos, C. J.; Belinato, W.; Silva, R. M.; ... & Caldas, L. V. Computational modelling of cervix radiation procedure using a virtual anthropomorphic phantom and the MCNPX code. In: **Journal of Physics: Conference Series**. IOP Publishing, p. 012040. 2021. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1826/1/012040>.

[SCAFF, 1997]

SCAFF, L. A. M. **Física da Radioterapia**. Sarvier. São Paulo, 1997.

[SNYDER, 1950]

SNYDER, W. S. Calculations for maximum permissible exposure to thermal neutrons. **Nucleonics (US) Ceased publication**, v. 6, 1950.

[SUNG *et al.*, 2021]

SUNG, H.; FERLAY, J. ; SIEGEL, R. L. ; LAVERSANNE, M. ; SOERJOMATARAM, I. ; JEMAL, A.; BRAY, F. Global cancer statistics 2020: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. **CA: a Cancer Journal for Clinicians**, v. 71, n. 3, p. 209-249, 2021. <https://doi.org/10.3322/caac.21660>.

[TAUHATA *et al.*, 2013]

TAUHATA, L. ; SALATI, P. A. ; DI PRINZIO, R.; DI PRINZIO, A. R. Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos. **Rio de Janeiro - Instituto de Radioproteção e Dosimetria/ Comissão Nacional de Energia Nuclear**, 9ª revisão, 345p., 2013.

[TAYLOR e KRON, 2011]

TAYLOR, M. L.; KRON, T. Consideration of the radiation dose delivered away from the treatment field to patients in radiotherapy. **Journal of Medical Physics/Association of Medical Physicists of India**, v. 36, n. 2, p. 59, 2011. <https://doi.org/10.4103/0971-6203.79686>.

[UUSHONA, 2009]

UUSHONA, N. V. **The effect of silicone gel breast prosthesis on the electron beam dose distribution**. 2009. Tese de Doutorado. University of Limpopo (Medunsa).

[VERHAEGEN e SEUNTJENS, 2003]

VERHAEGEN, F; SEUNTJENS, J. Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams. **Physics in Medicine & Biology**, v. 48, n. 21, p. R107, 2003. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/48/21/R01>.

[WERNER, 2017]

WERNER, C. J. (editor). MCNP Users Manual - Code Version 6.2, report LA-UR-17-29981. **Los Alamos National Laboratory (LANL)**, Los Alamos, NM (United States), 2017.

[WERNER *et al.*, 2018]

WERNER, C. J.; Bull, J. S.; Solomon, C. J.; Brown, F. B.; McKinney, G. W.; Rising, M. E.; ... & Casswell, L. MCNP 6.2 Release Notes, report LA-UR-18-20808. **Los Alamos National Laboratory (LANL)**, Los Alamos, NM (United States), 2018.

[YORIYAZ, 2009]

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.

APÊNDICE

APÊNDICE A – TABELAS DE RESULTADOS SIMULADOS NO MCNP 6.2

Tabela A. 1. Valores simulados para a incidência externa lateral sem o implante de silicone.

Órgãos	F6 (MeV/g)	Erro Relativo	Fator de Conversão (FC)	Incerteza (σ)
Mama Esquerda	7,24E-07	4,00E-04	1,00E+00	5,66E-04
Medula Óssea Vermelha	5,88E-09	5,00E-04	8,12E-03	6,40E-04
Cólon	1,23E-09	3,30E-03	1,70E-03	3,32E-03
Pulmão Direito	5,99E-09	1,20E-03	8,26E-03	1,26E-03
Pulmão Esquerdo	6,12E-08	5,00E-04	8,45E-02	6,40E-04
Estômago	5,08E-09	2,50E-03	7,02E-03	2,53E-03
Gônadas	3,72E-10	2,62E-02	5,14E-04	2,62E-02
Bexiga	2,99E-10	1,81E-02	4,13E-04	1,81E-02
Esôfago	6,27E-09	3,30E-03	8,65E-03	3,32E-03
Fígado	1,63E-08	1,00E-03	2,25E-02	1,08E-03
Tireoide	1,92E-09	9,80E-03	2,65E-03	9,81E-03
Cérebro	4,99E-10	5,50E-03	6,89E-04	5,51E-03
Pele	2,78E-08	3,00E-04	3,84E-02	5,00E-04
Coração	1,42E-08	1,60E-03	1,97E-02	1,65E-03
Glândulas Salivares	1,36E-09	6,00E-03	1,88E-03	6,01E-03
Glândulas Adrenais	5,05E-09	6,70E-03	6,97E-03	6,71E-03
Região Extratorácica	1,20E-09	1,09E-02	1,65E-03	1,09E-02
Vesícula Biliar	4,41E-09	5,50E-03	6,09E-03	5,51E-03
Rim Direito	2,48E-09	4,50E-03	3,42E-03	4,52E-03
Rim Esquerdo	3,47E-09	4,10E-03	4,79E-03	4,12E-03
Cristalino	7,50E-10	5,63E-02	1,03E-03	5,63E-02
Útero	3,68E-10	1,41E-02	5,09E-04	1,41E-02
Tecido Mole	2,10E-08	3,00E-04	2,90E-02	5,00E-04
Superfície Óssea	6,42E-09	5,00E-04	8,86E-03	6,40E-04
Mama Direita	1,82E-07	7,00E-04	2,51E-01	8,06E-04
Traqueia	4,35E-09	5,90E-03	6,01E-03	5,91E-03
Linfonodos	7,29E-09	1,10E-03	1,01E-02	1,17E-03
Tecido Muscular	1,94E-08	3,00E-04	2,67E-02	5,00E-04
Cavidade Bucal	1,48E-09	8,60E-03	2,05E-03	8,61E-03
Pâncreas	2,77E-09	4,60E-03	3,82E-03	4,62E-03
Intestino Delgado	8,65E-10	4,10E-03	1,19E-03	4,12E-03
Baço	4,00E-09	3,70E-03	5,52E-03	3,72E-03
Timo	2,52E-08	3,40E-03	3,48E-02	3,42E-03
Brônquios	7,24E-09	4,70E-03	1,00E-02	4,72E-03
Sangue	9,59E-09	1,40E-03	1,32E-02	1,46E-03

Tabela A. 2. Valores simulados para a incidência externa lateral com o implante de silicone.

Órgãos	F6 (MeV/g)	Erro Relativo	Fator de conversão (FC)	Incerteza (σ)
Mama Esquerda	7,16E-07	4,00E-04	1,00E+00	5,66E-04
Medula Óssea Vermelha	5,88E-09	5,00E-04	8,21E-03	6,40E-04
Cólon	1,23E-09	3,30E-03	1,72E-03	3,32E-03
Pulmão Direito	5,98E-09	1,20E-03	8,35E-03	1,26E-03
Pulmão Esquerdo	6,12E-08	5,00E-04	8,54E-02	6,40E-04
Estômago	5,07E-09	2,50E-03	7,08E-03	2,53E-03
Gônadas	3,71E-10	2,63E-02	5,18E-04	2,63E-02
Bexiga	2,98E-10	1,80E-02	4,16E-04	1,80E-02
Esôfago	6,25E-09	3,30E-03	8,73E-03	3,32E-03
Fígado	1,63E-08	1,00E-03	2,28E-02	1,08E-03
Tireoide	1,92E-09	9,90E-03	2,68E-03	9,91E-03
Cérebro	4,99E-10	5,60E-03	6,96E-04	5,61E-03
Pele	2,78E-08	3,00E-04	3,88E-02	5,00E-04
Coração	1,42E-08	1,60E-03	1,98E-02	1,65E-03
Glândulas Salivares	1,36E-09	6,10E-03	1,90E-03	6,11E-03
Glândulas Adrenais	5,03E-09	6,70E-03	7,02E-03	6,71E-03
Região Extratorácica	1,19E-09	1,10E-02	1,67E-03	1,10E-02
Vesícula Biliar	4,40E-09	5,50E-03	6,14E-03	5,51E-03
Rim Direito	2,47E-09	4,50E-03	3,45E-03	4,52E-03
Rim Esquerdo	3,47E-09	4,10E-03	4,84E-03	4,12E-03
Cristalino	7,45E-10	5,65E-02	1,04E-03	5,65E-02
Útero	3,67E-10	1,39E-02	5,12E-04	1,39E-02
Tecido Mole	2,10E-08	3,00E-04	2,93E-02	5,00E-04
Superfície Óssea	6,41E-09	5,00E-04	8,95E-03	6,40E-04
Mama Direita	1,81E-07	7,00E-04	2,53E-01	8,06E-04
Traqueia	4,35E-09	5,90E-03	6,08E-03	5,91E-03
Linfonodos	7,28E-09	1,10E-03	1,02E-02	1,17E-03
Tecido Muscular	1,94E-08	3,00E-04	2,70E-02	5,00E-04
Cavidade Bucal	1,48E-09	8,60E-03	2,06E-03	8,61E-03
Pâncreas	2,76E-09	4,60E-03	3,85E-03	4,62E-03
Intestino Delgado	8,64E-10	4,10E-03	1,21E-03	4,12E-03
Baço	3,99E-09	3,70E-03	5,57E-03	3,72E-03
Timo	2,52E-08	3,40E-03	3,51E-02	3,42E-03
Brônquios	7,23E-09	4,70E-03	1,01E-02	4,72E-03
Sangue	9,58E-09	1,40E-03	1,34E-02	1,46E-03

Tabela A. 3. Valores simulados para a incidência interna medial sem o implante de silicone.

Órgãos	F6 (MeV/g)	Erro Relativo	Fator de Conversão (FC)	Incerteza (σ)
Mama Esquerda	7,50E-07	3,00E-04	1,00E+00	4,24E-04
Medula Óssea Vermelha	1,30E-08	3,00E-04	1,73E-02	4,24E-04
Cólon	1,35E-09	3,20E-03	1,79E-03	3,21E-03
Pulmão Direito	3,17E-09	1,80E-03	4,23E-03	1,82E-03
Pulmão Esquerdo	1,60E-07	4,00E-04	2,13E-01	5,00E-04
Estômago	3,22E-09	3,00E-03	4,29E-03	3,01E-03
Gônadas	5,23E-10	2,36E-02	6,97E-04	2,36E-02
Bexiga	4,38E-10	1,57E-02	5,84E-04	1,57E-02
Esôfago	5,61E-09	3,20E-03	7,47E-03	3,21E-03
Fígado	3,48E-08	8,00E-04	4,63E-02	8,54E-04
Tireoide	2,56E-09	8,80E-03	3,42E-03	8,81E-03
Cérebro	5,50E-10	5,00E-03	7,33E-04	5,01E-03
Pele	2,87E-08	3,00E-04	3,82E-02	4,24E-04
Coração	7,70E-09	1,80E-03	1,03E-02	1,82E-03
Glândulas Salivares	1,35E-09	6,90E-03	1,80E-03	6,91E-03
Glândulas Adrenais	5,83E-09	5,90E-03	7,77E-03	5,91E-03
Região Extratorácica	1,30E-09	9,40E-03	1,73E-03	9,40E-03
Vesícula Biliar	4,20E-09	5,70E-03	5,59E-03	5,71E-03
Rim Direito	2,07E-09	4,60E-03	2,76E-03	4,61E-03
Rim Esquerdo	5,55E-09	2,90E-03	7,40E-03	2,92E-03
Cristalino	7,87E-10	4,41E-02	1,05E-03	4,41E-02
Útero	5,21E-10	1,32E-02	6,94E-04	1,32E-02
Tecido Mole	2,77E-08	3,00E-04	3,69E-02	4,24E-04
Superfície Óssea	1,41E-08	3,00E-04	1,88E-02	4,24E-04
Mama Direita	4,98E-09	2,90E-03	6,64E-03	2,92E-03
Traqueia	4,43E-09	5,40E-03	5,90E-03	5,41E-03
Linfonodos	3,65E-08	7,00E-04	4,86E-02	7,62E-04
Tecido Muscular	2,75E-08	2,00E-04	3,66E-02	3,61E-04
Cavidade Bucal	1,26E-09	9,50E-03	1,68E-03	9,50E-03
Pâncreas	2,52E-09	4,40E-03	3,36E-03	4,41E-03
Intestino Delgado	1,07E-09	3,40E-03	1,43E-03	3,41E-03
Baço	2,47E-09	6,00E-03	3,29E-03	6,01E-03
Timo	1,02E-08	3,80E-03	1,36E-02	3,81E-03
Brônquios	8,25E-09	3,20E-03	1,10E-02	3,21E-03
Sangue	1,58E-08	7,00E-04	2,11E-02	7,62E-04

Tabela A. 4. Valores simulados para a incidência interna medial com o implante de silicone.

Órgãos	F6 (MeV/g)	Erro Relativo	Fator de Conversão (FC)	Incerteza (σ)
Mama Esquerda	7,42E-07	3,00E-04	1,00E+00	4,24E-04
Medula Óssea Vermelha	1,30E-08	3,00E-04	1,75E-02	4,24E-04
Cólon	1,35E-09	3,20E-03	1,81E-03	3,21E-03
Pulmão Direito	3,17E-09	1,80E-03	4,27E-03	1,82E-03
Pulmão Esquerdo	1,60E-07	4,00E-04	2,15E-01	5,00E-04
Estômago	3,22E-09	3,00E-03	4,34E-03	3,01E-03
Gônadas	5,22E-10	2,39E-02	7,04E-04	2,39E-02
Bexiga	4,36E-10	1,57E-02	5,88E-04	1,57E-02
Esôfago	5,60E-09	3,20E-03	7,55E-03	3,21E-03
Fígado	3,48E-08	8,00E-04	4,69E-02	8,54E-04
Tireoide	2,55E-09	8,80E-03	3,44E-03	8,81E-03
Cérebro	5,49E-10	5,00E-03	7,40E-04	5,01E-03
Pele	2,87E-08	3,00E-04	3,87E-02	4,24E-04
Coração	7,69E-09	1,80E-03	1,04E-02	1,82E-03
Glândulas Salivares	1,34E-09	6,90E-03	1,81E-03	6,91E-03
Glândulas Adrenais	5,82E-09	5,90E-03	7,85E-03	5,91E-03
Região Extratorácica	1,30E-09	9,60E-03	1,75E-03	9,60E-03
Vesícula Biliar	4,20E-09	5,70E-03	5,66E-03	5,71E-03
Rim Direito	2,07E-09	4,60E-03	2,79E-03	4,61E-03
Rim Esquerdo	5,54E-09	2,90E-03	7,47E-03	2,92E-03
Cristalino	7,89E-10	4,40E-02	1,06E-03	4,40E-02
Útero	5,19E-10	1,32E-02	7,00E-04	1,32E-02
Tecido Mole	2,77E-08	3,00E-04	3,74E-02	4,24E-04
Superfície Óssea	1,41E-08	3,00E-04	1,90E-02	4,24E-04
Mama Direita	4,98E-09	3,00E-03	6,72E-03	3,01E-03
Traqueia	4,42E-09	5,40E-03	5,96E-03	5,41E-03
Linfonodos	3,65E-08	7,00E-04	4,92E-02	7,62E-04
Tecido Muscular	2,75E-08	2,00E-04	3,71E-02	3,61E-04
Cavidade Bucal	1,25E-09	9,50E-03	1,69E-03	9,50E-03
Pâncreas	2,52E-09	4,50E-03	3,40E-03	4,51E-03
Intestino Delgado	1,07E-09	3,40E-03	1,44E-03	3,41E-03
Baço	2,47E-09	6,00E-03	3,33E-03	6,01E-03
Timo	1,02E-08	3,80E-03	1,37E-02	3,81E-03
Brônquios	8,24E-09	3,20E-03	1,11E-02	3,21E-03
Sangue	1,59E-08	7,00E-04	2,14E-02	7,62E-04