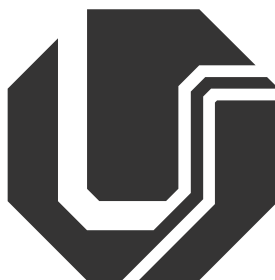


UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA



FELIPE BERALDO DA CRUZ

MARCAPASSO NA RADIOTERAPIA MAMÁRIA: CARACTERIZAÇÃO
COMPUTACIONAL DAS ALTERAÇÕES DOSIMÉTRICAS

UBERLÂNDIA, MG

2026

FELIPE BERALDO DA CRUZ

MARCAPASSO NA RADIOTERAPIA MAMÁRIA: CARACTERIZAÇÃO
COMPUTACIONAL DAS ALTERAÇÕES DOSIMÉTRICAS

Dissertação de Mestrado apresentada
ao Programa de Pós-Graduação em En-
genharia Biomédica da Universidade
Federal de Uberlândia, como parte dos
requisitos necessários à obtenção do tí-
tulo de Mestre em Ciências.

Linha de pesquisa: Tecnologias em
Radiações, Imagens Médicas e Biológi-
cas.

Orientador: Prof. Dr. Lucio Pereira
Neves

UBERLÂNDIA, MG

2026

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

C957 Cruz, Felipe Beraldo da, 2001-
2026 MARCAPASSO NA RADIOTERAPIA MAMÁRIA: CARACTERIZAÇÃO
COMPUTACIONAL DAS ALTERAÇÕES DOSIMÉTRICAS [recurso
eletrônico] / Felipe Beraldo da Cruz. - 2026.

Orientador: Lucio Pereira Neves.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Pós-graduação em Engenharia Biomédica.

Modo de acesso: Internet.

DOI <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2026.546>

Inclui bibliografia.

Inclui ilustrações.

1. Engenharia biomédica. I. Neves, Lucio Pereira, 1982-,
(Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação
em Engenharia Biomédica. III. Título.

CDU: 62:61

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.ppgeb.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, 135, PPGEb				
Data:	vinete de julho de dois mil e vinte e seis	Hora de início:	14:00	Hora de encerramento:	15:10
Matrícula do Discente:	12422EBI003				
Nome do Discente:	Felipe Beraldo da Cruz				
Título do Trabalho:	MARCAPASSO NA RADIOTERAPIA MAMÁRIA: CARACTERIZAÇÃO COMPUTACIONAL DAS ALTERAÇÕES DOSIMÉTRICAS				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Tecnologias em Radiações, Imagens Médicas e Biológicas				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Dosimetria numérica em procedimentos de radioembolização hepática				

Reuniu-se via plataforma Google Meet, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: William de Souza Santos - PPGEb/UFU DFI/UFS; Divanizia do Nascimento Souza - UFS; Lucio Pereira Neves - PPGEb/UFU orientador do candidato.

Iniciando os trabalhos o presidente da mesa, Dr. Lucio Pereira Neves, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato, 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 presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos examinadores, que passaram a arguir o candidato. Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o candidato:

Aprovado.

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 **Divanizia do Nascimento Souza, Usuário Externo**, em 20/07/2026, às 15:12, 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 **William de Souza Santos, Usuário Externo**, em 20/07/2026, às 15:12, 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 **Lucio Pereira Neves, Professor(a) do Magistério Superior**, em 20/07/2026, às 15:12, 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 **7490212** e o código CRC **B78998F5**.

Referência: Processo nº 23117.047408/2026-81

SEI nº 7490212

AGRADECIMENTOS

À minha família, especialmente à minha mãe, Marcela Felipe Rodrigues da Cruz, por todo o suporte durante meus anos de estudo.

Ao Prof. Dr. Lucio Pereira Neves, meu orientador, e à Profa. Dra. Ana Paula Perini, que juntos me orientam desde a graduação, oferecendo todo o apoio necessário.

Aos meus primeiros colegas de laboratório, Alessa Maschio e Arthur Zuchetti, pela companhia e momentos de descontração.

Aos meus amigos e colegas de mestrado do Laboratório de Instrumentação e Dosimetria.

Ao Carlos Eduardo, meu companheiro. Agradeço por estar ao meu lado.

Ao secretário do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Edson Montes Mundim Filho, por ser sempre prestativo e solícito, fornecendo todo o apoio acadêmico e burocrático necessário.

Ao Laboratório de Instrumentação e Dosimetria (LInDa) da Universidade Federal de Uberlândia, por toda a infraestrutura, onde pude realizar todas as simulações deste trabalho.

À Universidade Federal de Uberlândia, por toda a infraestrutura para a realização deste trabalho.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais, e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, pelos projetos que contribuíram para o desenvolvimento do trabalho: FAPEMIG - APQ-02934-15, FAPEMIG - APQ03049-15, CNPq-421603/2016-0, CNPq-420699/2016-3, CNPq-14520/2020-1, CNPq 312160/2023-2 e CNPq-312124/2021-0. Este trabalho faz parte do Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia –Instrumentação Nuclear e Aplicações na Indústria e Saúde (INCT.INAIS), CNPQ 406303/2022-3 e 424498/2025-1.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Nível Superior, pela bolsa de Mestrado (No. 88887.000986/2024-00).

"Entertain my faith".
(**Twenty Øne Piløts**)

RESUMO

O câncer é uma das principais causas de morte no mundo, e o câncer de mama é o segundo mais frequente e o mais comum entre mulheres. O envelhecimento da população e hábitos inadequados de vida contribuem para o desenvolvimento do câncer e de doenças cardiovasculares (DCV), que muitas vezes tornam necessário o implante de um dispositivo eletrônico cardíaco, o marcapasso. Assim, pacientes com câncer de mama e marcapasso implantável podem ser submetidos à radioterapia, que é uma das formas de tratamento para o câncer de mama. Sabe-se que marcapassos possuem estruturas sensíveis à radiação, além de, por serem compostos de estruturas metálicas, podem gerar espalhamento de radiação quando expostos diretamente no feixe primário de tratamento. Dessa forma, o presente trabalho propõe analisar a influência dosimétrica do marcapasso na cobertura de dose na mama, além de obter a dose absorvida pelo dispositivo nos cenários estudados. O código de Monte Carlo TOPAS foi utilizado para simular um cenário de radioterapia de câncer de mama com campos tangenciais em um acelerador TrueBeam com feixe de 6 MV. O software TET2DICOM foi utilizado para converter o objeto simulador antropomórfico do tipo malha feminino (MRCP) de referência da publicação 145 da ICRP em um conjunto de imagens DICOM para implementação no TOPAS. Os histogramas dose-volume foram gerados e as principais métricas de dose foram extraídas a partir do software 3D Slicer. Os resultados mostraram que a presença do marcapasso interfere de forma pouco significativa na entrega de dose ao volume alvo do tratamento. A dose de prescrição $D_{95\%}$ foi levemente reduzida de 47,64 para 47,44 Gy, enquanto a dose média absorvida pela mama não sofreu alterações. A colimação do marcapasso como forma de reduzir a dose absorvida pelo equipamento diminui a dose no dispositivo de 26,04 para 1,58 Gy, mas reduziu a cobertura de dose na mama ($D_{95\%} = 17,56$ Gy) tornando a técnica pouco efetiva. Técnicas avançadas como Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT) com preservação do marcapasso devem ser estudadas para futuras pesquisas.

Palavras-chave: Radioterapia; Câncer de mama; Marcapasso; Dispositivo Eletrônico Cardíaco Implantável; Simulações de Monte Carlo.

ABSTRACT

Cancer is one of the leading causes of death worldwide, and breast cancer is the second most frequent type and the most common among women. Population aging and unhealthy lifestyle habits contribute to the development of cancer and cardiovascular diseases (CVD), which often make the implantation of a cardiac electronic device necessary. Thus, patients with breast cancer and an implanted pacemaker may undergo radiotherapy, which is one of the treatment modalities for breast cancer. It is well established that pacemakers contain radiation-sensitive components and, because they are composed of metallic structures, may generate radiation scattering when directly exposed to the primary treatment beam. Therefore, the present study aims to analyze the dosimetric influence of the pacemaker on dose coverage in the breast, as well as to determine the absorbed dose by the device under the scenarios investigated. The Monte Carlo code TOPAS was used to simulate a breast cancer radiotherapy scenario with tangential fields on a TrueBeam linear accelerator using a 6 MV photon beam. The TET2DICOM software was used to convert the female mesh-type anthropomorphic reference phantom (MRCP) from ICRP Publication 145 into a set of DICOM images for implementation in TOPAS. Dose-volume histograms were generated, and the main dose metrics were extracted using the 3D Slicer software. The results showed that the presence of the pacemaker has a negligible impact on dose delivery to the treatment target volume. The prescription dose, $D_{95\%}$, was slightly reduced from 47.64 to 47.44 Gy, while the mean absorbed dose to the breast remained unchanged. Collimating the pacemaker as a strategy to reduce the absorbed dose to the device decreased its dose from 26.04 to 1.58 Gy; however, it also reduced breast dose coverage ($D_{95\%} = 17.56$ Gy), making this approach of limited clinical effectiveness. Advanced techniques, such as pacemaker-sparing Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT), should be investigated in future studies.

Keywords: Radiotherapy; Breast Cancer; Pacemaker; Cardiac Implantable Electronic Device; Monte Carlo Simulations.

Lista de Figuras

2.1	Exemplo de um histograma dose-volume. As métricas $D_{98\%}$, $D_{95\%}$, $D_{50\%}$ e D_{max} são indicadas no gráfico. Fonte: O Autor, 2026 (extraído de simulação).	8
3.1	MRCP feminino apresentado pela ICRP 145. Fonte: O Autor (2026).	11
4.1	Visão <i>wireframe</i> do marcapasso modelado, sendo possível visualizar os eletrodos (A), o circuito simplificado (B), a bateria (C) e o separador de propileno (D). O símbolo do Laboratório de Instrumentação e Dosimetria (LInDa) da Universidade Federal de Uberlândia foi gravado no dispositivo. Fonte: O Autor (2026).	14
4.2	Posicionamento do marcapasso na mama esquerda do MRCP feminino. Fonte: O Autor (2026).	16
4.3	Colimação do MLC nos tratamentos com marcapasso (A) e com marcapasso colimado (B). Fonte: O Autor (2026).	16
4.4	Perfil de isodose nos planos frontal (A) e transversal (B) de um cubo de água com filtro em cunha de 30°. A posição e o ângulo do filtro em cunha são representados nas imagens através de um esboço. Fonte: O Autor (2026).	17
4.5	Deposição de dose no MRCP feminino. O corte axial (primeiro quadro, superior à esquerda) indica uma boa homogeneidade de dose no volume alvo do tratamento no cenário sem marcapasso. O quadro inferior à esquerda apresenta um corte coronal, enquanto o quadro inferior à direita apresenta um corte sagital da distribuição de dose. O quadro superior direito apresenta o histograma dose-volume dos cenários analisados. PTV = mama esquerda. PTV_{PM} = mama esquerda com marcapasso. PTV_{PMc} = mama esquerda com marcapasso colimado. PM = marcapasso. PMc = marcapasso colimado. Fonte: O Autor (2026).	18

Lista de Tabelas

4.1	Densidade dos componentes do marcapasso obtidas da literatura.	15
4.2	Métricas de dose obtidas a partir dos DVHs para o PTV.	18

Conteúdo

1	Introdução	1
1.1	Objetivos	2
2	Referencial teórico	3
2.1	Câncer de Mama	3
2.2	Doenças Cardiovasculares	3
2.3	Dispositivos Eletrônicos Cardíacos Implantáveis - Marcapasso	4
2.4	Interação da Radiação Ionizante com a Matéria	4
2.5	Efeitos Biológicos da Radiação Ionizante	5
2.6	Radioterapia Externa com Feixe de Fótons	5
2.7	Radioterapia 3D Conformacional de Câncer de Mama	6
2.8	Efeitos da Radioterapia em Dispositivos Eletrônicos Cardíacos Implantáveis	6
2.9	Método de Monte Carlo	7
2.10	Métricas de Avaliação Dosimétrica	7
2.11	Objetos Simuladores em Radioterapia	8
3	Materiais e Métodos	10
3.1	Dispositivo eletrônico cardíaco implantável	10
3.2	Objeto Simulador Antropomórfico Virtual do tipo malha de referência	10
3.3	Cenário de simulação do tratamento radioterápico	11
3.4	Cálculo da dose absorvida	12
4	Resultados e Discussões	14
4.1	Dispositivo eletrônico cardíaco implantável	14
4.2	Objeto Simulador Antropomórfico Virtual do tipo malha de referência	15
4.3	Cenário de simulação do tratamento radioterápico	15
4.4	Cálculo da dose absorvida	17
5	Conclusões	20
6	Limitações do estudo e pressupostos adotados	21
	Referências	22

A APÊNDICE: Produção científica

Introdução

Segundo a última atualização da Organização Mundial da Saúde (WHO), o câncer de mama foi o tipo de câncer mais comum em mulheres em 157 dos 185 países no ano de 2022 (World Health Organization, 2024). O envelhecimento da população, aliado à prevalência de hábitos de vida inadequados, está associado ao aumento da incidência desse tipo de câncer (Seiler *et al.*, 2018). Esses mesmos fatores de risco também contribuem para o desenvolvimento de doenças cardiovasculares (Barcellini *et al.*, 2022; Lazzeroni *et al.*, 2022), que muitas vezes exigem a implantação de dispositivos cardíacos eletrônicos, como o marcapasso, para o tratamento adequado.

Dispositivos eletrônicos cardíacos são implantados, na maioria das vezes, em pacientes idosos. A incidência de câncer aumenta com a idade, assim, espera-se que o número de pacientes com marcapassos implantados submetidos a tratamentos de câncer aumente (Marbach *et al.*, 1994). A radioterapia é uma das modalidades de tratamento para o câncer de mama, que se utiliza de feixes de raios-x para destruir as células tumorais, sem prejudicar tecidos sadios. Segundo Zaremba *et al.* (2015), o número de pacientes com marcapasso que passaram por radioterapia aumentou 199% entre 2003 e 2012.

Sabe-se que marcapassos possuem estruturas que são sensíveis à radiação ionizante e podem apresentar algumas falhas quando absorvem doses de radiação acima de 2 Gy (Marbach *et al.*, 1994; Qiao *et al.*, 2023). Em seus estudos, Salerno *et al.* (2015) estimaram que a dose absorvida pelo marcapasso em tratamentos radioterápicos na região do tórax ultrapassa 10 Gy e classificou os riscos ao aparelho quanto a dose recebida e a dependência do paciente ao marcapasso. Em sua classificação, pacientes dependentes do marcapasso submetidos a tratamentos radioterápicos na região do tórax apresentam alto risco de desenvolverem danos ao aparelho. Diversos autores documentam diferentes falhas em dispositivos eletrônicos cardíacos implantáveis quando expostos a campos de radiação (Grant *et al.*, 2015; Brouillard *et al.*, 2019; Barcellini *et al.*, 2022; Qiao *et al.*, 2023; Makkar *et al.*, 2012; Hurkmans *et al.*, 2005).

A literatura atual conta com estudos estatísticos e irradiações de marcapassos em objetos simuladores cúbicos de polimetilmetacrilato (Makkar *et al.*, 2012; Zaremba *et al.*,

2015; Rodriguez *et al.*, 1991; Venselaar *et al.*, 1987). Para estimar a dose absorvida pelo marcapasso de maneira mais precisa e realista com um cenário de radioterapia de câncer de mama, simulações computacionais com o método de Monte Carlo podem ser empregadas com simuladores antropomórficos virtuais que representam de forma fidedigna a anatomia humana. Recentemente, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) apresentou os objetos simuladores antropomórficos virtuais de referência do tipo malha (MRCP) (ICRP, 2020), que representam uma evolução dos objetos simuladores do tipo voxel anteriormente utilizados. O MRCP feminino pode ser importado para um software de modelagem tridimensional, como o Blender (Blender, 2018). No ambiente computacional, é possível modelar e inserir um marcapasso na região da mama da paciente virtual, a fim de compor um cenário realista de um tratamento radioterápico de câncer de mama e obter valores precisos da dose absorvida no marcapasso, bem como nos órgãos e tecidos adjacentes ao aparelho.

1.1 Objetivos

Com base nas recomendações de Salerno *et al.* (2015), este estudo tem como objetivo avaliar a influência do marcapasso em diferentes cenários de radioterapia de câncer de mama, além da dose absorvida pelo dispositivo. Foram simulados três diferentes cenários, incluindo um com paciente sem marcapasso, para normalização dos resultados. Os cenários citados são:

- 1) Tratamento radioterápico da mama esquerda sem marcapasso;
- 2) Tratamento radioterápico da mama esquerda com marcapasso ipsilateral, a fim de obter a dose absorvida no dispositivo, além de sua influência na deposição de dose local;
- 3) Tratamento radioterápico da mama esquerda com marcapasso ipsilateral utilizando colimação baseada em um conjunto de multi-lâminas *Millennium* (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA), a fim de se avaliar a proteção utilizada;

Para isso, foram realizadas simulações de Monte Carlo utilizando o código TOPAS (Faddegon *et al.*, 2020), em um acelerador linear *Varian TrueBeam* (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA), com um feixe de 6 MV, a fim de determinar a dose recebida pelo aparelho e sua influência na entrega de dose no órgão alvo em tratamentos de câncer de mama com o MRCP feminino.

Referencial teórico

2.1 Câncer de Mama

O câncer de mama é o tipo de câncer mais comum entre as mulheres no mundo (World Health Organization, 2024) e sua ocorrência depende de fatores genéticos, ambientais e de estilo de vida. Entre os principais fatores de risco estão a idade avançada e maus hábitos de vida, como o abuso de álcool e substâncias tóxicas, sedentarismo, obesidade (Seiler *et al.*, 2018).

A mamografia é o principal meio de diagnóstico do câncer de mama (Trayes; Cokenakes, 2021). Para tratar o câncer de mama, diferentes modalidades de tratamento podem ser utilizadas, a depender do estadiamento da doença. Dentre os principais meios de tratamento do câncer de mama, tem-se a radioterapia externa com feixe de fótons (Haussmann *et al.*, 2020).

2.2 Doenças Cardiovasculares

O termo doenças cardiovasculares (DCV) é utilizado para definir um conjunto de doenças que afetam o coração e ou vasos sanguíneos. Dentre algumas DCVs, têm-se a doença arterial coronariana, acidente vascular cerebral (AVC) e insuficiência cardíaca. DCVs representam a principal causa de morte no mundo e são responsáveis por cerca de 30% das mortes no Brasil (Teston *et al.*, 2016). Entre os principais fatores de risco relacionados às DCVs tem-se a obesidade, alimentação inadequada, abuso do álcool e de substâncias tóxicas e sedentarismo (Barcellini *et al.*, 2022; Lazzeroni *et al.*, 2022).

Dentre as complicações dos fatores de risco associados às DCVs, observa-se disfunções que afetam o ritmo e a condução elétrica do coração, como arritmia cardíaca, insuficiência cardíaca e fibrilação atrial (Lopez; Jan, 2023). Nestes casos, dispositivos eletrônicos cardíacos implantáveis, como o marcapasso, são comumente utilizados para manter a funcionalidade cardíaca em pacientes portadores de DCVs (Uzun *et al.*, 2024).

2.3 Dispositivos Eletrônicos Cardíacos Implantáveis - Marcapasso

Um marcapasso é um dispositivo cardíaco eletrônico multiprogramável, com capacidade para monitorar e regular a estimulação elétrica do coração, podendo detectar e gravar em sua memória arritmias (Teixeira *et al.*, 2023)

O implante de dispositivos eletrônicos cardíacos (DCEIs) é um meio de tratamento de arritmias cardíacas e falhas na condução elétrica do coração (Rao; Bennett, 2022). Segundo a Diretriz Brasileira de Dispositivos Cardíacos Eletrônicos Implantáveis (Teixeira *et al.*, 2023), metade dos implantes de marcapasso definitivo são indicados para pacientes com disfunções do nó sinusal (DNS). A DNS pode ocorrer em qualquer idade, mas com maior incidência em pacientes com idade superior a 65 anos (Teixeira *et al.*, 2023).

Estes dispositivos monitoram e regulam os batimentos cardíacos através de impulsos elétricos (Rao; Bennett, 2022). Os marcapassos são implantados geralmente na região subcutânea abaixo da clavícula, com eletrodos conectados ao coração e são compostos por materiais biocompatíveis, como o titânio e poliuretano (Pacheco, 2018).

2.4 Interação da Radiação Ionizante com a Matéria

As radiações ionizantes podem interagir com um átomo de diferentes formas. Para a faixa de energia utilizada na radioterapia é mais comum a ocorrência do efeito fotoelétrico, espalhamento Compton e produção de pares.

O efeito fotoelétrico é caracterizado pela probabilidade de absorção total da energia de um fóton incidente, podendo ocasionar a ejeção de um elétron de energia cinética igual à diferença de energia do fóton e de sua energia de ligação (Podgorsak, 2010).

O espalhamento Compton ocorre com a probabilidade de ocorrer absorção parcial da energia de um fóton. De forma semelhante ao efeito fotoelétrico, um elétron também é ejetado, enquanto o fóton é desviado em um ângulo em função de sua energia inicial (Podgorsak, 2010).

A produção de pares pode ocorrer para fótons de energia superior à 1,022 MeV. Nesta interação, a energia do fóton pode ser convertida em um par elétron-pósitron, que então serão emitidos com mesma energia, na mesma direção com sentidos opostos (Podgorsak, 2010). O elétron emitido irá sofrer interações coulombianas, podendo converter parte de sua energia em raios X de freamento, até que seja totalmente freado e absorvido pelo meio (Okuno; Yoshimura, 2010). O pósitron emitido irá percorrer o meio até colidir com um elétron, de forma que ocorra a aniquilação pósitron-elétron, emitindo um fóton gama.

2.5 Efeitos Biológicos da Radiação Ionizante

Os efeitos biológicos da radiação ionizante são classificados quanto ao mecanismo de ação, que pode ser direto ou indireto, e quanto à natureza do dano biológico, podendo ser uma reação tecidual ou estocástica (Tauhata *et al.*, 2013).

O mecanismo direto de ação da radiação se caracteriza pelo dano direto às moléculas de DNA, resultando em aberrações cromossômicas devido à quebra de uma ou duas fitas do DNA (Tauhata *et al.*, 2013). Uma reparação não bem-sucedida em uma molécula de DNA com quebra nos cromossomos é a principal causa de morte celular e pode levar a efeitos mutagênicos e cancerígenos (Okuno; Yoshimura, 2010).

O mecanismo indireto de ação da radiação ionizante no tecido biológico se caracteriza pela radiólise da molécula de água causada pela partícula ionizante, gerando os radicais livres H^+ e OH^- . Os radicais livres produzidos pela radiólise da água podem se recombinar para gerar o peróxido de hidrogênio, que pode causar danos às moléculas de DNA (Tauhata *et al.*, 2013). Uma vez que o corpo humano é composto por cerca de 70% de água, o mecanismo indireto da radiação é responsável por 70% dos efeitos biológicos (Okuno; Yoshimura, 2010).

Quanto à natureza dos efeitos biológicos da radiação ionizante, reações teciduais são observadas quando uma alta dose de radiação, acima de um limiar, causa a morte de muitas células de um órgão ou tecido, com gravidade que aumenta com a dose recebida. Dentre os efeitos teciduais, os mais observados são eritemas, catarata e esterilidade.

Os efeitos estocásticos são probabilísticos e não possuem limiar de dose. Porém, a probabilidade de ocorrência aumenta com a dose recebida (Tauhata *et al.*, 2013). Estes efeitos podem ocorrer em células somáticas, relacionado à incidência de câncer no próprio indivíduo que recebeu a dose, e em células germinativas, ocasionando mutações aos descendentes do indivíduo irradiado (Tauhata *et al.*, 2013).

2.6 Radioterapia Externa com Feixe de Fótons

A radioterapia externa é uma modalidade amplamente utilizada no tratamento de diferentes tipos de câncer, utilizando feixes de fótons da ordem de MeV para inibir ou destruir células cancerígenas (F. M. Khan, 2014). O feixe é precisamente direcionado ao tumor, de forma a minimizar a dose nos tecidos e órgãos adjacentes (Podgorsak, 2010).

Os aceleradores lineares, equipamentos de alta tecnologia, são utilizados para emitir feixes de fótons e elétrons com energia entre 4 e 25 MeV e os direcionar ao paciente em diferentes ângulos de incidência e, com o uso de colimadores multi-lâminas, modelar o feixe, de forma a proteger tecidos saudáveis e adaptar o feixe ao formato do volume tumoral (Podgorsak, 2010).

Para garantir a precisão na entrega da dose e a segurança do tratamento, cada tra-

tamento é simulado em um sistema de planejamento de tratamento. Para verificar a entrega de dose no volume alvo do tratamento (PTV), histogramas dose-volume (DVH) são utilizados. Estes histogramas sumarizam a deposição de dose tridimensional em um gráfico 2D, facilitando a interpretação da deposição de dose no volume de interesse.

2.7 Radioterapia 3D Conformacional de Câncer de Mama

A radioterapia tridimensional conformacional (3D-CRT) é uma das principais modalidades de tratamento do câncer de mama (Liu *et al.*, 2016). A técnica utiliza imagens tomográficas para planejar o tratamento e definir o volume alvo, de forma a otimizar a dose entregue à mama ao mesmo tempo em que órgãos e tecidos adjacentes são poupados (Chandra *et al.*, 2021).

Dois campos tangenciais são comumente utilizados para este tratamento, garantindo uma boa cobertura do volume alvo e dose de espalhamento aos órgãos e tecidos próximos à mama, como os pulmões e coração, relativamente baixa (Liu *et al.*, 2016). Devido à irregularidade da geometria da mama, filtros em cunha são comumente utilizados, para garantir a homogeneidade da dose.

2.8 Efeitos da Radioterapia em Dispositivos Eletrônicos Cardíacos Implantáveis

A interação da radiação ionizante com dispositivos eletrônicos cardíacos implantáveis pode ocasionar mal funcionamentos devido aos diferentes mecanismos de interação da radiação com os componentes do marcapasso (Teixeira *et al.*, 2023; Makkar *et al.*, 2012; Brouillard *et al.*, 2019; Grant *et al.*, 2015; Qiao *et al.*, 2023; Salerno *et al.*, 2015; Venselaar *et al.*, 1987; Zaremba *et al.*, 2015).

Segundo Teixeira *et al.* (2023), altas doses de radiação proveniente de feixe de fótons (energia de feixe > 6 MV) podem causar interferência em componentes do gerador de pulsos, além de erros de *softwares* e *hardware*.

Em seus estudos, Salerno *et al.* (2015) listou oito diferentes potenciais falhas induzidas ao marcapasso consequentes da sua exposição à radiação ionizante: alteração do estímulo emitido (amplitude/frequência), alteração da sensibilidade do dispositivo, inibição dos estímulos, mudança no modo de operação do marcapasso, perda da capacidade da bateria, alteração na sensibilidade do eletrodo, perda da telemetria e perda da funcionalidade do aparelho.

No mesmo estudo (Salerno *et al.*, 2015), a dose absorvida pelo marcapasso foi estimada em função da região de tratamento: na região do tórax a dose absorvida pelo marcapasso

é superior a 10 Gy; tratamentos na região do abdome e trato bucal a dose está entre 2 e 10 Gy; demais regiões (cabeça e pélvica) a dose absorvida pelo dispositivo é inferior à 2 Gy.

Segundo a AAPM TG 34 (Marbach *et al.*, 1994), dose absorvida pelo marcapasso acima de 2 Gy pode desencadear mudanças significativas no funcionamento do dispositivo, enquanto doses entre 10 e 30 Gy podem ocasionar falha abrupta e geral. O documento contém um protocolo específico para manejo de tratamentos radioterápicos em paciente dependente de marcapasso.

Ainda, é importante considerar que estas falhas e defeitos podem aparecer até meses após o término das sessões de radioterapia (Teixeira *et al.*, 2023).

2.9 Método de Monte Carlo

O método de Monte Carlo é um método matemático criado por Metropolis e Ulam (1949) que utiliza amostragens aleatórias e funções de probabilidade para resolver problemas complexos que seriam impossíveis de se resolver por métodos analíticos ou numéricos. O método é bastante utilizado para simular interações de partículas e fótons com o meio material (Yoriyaz, 2009) em códigos de transporte de radiação, como o MCNP, Penélope e Geant4.

O código de transporte TOPAS (Faddegon *et al.*, 2020) é baseado no código de Monte Carlo Geant4 (Agostinelli *et al.*, 2003), escrito em linguagem C++. O código TOPAS é uma ferramenta gratuita e permite a implementação de geometrias complexas para a construção de cenários de irradiação, utilizando objetos simuladores para o cálculo de dose absorvida.

O método de Monte Carlo possui diversas aplicações na área da Física Médica, desde demonstração de experimentos com radiação para fins didáticos, até como suporte à prática clínica em radioterapia, medicina nuclear e radiodiagnóstico (Yoriyaz, 2009).

2.10 Métricas de Avaliação Dosimétrica

A avaliação da qualidade de um planejamento radioterápico baseia-se, fundamentalmente, na análise do histograma dose-volume (DVH) (ICRU, 2010). O DVH é uma representação 2D da deposição tridimensional de dose no volume de um paciente. A partir do DVH, é possível observar a presença de regiões de alta dose, ou de baixa dose. As métricas de dose são extraídas do gráfico, permitindo comparar diferentes planos e verificar a cobertura de dose do volume alvo (Drzymala *et al.*, 1991).

Métricas de dose, denotadas por D_V , indicam a dose mínima recebida por uma determinada porcentagem V do volume de uma estrutura. O parâmetro $D_{95\%}$ é amplamente

utilizado para reportar a cobertura do volume alvo, indicando a dose em que 95% do volume do PTV recebe.

A fim de determinar regiões de máxima e mínima dose, a Comissão Internacional Unidades e Medidas de Radiação sugere a utilização das métricas $D_{2\%}$ e $D_{98\%}$ como D_{max} e D_{min} (ICRU, 2010). A dose média D_{mean} em uma estrutura é definida como a quantidade de energia transferida para a estrutura dividido pela massa desta. Assim, pode-se definir a dose média em um órgão como:

$$D_{mean} = \frac{1}{V} \int_0^{D_{max}} D \frac{dV(D)}{dD} dD \quad (2.1)$$

Segundo a ICRU (2010), é entendido que a métrica $D_{50\%}$ é quase idêntica à dose média (ICRU, 2010). A Figura 2.1 apresenta um histograma dose-volume, com destaque para algumas métricas de dose comumente utilizadas.

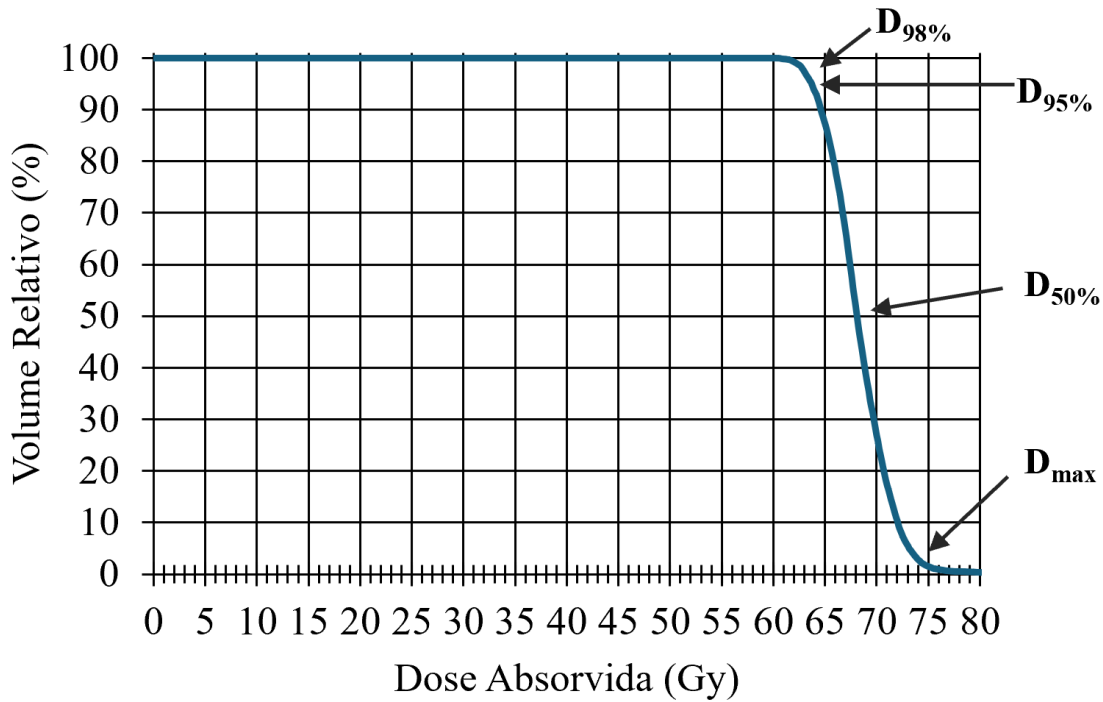


Figura 2.1 – Exemplo de um histograma dose-volume. As métricas $D_{98\%}$, $D_{95\%}$, $D_{50\%}$ e D_{max} são indicadas no gráfico. Fonte: O Autor, 2026 (extraído de simulação).

2.11 Objetos Simuladores em Radioterapia

Devido a impossibilidade ética e prática de se realizar testes e medições dosimétricas invasivas em pacientes, a utilização de substitutos físicos e virtuais que mimetizam a interação da radiação ionizante com os tecidos biológicos é de grande importância na radioterapia (ICRU, 1989, 1992). Historicamente, a água líquida é estabelecida como

material de referência para calibração absoluta de feixes de alta energia, devido à sua semelhança com o tecido mole (ICRU, 1989, 1992).

Na verificação diária e em cenários complexos, objetos simuladores sólidos são comumente utilizados. Utilizando materiais tecido-equivalente, objetos simuladores antropomórficos são feitos com materiais que simulam ossos, pulmões e tecidos moles em formatos anatômicos realistas (ICRU, 1989, 1992).

No contexto de simulações computacionais com o método de Monte Carlo, objetos simuladores virtuais são utilizados para resolver problemas complexos e desenvolvimento de novas técnicas em radioterapia. A evolução dos modelos antropomórficos virtuais partiu de geometrias simples baseadas em equações quadráticas para os atuais simuladores do tipo malha, como os MRCPs, publicados pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (Yeom *et al.*, 2014; ICRP, 2009, 2020).

Materiais e Métodos

3.1 Dispositivo eletrônico cardíaco implantável

O dispositivo eletrônico cardíaco implantável, também conhecido como marcapasso, foi modelado na ferramenta de modelagem tridimensional Blender (Blender, 2018) seguindo as dimensões aproximadas ao descrito na literatura (Huang; Kishk, 2011; Tarusawa *et al.*, 2005), com composição de materiais descritas em Gibbons (1975), Pacheco (2018), Scheuer-Leeser *et al.* (1983), Haqqani *et al.* (2011) e Johnson *et al.* (2015).

3.2 Objeto Simulador Antropomórfico Virtual do tipo malha de referência

O objeto simulador antropomórfico virtual feminino do tipo malha de referência apresentado na 145^a Publicação da ICRP (ICRP, 2020) foi utilizado para compor o cenário de tratamento radioterápico de câncer de mama com paciente que faz uso de dispositivo eletrônico cardíaco implantável. O MRCP feminino possui 173 estruturas, incluindo todos os órgãos e tecidos de interesse para dosimetria, 163 cm de altura e 60 kg de massa corporal.

Os MRCPs da ICRP 145 são aprimoramentos dos objetos simuladores apresentados na Publicação 110 da ICRP (ICRP, 2009), os objetos simuladores antropomórficos virtuais do tipo voxel (ICRP, 2020). Este último apresenta limitações oriundas da resolução do voxel e da própria natureza de sua geometria, com algumas estruturas, como as mamas e músculo, que estão diretamente expostas ao ar (ICRP, 2020).

A Figura 3.1 mostra o objeto simulador antropomórfico virtual feminino de referência do tipo malha apresentado na 145^a publicação da ICRP (A). É possível ver o musculoesquelético (B), bem como o esqueleto, órgãos e estruturas internas do MRCP (C).

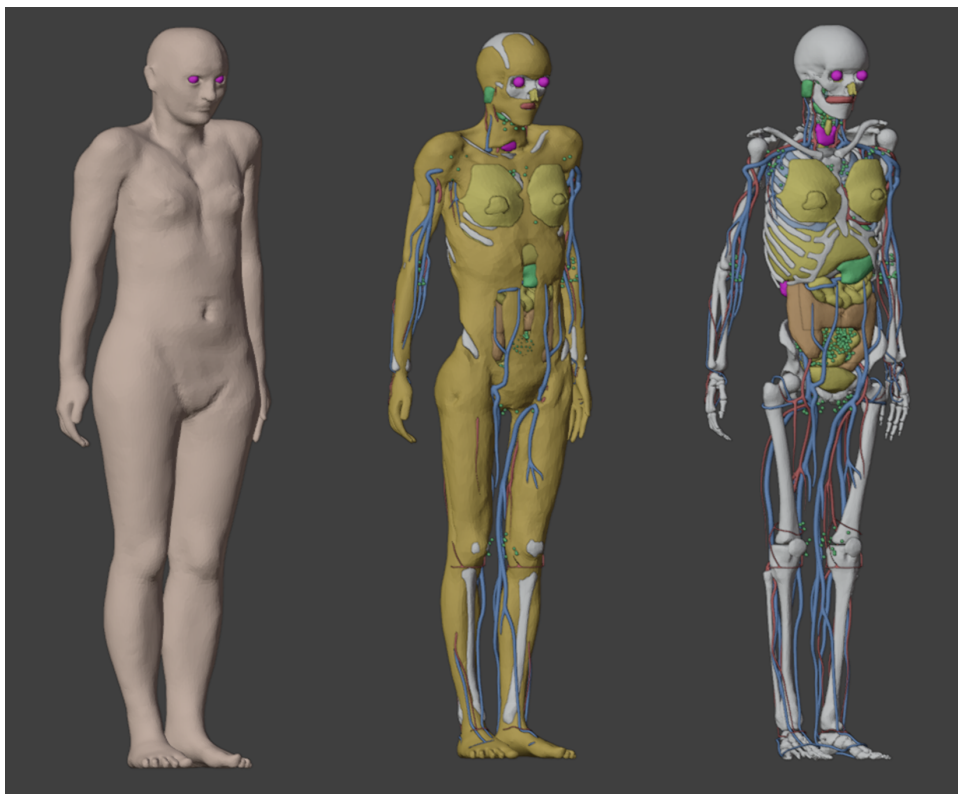


Figura 3.1 – MRCP feminino apresentado pela ICRP 145. Fonte: O Autor (2026).

3.3 Cenário de simulação do tratamento radioterápico

As simulações foram realizadas em um computador de processador i9-13900K de 13^a geração, com 32 núcleos e 80 GB de RAM. O código TOPAS (Faddegon *et al.*, 2020) foi utilizado para simular 1×10^9 partículas, com transporte de fótons e elétrons em uma simulação de radioterapia conformacional 3D de um tratamento de câncer de mama em uma paciente com implante de marcapasso. Foram utilizados dois campos tangenciais de mesmo peso, com ângulos de 115° e 295° para tratar a mama esquerda do MRCP feminino em um acelerador linear *Varian TrueBeam* (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA). O espaço de fase foi obtido a partir da base de dados da International Atomic Energy Agency (IAEA) (Capote *et al.*, 2006).

O ambiente foi construído na ferramenta de modelagem tridimensional Blender (Blender, 2018) e exportado no formato *.obj*, com a configuração de malhas triangulares selecionada. Posteriormente, a geometria poligonal foi convertida para formato de geometria tetraédrica usando o POLY2TET (Han *et al.*, 2020), gerando arquivos de formato *.ele* e *.node*.

Em conjunto com arquivos de formato *.density* e *.contourn*, que expressam informações de densidade das estruturas do objeto simulador e os órgãos e estruturas a serem delineados no paciente DICOM resultante, os arquivos *.node* e *.ele* foram convertidos para o formato DICOM utilizando o código TET2DICOM (Cheon *et al.*, 2021), com o objetivo de obter histogramas de dose-volume na mama e no marcapasso. A espessura de corte

das imagens DICOM escolhida foi de 1 mm.

O delineamento dos principais órgãos e estruturas do tratamento foram ajustados no software 3D Slicer (Fedorov *et al.*, 2012), no módulo *Segment Editor*.

Os cenários foram divididos em três diferentes configurações de tratamento:

- 1) Radioterapia da mama esquerda sem marcapasso, para normalização dos resultados;
- 2) Radioterapia da mama esquerda com marcapasso ipsilateral desprotegido;
- 3) Radioterapia da mama esquerda de paciente com marcapasso ipsilateral colimado com margem de 0,5 cm, para avaliação da proteção do marcapasso;

A fim de entregar um gradiente de dose plano no volume alvo do tratamento, um filtro em cunha composto de ferro foi utilizado, com ângulo de filtro de 30°. A fim de demonstrar a deposição de dose obtida com o filtro em cunha, um cubo de água de dimensões $40 \times 40 \times 40$ cm³ foi irradiado com um campo 10×10 cm², considerando SSD de 100 cm. Para isso, duas malhas de detectores foram utilizadas para obter o perfil de isodose: a primeira com 1000×1000 detectores no plano frontal do cubo de água, enquanto a segunda com 400×400 detectores posicionada no plano transversal do cubo de água, a uma profundidade de 1,5 cm.

Os resultados em formato DICOM foram importados para o 3D Slicer (Fedorov *et al.*, 2012) para análise do ângulo de filtro.

3.4 Cálculo da dose absorvida

Para obter a dose absorvida nos órgãos e estruturas de interesse, o output *DoseTo-Medium* foi escolhido, retornando a dose em unidades de Gy. Para aumentar a eficiência computacional, o parâmetro *PreCalculateStoppingPowerRatios*, que extrai os valores de poder de freamento em função da energia da partícula de uma tabela pré-calculada, foi utilizado. O corte de partículas padrão foi utilizado (0,01 mm). As simulações foram performadas utilizando um computador Intel i9-13900K equipado com 80 GB de RAM. Os cenários foram simulados em paralelo usando 30 núcleos, a fim de reduzir o tempo computacional das simulações.

O código de simulação foi configurado de forma que os resultados fossem exportados em formato DICOM, contendo informações de deposição de dose no paciente DICOM. Estes arquivos podem ser importados no 3D Slicer (Fedorov *et al.*, 2012), junto com o diretório de imagens DICOM do paciente, para visualização e interpretação dos resultados.

A extensão SlicerRT (Pinter *et al.*, 2012) foi utilizada para extrair os histogramas de dose volume (DVH) e as principais métricas de dose nos cenários. A dose máxima absorvida pelo PTV foi definida como a métrica $D_{2\%}$, que avalia a dose em que 2% do volume do órgão recebe.

Na literatura (Berris *et al.*, 2013; Borm *et al.*, 2021; Joosten *et al.*, 2014) é observada uma dose de tratamento padrão de 50 Gy para a mama. Dessa forma, os resultados da simulação foram normalizados para que $D_{(PTV)95\%} = 95\%$ (Dose que 95% do volume do PTV recebe é igual à 95% da dose de prescrição, equivalente à 47.5 Gy). O índice de homogeneidade (HI) foi calculado a partir da Equação 3.1.

$$HI = \frac{D_{2\%} - D_{98\%}}{D_{50\%}} \quad (3.1)$$

Resultados e Discussões

4.1 Dispositivo eletrônico cardíaco implantável

A Figura 4.1 mostra o marcapasso modelado no Blender (Blender, 2018) na visão *wireframe*, mostrando a estrutura geométrica do marcapasso. É possível observar os componentes internos do marcapasso.

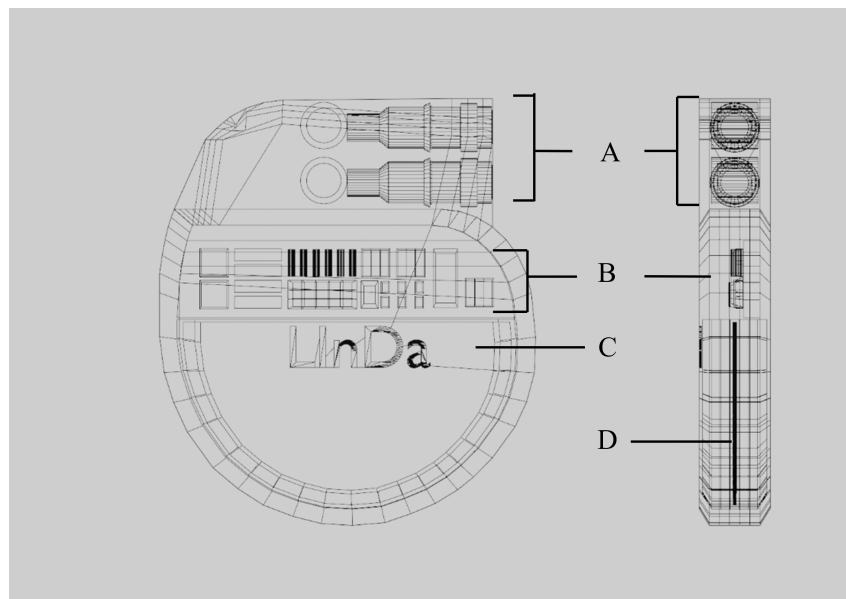


Figura 4.1 – Visão *wireframe* do marcapasso modelado, sendo possível visualizar os eletrodos (A), o circuito simplificado (B), a bateria (C) e o separador de propileno (D). O símbolo do Laboratório de Instrumentação e Dosimetria (LInDa) da Universidade Federal de Uberlândia foi gravado no dispositivo. Fonte: O Autor (2026).

A parte externa do dispositivo eletrônico cardíaco implantável é feita de materiais biocompatíveis que apresentam inércia química, resistência à corrosão e baixa toxicidade (Gibbons, 1975). A cápsula do marcapasso é composta de uma liga de titânio (Pacheco et al., 2018), a capa dos eletrodos é de poliuretano (Scheuer-Leeser *et al.*, 1983), enquanto os eletrodos são feitos de uma liga de Cobalto-Cromo (Haqqani *et al.*, 2011). A bateria do marcapasso é de Lítio-Iodo com separador de polipropileno (Johnson *et al.*, 2015), com

uma placa de circuito simplificada de cobre. A densidade (g/cm^3) dos componentes do marcapasso utilizados para conversão em HU estão listadas na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Densidade dos componentes do marcapasso obtidas da literatura.

Componente do marcapasso	Densidade (g/cm^3)
Cápsula	4,430 ¹
Capa dos eletrodos	0,021 ²
Eletrodos	8,300 ³
Bateria	4,080 ⁴
Separador	0,900 ⁵

¹ Pacheco (2018)

² Scheuer-Leeser *et al.* (1983)

³ Haqqani *et al.* (2011)

^{4,5} Johnson *et al.* (2015)

4.2 Objeto Simulador Antropomórfico Virtual do tipo malha de referência

Na Figura 4.2 é possível ver como o dispositivo eletrônico cardíaco implantável foi alocado na mama esquerda do MRCP feminino. Na figura, a pele do MRCP é apresentada no modo transparente. Assim, é possível observar, em destaque, o marcapasso, além das estruturas mais próximas, como a mama, o coração e o pulmão. Os braços do MRCP feminino foram retirados com a ferramenta *booleana*, para que não houvesse interferência nos campos tangentes.

4.3 Cenário de simulação do tratamento radioterápico

O cenário de tratamento foi feito utilizando o software Blender (Blender, 2018). Campos tangenciais de mesmo peso foram utilizados para irradiar a mama esquerda do MRCP feminino com um feixe de 6 MV de um *Varian TrueBeam* (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA). O colimador multilâminas *Millennium 120 MLC* (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA) foi utilizado para colimar o PTV, considerando uma margem isotrópica de 0,5 cm. A mesma margem foi utilizada para colimar o marcapasso (B). A Figura 4.3 apresenta a colimação do MLC nos cenários com marcapasso e com marcapasso colimado. A mesma colimação do cenário sem marcapasso foi utilizada no cenário com marcapasso, a fim de se obter a dose absorvida pelo marcapasso sem proteção.

Para adequar o feixe à geometria da mama do MRCP feminino, filtros em cunha com angulação de filtro de 30° foram utilizados nos campos de irradiação. A Figura 4.4 mostra

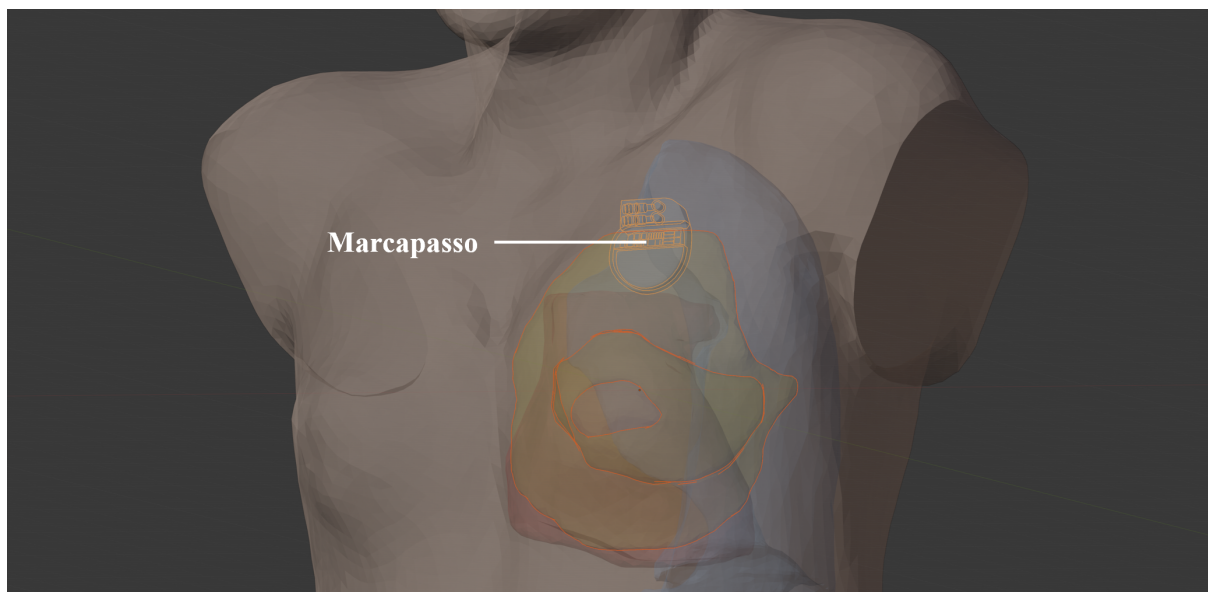


Figura 4.2 – Posicionamento do marcapasso na mama esquerda do MRCP feminino. Fonte: O Autor (2026).

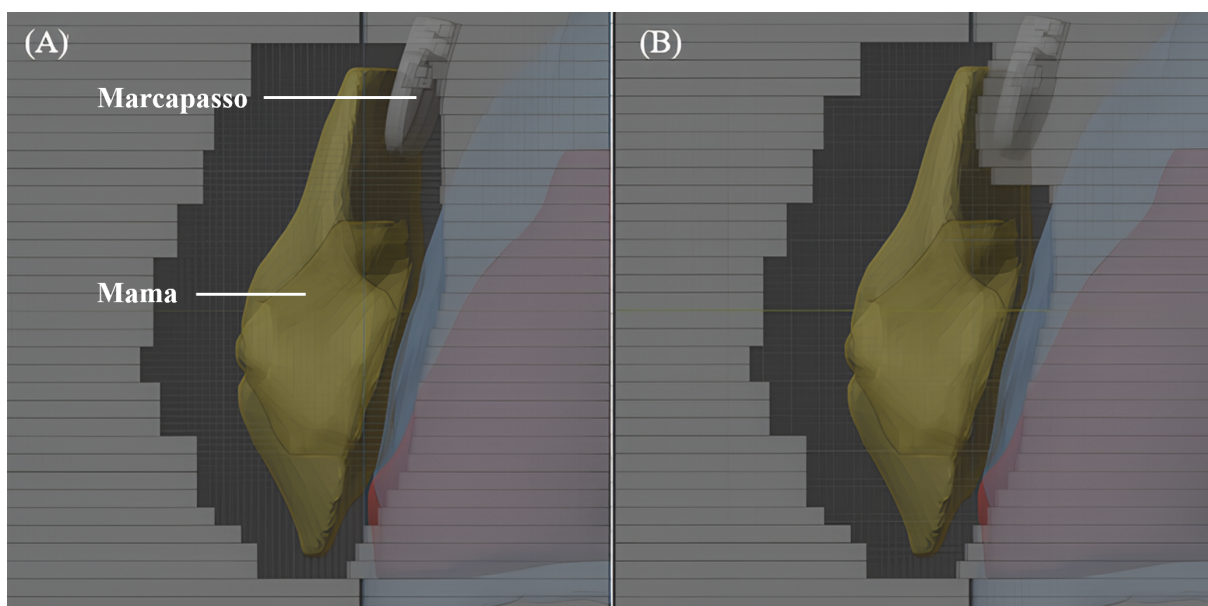


Figura 4.3 – Colimação do MLC nos tratamentos com marcapasso (A) e com marcapasso colimado (B). Fonte: O Autor (2026).

a deposição de dose para o perfil frontal (A) e transversal, a uma profundidade de 1,5 cm (B), de um cubo de água de dimensões $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$ irradiado com um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

No perfil de isodose frontal, é possível observar a inclinação das curvas de isodose, devido a utilização do filtro em cunha de 30° . Já no perfil de isodose transversal, é observado que as regiões de maior dose estão concentradas no local onde a espessura do filtro em cunha é menor. Dessa forma, as regiões menos espessas da mama recebem menor dose, quando comparado ao feixe sem filtro em cunha.

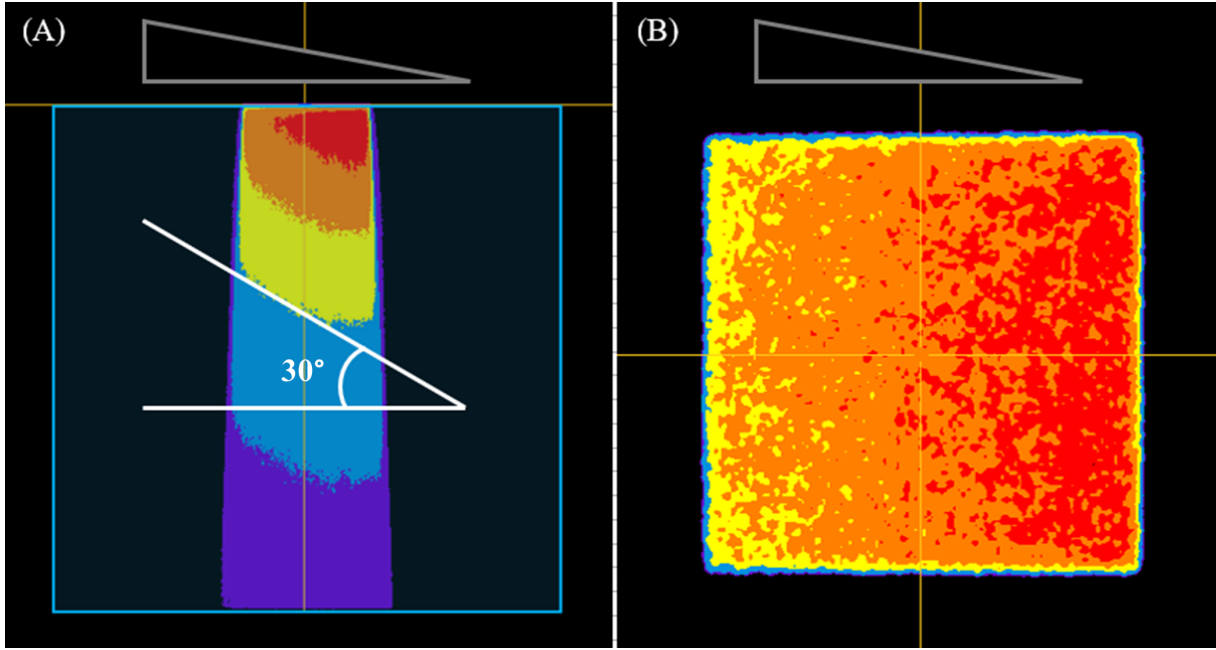


Figura 4.4 – Perfil de isodose nos planos frontal (A) e transversal (B) de um cubo de água com filtro em cunha de 30° . A posição e o ângulo do filtro em cunha são representados nas imagens através de um esboço. Fonte: O Autor (2026).

4.4 Cálculo da dose absorvida

O código de Monte Carlo TOPAS (Faddegon *et al.*, 2020) foi utilizado para simular os diferentes cenários de radioterapia conformacional 3D de mama. A Figura 4.5 apresenta a deposição de dose no MRCP feminino e os DVHs do órgão alvo do tratamento e do marcapasso nos diferentes cenários analisados. É possível observar os DVHs obtidos para o PTV sem marcapasso, PTV com marcapasso (PTV_{PM}), PTV com marcapasso colimado (PTV_{PMc}), marcapasso (PM) e para o marcapasso colimado (PMc).

Observando o DVH, a sobreposição das curvas para o PTV dos cenários sem marcapasso e com marcapasso indica que a presença do marcapasso nas redondezas do PTV não induz diferenças significativas na cobertura de dose no PTV. Enquanto isso, a curva do PTV com marcapasso colimado se distancia da curva principal, devido a perda de cobertura de dose no volume alvo do tratamento. A Tabela 4.2 apresenta as métricas de dose obtidas a partir dos DVHs extraídos do 3D Slicer.

Para o cenário sem marcapasso, a dose de prescrição de 47,50 Gy foi atingida (ou seja, $D_{95\%} = 47,64$ Gy). A dose média na mama foi de 51,40 Gy, com incerteza relativa de 0,36% e dose máxima de 54,98 Gy, equivalente à aproximadamente 110% da dose de prescrição, não havendo pontos de alta dose na pele. É possível observar que, para o cenário com marcapasso, não houve grandes diferenças na entrega de dose ao volume alvo do tratamento.

Por outro lado, foram observadas diferenças para o cenário com marcapasso colimado, uma vez que parte do PTV perde cobertura devido à proteção do marcapasso. Neste

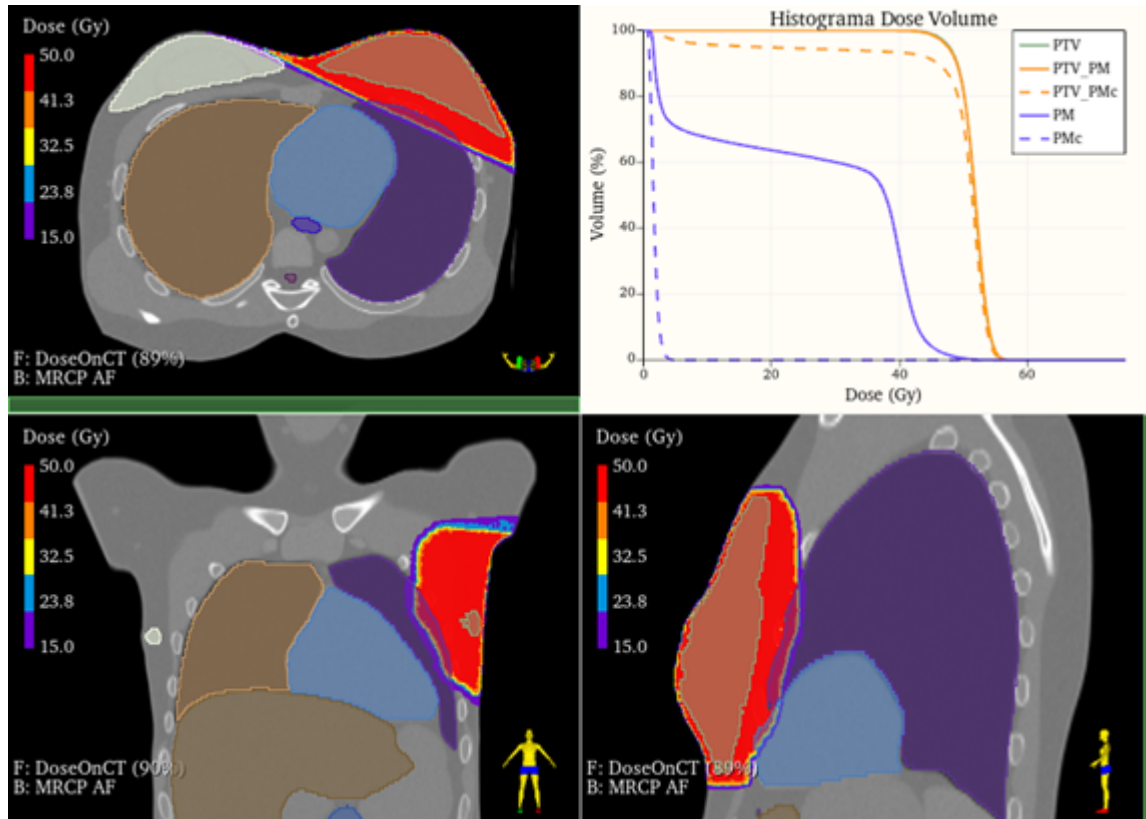


Figura 4.5 – Deposição de dose no MRCP feminino. O corte axial (primeiro quadro, superior à esquerda) indica uma boa homogeneidade de dose no volume alvo do tratamento no cenário sem marcapasso. O quadro inferior à esquerda apresenta um corte coronal, enquanto o quadro inferior à direita apresenta um corte sagital da distribuição de dose. O quadro superior direito apresenta o histograma dose-volume dos cenários analisados. PTV = mama esquerda. PTV_{PM} = mama esquerda com marcapasso. PTV_{PMc} = mama esquerda com marcapasso colimado. PM = marcapasso. PMc = marcapasso colimado. Fonte: O Autor (2026).

Tabela 4.2 – Métricas de dose obtidas a partir dos DVHs para o PTV.

Cenário	Métrica	
PTV	D_{mean} (Gy)	51,40
	$D_{95\%}$ (Gy)	47,64
	D_{max} (Gy)	54,98
	HI	0,17
PTV_{PM}	D_{mean} (Gy)	51,40
	$D_{95\%}$ (Gy)	47,44
PTV_{PMc}	D_{mean} (Gy)	48,38
	$D_{95\%}$ (Gy)	17,56

D_{mean} = dose média no órgão. $D_{95\%}$ = dose que 95% do volume do órgão recebe. D_{max} = dose que 2% do volume do órgão recebe. HI = índice de homogeneidade.

cenário, a dose que 95% do volume recebe é 17,56 Gy, equivalente à 35,12% da dose de prescrição, enquanto a dose média foi de 48,38 Gy, com incerteza relativa de 0,38%. Dessa forma, a técnica de colimação do marcapasso inviabiliza o tratamento ao não atingir a

curva de 95% da dose de prescrição.

No cenário de radioterapia de mama com marcapasso, foi observada dose absorvida de 26,04 Gy no dispositivo, com incerteza relativa de 1,30%, ultrapassando os limites de dose recomendados por Marbach *et al.* (1994), uma vez que o marcapasso é exposto diretamente ao feixe. Quando o conjunto de multi-lâminas é utilizado para colimar o marcapasso, este recebe apenas 1,58 Gy, com incerteza relativa de 4,19%.

Apesar de a dose no marcapasso no cenário em que este é protegido estar abaixo dos 2 Gy, a falta de cobertura no PTV torna a técnica inviável para prática clínica. Dessa forma, são sugeridos futuros estudos que abordem técnicas avançadas, como a Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT) com preservação do marcapasso, a fim de manter a cobertura de dose na mama, ao mesmo tempo em que o marcapasso é protegido.

Conclusões

O presente trabalho investigou o impacto da presença de um marcapasso implantado em tratamentos de radioterapia para câncer de mama, com ênfase na distribuição de dose no volume-alvo e na exposição do dispositivo à radiação. Para isso, foram realizadas simulações por Monte Carlo utilizando o código TOPAS, com modelos tridimensionais desenvolvidos no software Blender.

As análises demonstraram que a implantação do marcapasso não comprometeu, de forma relevante, a distribuição de dose no volume-alvo do tratamento. Entretanto, a dose absorvida pelo dispositivo atingiu 26,04 Gy, valor suficientemente elevado para representar risco de danos permanentes ao seu funcionamento.

A utilização de uma margem de colimação de 0,5 cm reduziu a dose máxima no marcapasso para 1,58 Gy, mantendo-a abaixo do limite de 2 Gy frequentemente adotado como referência clínica. Porém, essa estratégia provocou perda significativa da cobertura de dose no volume-alvo, refletida pela redução do parâmetro $D_{95\%}$, o que compromete sua aplicação prática.

Diante desses resultados, conclui-se que a simples utilização da colimação do MLC não constitui uma solução adequada para a proteção do marcapasso, uma vez que a preservação do dispositivo ocorre às custas da qualidade do tratamento. Nesse contexto, técnicas avançadas de planejamento, como a Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT) com estratégias de preservação do marcapasso, representam uma alternativa promissora e devem ser investigadas em estudos futuros, buscando conciliar a proteção do dispositivo com a manutenção da cobertura de dose prescrita ao volume-alvo.

Limitações do estudo e pressupostos adotados

Este trabalho apresenta algumas limitações e pressupostos adotados que devem ser considerados. Apenas uma técnica de tratamento foi avaliada (radioterapia 3D conformacional). Atualmente, existem técnicas mais avançadas que podem oferecer resultados diferentes dos apresentados neste trabalho.

Os cenários simulados consideram um estado ideal de tratamento, sem possíveis movimentações do paciente e sem considerar o seu ciclo respiratório.

Apenas um modelo antropomórfico foi utilizado, podendo não representar possíveis variações anatômicas entre diferentes pacientes.

Apenas uma energia de feixe foi utilizada.

Apesar disso, o presente trabalho fornece uma boa estimativa da influência dosimétrica do marcapasso em procedimentos de radioterapia mamária.

Referências

- AGOSTINELLI, S. *et al.* Geant4—a simulation toolkit. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment**, v. 506, n. 3, p. 250–303, jul. 2003. DOI: [10.1016/s0168-9002\(03\)01368-8](https://doi.org/10.1016/s0168-9002(03)01368-8).
- BARCELLINI, A. *et al.* The impact of particle radiotherapy on the functioning of cardiac implantable electronic devices: a systematic review of in vitro and in vivo studies according to PICO criteria. **La radiologia medica**, Springer Science e Business Media LLC, jul. 2022. DOI: [10.1007/s11547-022-01520-6](https://doi.org/10.1007/s11547-022-01520-6).
- BERRIS, T. *et al.* Calculation of organ doses from breast cancer radiotherapy: a Monte Carlo study. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, Wiley, jan. 2013. DOI: [10.1120/jacmp.v14i1.4029](https://doi.org/10.1120/jacmp.v14i1.4029).
- BLENDER, O. C. **Blender - A 3D Modelling and Rendering Package**. 2018. Disponível em: www.blender.org.
- BORM, K. J. *et al.* Impact of CBCT frequency on target coverage and dose to the organs at risk in adjuvant breast cancer radiotherapy. **Scientific Reports**, Springer Science e Business Media LLC, ago. 2021. DOI: [10.1038/s41598-021-96836-0](https://doi.org/10.1038/s41598-021-96836-0).
- BROUILLARD, É. *et al.* Radiation Therapy-Induced Dysfunction in Cardiovascular Implantable Electronic Devices. **Practical Radiation Oncology**, Elsevier BV, jul. 2019. DOI: [10.1016/j.prro.2019.03.003](https://doi.org/10.1016/j.prro.2019.03.003).
- CAPOTE, R. *et al.* **Phase-space database for external beam radiotherapy. Summary report of a consultants' meeting**. 2006. Disponível em: <https://www-nds.iaea.org/phsp/phsp.htmlx>.
- CHANDRA, R. A. *et al.* Contemporary radiotherapy: present and future. **The Lancet**, Elsevier BV, jul. 2021. DOI: [10.1016/s0140-6736\(21\)00233-6](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(21)00233-6).
- CHEON, Bo-Wi *et al.* Development of a novel program for conversion from tetrahedral-mesh-based phantoms to DICOM dataset for radiation treatment planning: TET2DICOM. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 23, n. 1, out. 2021. DOI: [10.1002/acm2.13448](https://doi.org/10.1002/acm2.13448).

- DRZYMALA, R.E. *et al.* Dose-volume histograms. **International Journal of Radiation Oncology*Biophysics**, Red Journal, v. 21, n. 1, maio 1991. DOI: [10.1016/0360-3016\(91\)90168-4](https://doi.org/10.1016/0360-3016(91)90168-4).
- F. M. KHAN, J. P. Gibbons. **The Physics of Radiation Therapy**. Edição: Lippincott Williams Wilkins. Philadelphia, 2014.
- FADDEGON, B. *et al.* The TOPAS tool for particle simulation, a Monte Carlo simulation tool for physics, biology and clinical research. **Physica Medica**, v. 72, p. 114–121, abr. 2020. DOI: [10.1016/j.ejmp.2020.03.019](https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.03.019).
- FEDOROV, A. *et al.* 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. **Magnetic Resonance Imaging**, v. 30, n. 9, p. 1323–1341, nov. 2012. DOI: [10.1016/j.mri.2012.05.001](https://doi.org/10.1016/j.mri.2012.05.001).
- GIBBONS, D. F. Biomedical Materials. **Annual Review of Biophysics and Bioengineering**, Annual Reviews, jun. 1975. DOI: [10.1146/annurev.bb.04.060175.002055](https://doi.org/10.1146/annurev.bb.04.060175.002055).
- GRANT, J. D. *et al.* Radiotherapy-Induced Malfunction in Contemporary Cardiovascular Implantable Electronic Devices. **JAMA Oncology**, American Medical Association (AMA), ago. 2015. DOI: [10.1001/jamaoncol.2015.1787](https://doi.org/10.1001/jamaoncol.2015.1787).
- HAN, H. *et al.* POLY2TET: a computer program for conversion of computational human phantoms from polygonal mesh to tetrahedral mesh. **Journal of Radiological Protection**, IOP Publishing, set. 2020.
- HAQQANI, H. M.; EPSTEIN, L. M.; COOPER, J. M. Engineering and Construction of Pacemaker and ICD Leads. *In*: CLINICAL Cardiac Pacing, Defibrillation and Resynchronization Therapy. Elsevier, 2011. DOI: [10.1016/b978-1-4377-1616-0.00004-7](https://doi.org/10.1016/b978-1-4377-1616-0.00004-7).
- HAUSSMANN, J. *et al.* Recent advances in radiotherapy of breast cancer. **Radiation Oncology**, v. 15, n. 71, mar. 2020. DOI: [10.1186/s13014-020-01501-x](https://doi.org/10.1186/s13014-020-01501-x).
- HUANG, W.; KISHK, A. A. Embedded Spiral Microstrip Implantable Antenna. **International Journal of Antennas and Propagation**, Wiley, 2011. DOI: [10.1155/2011/919821](https://doi.org/10.1155/2011/919821).
- HURKMANS, C. W. *et al.* Influence of radiotherapy on the latest generation of pacemakers. **Radiotherapy and Oncology**, Elsevier BV, jul. 2005. DOI: [10.1016/j.radonc.2005.06.011](https://doi.org/10.1016/j.radonc.2005.06.011).
- ICRP. Adult Mesh-Type Reference Computational Phantoms. ICRP Publication 145. **Annals of the ICRP**, v. 49, n. 3, out. 2020. DOI: [10.1177/0146645319893605](https://doi.org/10.1177/0146645319893605).
- ICRP. Adult Reference Computational Phantoms. ICRP Publication 110. **Annals of the ICRP**, v. 39, n. 2, abr. 2009. DOI: [10.1016/j.icrp.2009.09.001](https://doi.org/10.1016/j.icrp.2009.09.001).

- ICRU. Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation (ICRU Report 85). **Journal of the ICRU**, Oxford University Press, v. 11, n. 1, p. 1–31, abr. 2011. DOI: [10.1093/jicru/ndr002](https://doi.org/10.1093/jicru/ndr002).
- ICRU. Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection (ICRU Report 48). **Journal of the ICRU**, Oxford University Press, 1992.
- ICRU. Prescribing, Recording, and Reporting Intensity-Modulated Photon-Beam Therapy (IMRT) (ICRU Report 83). **Journal of the ICRU**, Oxford University Press, v. 10, n. 1, abr. 2010. DOI: [10.1093/jicru/ndq002](https://doi.org/10.1093/jicru/ndq002).
- ICRU. Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement (ICRU Report 44). **Journal of the ICRU**, Oxford University Press, jan. 1989.
- JOHNSON, E. B. *et al.* Activation analysis study on Li-ion batteries for nuclear forensic applications. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment**, v. 784, p. 430–437, jun. 2015. DOI: [10.1016/j.nima.2015.01.046](https://doi.org/10.1016/j.nima.2015.01.046).
- JOOSTEN, A.; BOCHUD, F.; MOECKLI, R. A critical evaluation of secondary cancer risk models applied to Monte Carlo dose distributions of 2-dimensional, 3-dimensional conformal and hybrid intensity-modulated radiation therapy for breast cancer. **Physics in Medicine and Biology**, v. 59, n. 16, p. 4697–4722, ago. 2014. DOI: [10.1088/0031-9155/59/16/4697](https://doi.org/10.1088/0031-9155/59/16/4697).
- LAZZERONI, D. *et al.* The Aging Heart: A Molecular and Clinical Challenge. **International Journal of Molecular Sciences**, v. 23, n. 24, p. 16033, jan. 2022. DOI: [10.3390/ijms232416033](https://doi.org/10.3390/ijms232416033).
- LIU, H. *et al.* Evaluation of 3D-CRT, IMRT and VMAT radiotherapy plans for left breast cancer based on clinical dosimetric study. **Computerized Medical Imaging and Graphics**, v. 54, p. 1–5, dez. 2016. DOI: [10.1016/j.compmedimag.2016.10.001](https://doi.org/10.1016/j.compmedimag.2016.10.001).
- LOPEZ, E. O.; JAN, A. **Cardiovascular Disease**. 2023. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK535419/>.
- MAKKAR, A. *et al.* Effect of radiation therapy on permanent pacemaker and implantable cardioverter-defibrillator function. **Heart Rhythm**, v. 9, n. 12, p. 1964–1968, dez. 2012. DOI: [10.1016/j.hrthm.2012.08.018](https://doi.org/10.1016/j.hrthm.2012.08.018).
- MARBACH, J. R. *et al.* Management of radiation oncology patients with implanted cardiac pacemakers: Report of AAPM Task Group No. 34. **Medical Physics**, v. 21, n. 1, p. 85–90, jan. 1994. DOI: [10.1118/1.597259](https://doi.org/10.1118/1.597259).

- METROPOLIS, N.; ULAM, S. The Monte Carlo Method. **Journal of the American Statistical Association**, Taylor & Francis, v. 44, n. 247, p. 335–341, 1949. DOI: [10.1080/01621459.1949.10483310](https://doi.org/10.1080/01621459.1949.10483310).
- OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. **Física das Radiações**. Edição: Oficina de Textos. São Paulo, 2010.
- PACHECO, K. A. Allergy to Surgical Implants. **Clinical Reviews in Allergy & Immunology**, v. 56, n. 1, p. 72–85, set. 2018. DOI: [10.1007/s12016-018-8707-y](https://doi.org/10.1007/s12016-018-8707-y).
- PINTER, C. *et al.* SlicerRT: Radiation therapy research toolkit for 3D Slicer. **Medical Physics**, v. 39, n. 10, p. 6332–6338, set. 2012. DOI: [10.1118/1.4754659](https://doi.org/10.1118/1.4754659).
- PODGORSK, E. B. **Radiation Physics for Medical Physicists**. Edição: Springer. Berlin, 2010.
- QIAO, H. *et al.* Safety Review of Radiotherapy for Tumor Patients with Implantable Cardiac Pacemaker. **Acta Cardiologica Sinica**, v. 39, n. 6, p. 807–816, nov. 2023. DOI: [10.6515/acs.202311_39\(6\).20230828a](https://doi.org/10.6515/acs.202311_39(6).20230828a).
- RAO, A.; BENNETT, S. Cardiac implantable electronic devices: an overview for primary care. **British Journal of General Practice**, v. 72, n. 721, p. 402–404, ago. 2022.
- RODRIGUEZ, F. *et al.* Radiation-Induced Effects in Multiprogrammable Pacemakers and Implantable Defibrillators. **Pacing and Clinical Electrophysiology**, v. 14, n. 12, p. 2143–2153, dez. 1991. DOI: [10.1111/j.1540-8159.1991.tb06485.x](https://doi.org/10.1111/j.1540-8159.1991.tb06485.x).
- SALERNO, F. *et al.* Management of radiation therapy patients with cardiac defibrillator or pacemaker. **La radiologia medica**, v. 121, n. 6, p. 515–520, dez. 2015. DOI: [10.1007/s11547-015-0616-z](https://doi.org/10.1007/s11547-015-0616-z).
- SCHEUER-LEESER, M.; IRNICH, W.; KREUZER, J. Polyurethane Leads: Facts and Controversy. **Pacing and Clinical Electrophysiology**, v. 6, n. 2, p. 454–458, mar. 1983. DOI: [10.1111/j.1540-8159.1983.tb04389.x](https://doi.org/10.1111/j.1540-8159.1983.tb04389.x).
- SEILER, A. *et al.* Obesity, Dietary Factors, Nutrition, and Breast Cancer Risk. **Current Breast Cancer Reports**, v. 10, n. 1, p. 14–27, jan. 2018. DOI: [10.1007/s12609-018-0264-0](https://doi.org/10.1007/s12609-018-0264-0).
- TARUSAWA, Y. *et al.* Experimental Estimation of EMI From Cellular Base-Station Antennas on Implantable Cardiac Pacemakers. **IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility**, v. 47, n. 4, p. 938–950, nov. 2005. DOI: [10.1109/TEM.2005.857894](https://doi.org/10.1109/TEM.2005.857894).
- TAUHATA, L.; SALATI, I.; PRINZIO, R. Di. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. Edição: Comissão Nacional de Energia Nuclear. Rio de Janeiro, 2013.

- TEIXEIRA, R. A. *et al.* Diretriz Brasileira de Dispositivos Cardíacos Eletrônicos Implantáveis – 2023. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, Sociedade Brasileira de Cardiologia, v. 120, n. 1, jan. 2023. ISSN 1678-4170. DOI: [10.36660/abc.20220892](https://doi.org/10.36660/abc.20220892).
- TRAYES, K. P.; COKENAKES, S. E. H. Breast Cancer Treatment. **American Family Physician**, v. 104, n. 2, p. 171–178, 2021.
- UZUN, D. D. *et al.* Effects of Ionizing Radiation on Cardiac Implantable Electronic Devices (CIEDs) in Patients with Esophageal Cancer Undergoing Radiotherapy: A Pilot Study. **Cancers**, v. 16, n. 3, p. 555, jan. 2024. DOI: [10.3390/cancers16030555](https://doi.org/10.3390/cancers16030555).
- VENSELAAR, J. L. M.; KERKOERLE, H. L. J. M. Van; VET, A. J. T. M. Radiation Damage to Pacemakers from Radiotherapy. **Pacing and Clinical Electrophysiology**, Wiley, maio 1987. DOI: [10.1111/j.1540-8159.1987.tb04517.x](https://doi.org/10.1111/j.1540-8159.1987.tb04517.x).
- WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Breast cancer**. 2024. Disponível em: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/breast-cancer>.
- YEOM, Y. S. *et al.* Tetrahedral-mesh-based computational human phantom for fast Monte Carlo dose calculations. **Physics in Medicine & Biology**, IOP Publishing, v. 59, n. 12, maio 2014. DOI: [10.1088/0031-9155/59/12/3173](https://doi.org/10.1088/0031-9155/59/12/3173).
- YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 141–149, jan. 2009.
- ZAREMBA, T. *et al.* Risk of Device Malfunction in Cancer Patients with Implantable Cardiac Device Undergoing Radiotherapy: A Population-Based Cohort Study. **Pacing and Clinical Electrophysiology**, v. 38, n. 3, p. 343–356, jan. 2015. DOI: [10.1111/pace.12572](https://doi.org/10.1111/pace.12572).

APÊNDICE: Produção científica

ARTIGOS COMPLETOS PUBLICADOS EM REVISTAS CIENTÍFICAS:

CRUZ, F. B.; MASCHIO, A.; SANTOS, W. S. et al. EVALUATION OF THE DOSIMETRIC INFLUENCE OF A PACEMAKER ON BREAST CANCER RADIOTHERAPY: A MONTE CARLO STUDY. **Radiation Physics and Chemistry**, p. 112763–112763, 1 mar. 2025. DOI: 10.1016/j.radphyschem.2025.112763

CRUZ, F. B.; EVANGELISTA, V. L. O.; FUZATO, F. Q.; PERINI, A. P.; NEVES, L. P. Development of PHCPs: A new set of mesh-based paediatric head computational phantoms for brain radiotherapy simulations. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 246, p. 113970, sept. 2026. DOI: 10.1016/j.radphyschem.2026.113970

CRUZ, F. B.; PERINI, A. P.; NEVES, L. P. Out-of-field dose assessment in paediatric hodgkin lymphoma radiotherapy using Monte Carlo simulations. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 249, p. 114212, dec. 2026. DOI: 10.1016/j.radphyschem.2026.114212

CRUZ, F. B.; MASCHIO, A.; ANDRADE, M. E. N.; PERINI, A. P.; SILVA, R. E. M.; NEVES, L. P. Analysis of radiotherapy planning images using color blindness filters. **Reports of Practical Oncology and Radiotherapy**, 2026. DOI: 10.5603/rpor.112214

CRUZ, F. B.; SANTOS, W. S.; PERINI, A. P. et al. Monte Carlo evaluation of stent-induced dosimetric effects in esophageal cancer radiotherapy. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 239, p. 113398–113398, 21 out. 2025. DOI: 10.1016/j.radphyschem.2025.113398

CRUZ, F. B.; MASCHIO, A.; ALVES, A. S. B. Z.; SANTOS, W. S.; NEVES, L. P.; PERINI, A. P. Numerical dosimetry of stereotactic radiosurgery treatments in pediatric patients. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 221, p. 111840, jul. 2025. DOI: 10.1016/j.apradiso.2025.111840

MASCHIO, A.; **CRUZ, F. B.;** CASTRO, M. C. M.; NEVES, L. P.; SANTOS, W. S.; PERINI, A. P. Dosimetric evaluation of the influence of metallic hip prostheses on radiotherapy for prostate cancer. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 237, p. 113014–113014, 2 jun. 2025. DOI: 10.1016/j.radphyschem.2025.113014

EVANGELISTA, V. L. O.; CORREIA, P. D.; FUZATO, F. Q.; MASCHIO, A.; **CRUZ, F. B.**; SANTOS, W. S.; PERINI, A. P.; NEVES, L. P. Simulation of the dose received by an occupationally exposed individual in the routine of a nuclear medicine service. **Applied Radiation and Isotopes**, p. 112021, nov. 2025. DOI: 10.1016/j.apradiso.2025.112021

FUZATO, F. Q.; EVANGELISTA, V. L. O.; **CRUZ, F. B.**; SANTOS, W. S.; PERINI, A. P.; NEVES, L. P. Simulation of a radiological accident involving a radioisotope thermoelectric generator. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 226, p. 112146, dez. 2025. DOI: 10.1016/j.apradiso.2025.112146

MASCHIO, A.; **CRUZ, F. B.**; SILVA, I. C. S.; ZANDONÁ, T. G.; SOUZA, S. P.; KOMATSU, C. V.; NEVES, L. P.; PERINI, A. P. Dosimetria da exposição ocupacional em sala de hemodinâmica utilizando detector de estado sólido. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 18, p. 782, 22 ago. 2024. DOI: 10.29384/rbfm.2024.v18.19849001782

TRABALHOS COMPLETOS PUBLICADOS EM ANAIS DE EVENTOS:

CASTRO, M. C. M.; MASCHIO, A.; **CRUZ, F. B.**; NEVES, L. P.; SANTOS, W. S.; PERINI, A. P. Influência do tamanho tumoral nos valores de doses em tecidos/órgãos sadios em braquiterapia de esôfago. **Anais do IV Simpósio de Física Aplicada à Medicina**, p. 20-5, 2024.

SILVA, J.C.H.S.; FUZATO, F.Q.; EVANGELISTA, V.L.O. ; OLIVEIRA, I. P.; **CRUZ, F. B.**; NEVES, L. P.; SANTOS, W. S.; PERINI, A. P. Análise dos coeficientes de conversão de dose equivalente em pacientes pediátricos durante radiografias de tórax. **Anais do IV Simpósio de Física Aplicada à Medicina**, p. 35-42, 2024.

OLIVERIA, I.P.; EVANGELISTA, V.L.O.; FUZATO, F.Q.; SILVA, J. C. H.; **CRUZ, F. B.**; NEVES, L. P.; SANTOS, W. S.; PERINI, A. P. Análise do comportamento do pico de Bragg de feixes monoenergéticos de protonterapia utilizando simulações de Monte Carlo. **Anais do IV Simpósio de Física Aplicada à Medicina**, p. 117-23, 2024.

TRABALHOS APRESENTADOS EM EVENTOS INTERNACIONAIS:

CRUZ, F. B.; FUZATO, F. Q.; EVANGELISTA, VICTOR L.O.; RIBEIRO, C. A.; MEFFE, G.; RAMELLA, S.; NEVES, L. P.; PERINI, A. P. Monte Carlo Evaluation of Scalp Dose in Whole Brain Radiotherapy. **5th International Conference on Dosimetry and its Applications (ICDA-5)**. Prague, Czech Republic, 2026.

SILVA, I. C. S.; **CRUZ, F. B.**; MITIDIERO, A. L. R.; FUZATO, F. Q.; EVANGELISTA, V. L. O.; RIBEIRO, C. A.; RAMELLA, S.; MEFFE, G.; MOHAMMADYARI, P.; NEVES, L. P.; PERINI, A. P. Comparison of dosimetric differences between brachytherapy and teletherapy in tongue cancer: a Monte Carlo simulation approach. **5th International Conference on Dosimetry and its Applications (ICDA-5)**. Prague, Czech Republic, 2026.

FUZATO, F. Q.; EVANGELISTA, V. L. O.; **CRUZ, F. B.**; RIBEIRO, C. A.; CARLOTTI, D.; RAMELLA, S.; NEVES, L. P.; PERINI, A. P. Dosimetric Impact of Breast Tissue Expanders in Post-Mastectomy Radiotherapy Treatments. **5th International Conference on Dosimetry and its Applications (ICDA-5)**. Prague, Czech Republic, 2026.

MITIDIERO, A. L. R.; SILVA, I. C. S.; **CRUZ, F. B.**; FUZATO, F. Q.; EVANGELISTA, V. L. O.; RIBEIRO, C. A.; CARLOTTI, D.; RAMELLA, S.; MARE, V.; NEVES, L. P.; PERINI, A. P. Impact of Air Gaps on Dose Distribution in Gynecological Brachytherapy Using Monte Carlo Simulation. **5th International Conference on Dosimetry and its Applications (ICDA-5)**. Prague, Czech Republic, 2026.

EVANGELISTA, V. L. O.; MITIDIERO, A. L. R.; SILVA, I. C. S.; **CRUZ, F. B.**; FUZATO, F. Q.; RIBEIRO, C. A.; MARE, V.; RAMELLA, S.; PERINI, A. P.; NEVES, L. P. Numerical Dosimetric Evaluation of a Hepatic Radioembolization Procedure for Hepatocellular Carcinoma. **5th International Conference on Dosimetry and its Applications (ICDA-5)**. Prague, Czech Republic, 2026.

CURSOS DE EXTENSÃO MINISTRADOS:

Técnicas de Planejamento em Radioterapia utilizando o código de Monte Carlo TOPAS. Curso ministrado para os integrantes do Laboratório de Instrumentação e Dosimetria (LInDa) da Universidade Federal de Uberlândia comunidade acadêmica como parte das atividades do Projeto de Extensão "Liga de Física Médica da UFU", promovido pelo Instituto de Física da Universidade Federal de Uberlândia.

Geiger-Müller. Mini-curso ministrado para estudantes do Ensino Médio e comunidade acadêmica como parte das atividades do Curso prático: experimentos com radiações ionizantes, promovido pelo Instituto de Física da Universidade Federal de Uberlândia.

O uso de softwares de modelagem tridimensional para construção de cenários de dosimetria interna e externa. Mini-curso ministrado para comunidade acadêmica como parte das atividades do Minicurso Tecnologias em Radiações, Imagens médicas e Biológicas, promovido pelo Instituto de Física da Universidade Federal de Uberlândia.

Radiações Ionizantes: interação da radiação com a matéria, efeitos biológicos e radioproteção na Odontologia. Aula ministrada para os discentes do curso de Especialização em Radiologia Odontológica e Imaginologia da Associação Brasileira de Odontologia.