

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

MARCELLA COGO MUNIZ CASTRO

**Simulação Monte Carlo em Irradiação de Corpo
Inteiro: Validação de feixe clínico e avaliação
dosimétrica em objetos antropomórficos virtuais
adulto e infantil**

UBERLÂNDIA, MG

2026

Marcella Cogo Muniz Castro

**Simulação Monte Carlo em Irradiação de Corpo
Inteiro: Validação de feixe clínico e avaliação
dosimétrica em objetos antropomórficos virtuais
adulto e infantil**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Tecnologias em Radiações, Imagens Médicas e Biológicas.

Orientadora: Profa. Dra. Ana Paula Perini.

Coorientador: Prof. Dr. William de Souza Santos

UBERLÂNDIA, MG

2026

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

C355
2026

Castro, Marcella Cogo Muniz, 1991-
Simulação Monte Carlo em Irradiação de Corpo Inteiro:
Validação de feixe clínico e avaliação dosimétrica em objetos
antropomórficos virtuais adulto e infantil [recurso eletrônico] /
Marcella Cogo Muniz Castro. - 2026.

Orientadora: Ana Paula Perini.

Coorientadora: William de Souza Santos.

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

Modo de acesso: Internet.

DOI <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2026.461>

Inclui bibliografia.

Inclui ilustrações.

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.

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, 133, PPGEb.				
Data:	sete de julho de dois mil e vinte e seis	Hora de início:	09:00	Hora de encerramento:	10:42
Matrícula do Discente:	12312EBI010				
Nome do Discente:	Marcella Cogo Muniz Castro				
Título do Trabalho:	Simulação Monte Carlo em Irradiação de Corpo Inteiro: Validação de feixe clínico e avaliação dosimétrica em objetos antropomórficos virtuais adulto e infantil				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Tecnologias em Radiações, Imagens Médicas e Biológicas				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Avaliação da influência de implantes metálicos em radioterapia por meio de dosimetria numérica				

Reuniu-se via plataforma Google Meet, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: Mauricio Foschini - INFIS/UFU; Maria Rosangela Soares - UNIR; 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 a Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação da Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir a senhora presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos examinadores, que passaram a arguir a candidata. 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 07/07/2026, às 10:49, 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 **Mauricio Foschini, Professor(a) do Magistério Superior**, em 07/07/2026, às 10:49, 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 **Maria Rosangela Soares, Usuário Externo**, em 07/07/2026, às 11:03, 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 **7445896** e o código CRC **E3E20980**.

"Quando você passar pelas águas, eu estarei com você; quando passar pelos rios, eles não o encobrirão; quando passar pelo fogo, você não se queimará; as chamas não o deixarão em brasas."

Isaias 43:2

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por me dar forças nos momentos em que pensei em desistir, pelas orações atendidas, por me conceder sabedoria e paciência sempre que essas eu supliquei.

Agradeço a minha família por ser a minha rocha na qual eu me apoio. Gratidão especialmente ao meu esposo, Pedro Paulo, por ter sido meu maior incentivador e por muitas vezes ter me cobrado os estudos e dedicação nessa longa jornada, mestrado. Agradeço as minhas filhas, Helena e Aurora, que por muitas vezes me tiraram o foco, mas na verdade são a razão do meu viver e minha motivação para ser uma pessoa melhor todos os dias.

Agradeço a minha orientadora, professora Dra. Ana Paula Perini, pela oportunidade de realizar esse trabalho e por não ter me deixado desistir do programa. Obrigada pela sua orientação, pelos ensinamentos e pelas conversas que me acalmaram e me deixaram mais confiante quando precisei.

Agradeço ao meu co-orientador, professor Dr. William de Souza Santos, pelos ensinamentos sobre o código Monte Carlo através das disciplinas ministradas, e por demonstrar tanta empolgação e dedicação ao ensino.

Agradeço aos meus colegas de mestrado, Alessa e Felipe Beraldo, pela ajuda com as simulações de Monte Carlo e por terem caminhado juntos comigo nessa jornada.

Agradeço ao meu colega de trabalho Humberto, por ter passado um final de semana comigo, realizando as medidas experimentais. Sou muito grata também aos meus demais colegas de trabalho, por terem segurado as pontas pelas vezes que precisei me ausentar por conta do mestrado.

Agradeço ao Hospital de Clínicas de Uberlândia, a chefia da Unidade de Oncologia, por permitirem realizar as medidas experimentais e abrirem as portas da Radioterapia para a pesquisa e ao ensino.

Agradeço ao Dr. James L. Bedford (*Joint Department of Physics, The Institute of Cancer Research and The Royal Marsden NHS Foundation Trust*) por disponibilizar os dados do espectro de energia empregados neste estudo.

Agradeço ao colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica por terem aceitado meus pedidos de dilação de prazo. Hoje eu vejo que não é fácil para uma pessoa que trabalha em tempo integral, conciliar um estudo. Ainda mais

para uma mulher, mães de duas crianças. Sou gratíssima pelo programa aceitar, respeitar e permitir estudantes, que assim como eu, que tem jornadas complexas, terminem o programa proposto com êxito.

Agradeço ao apoio da Universidade Federal de Uberlândia, uma vez que este trabalho foi realizado com o apoio financeiro desta instituição e pelas agências de fomento:

- Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG); APQ-04215-22; APQ-0125-2; APQ-04348-23.
- Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPQ): Bolsa de Produtividade em Pesquisa 310646/2025-1 (Ana Paula Perini), Bolsa de Produtividade em Pesquisa 312160-2023-2 (Lucio Pereira Neves).

Este trabalho faz parte do Instituto Nacional de Ciências e Tecnologia para Instrumentação Nuclear e Aplicações na Indústria e Saúde (INCT/INAIS), projeto CNPq 424498/2025-1.

RESUMO

A radioterapia desempenha papel fundamental no tratamento oncológico e é indicada em uma parcela expressiva dos pacientes com câncer, com finalidade curativa, adjuvante ou paliativa. Entre suas aplicações, a Irradiação de Corpo Inteiro (*Total Body Irradiation* – TBI) pode integrar uma etapa nos regimes de condicionamento para transplante de medula óssea, especialmente em pacientes com leucemia mieloide aguda (LMA). Entretanto, a TBI apresenta desafios dosimétricos específicos, relacionados à grande extensão do volume irradiado, às heterogeneidades anatômicas e à necessidade de homogeneidade de dose ao longo do corpo do paciente. Neste contexto, o presente estudo teve como objetivo desenvolver e validar, por meio do método de Monte Carlo (MC), utilizando o código MCNP 6.3, um modelo computacional do feixe clínico de 6 MV de um acelerador linear VersaHD e aplicá-lo à simulação de um cenário de TBI com longa distância fonte-superfície (*Source to Surface Distance* - SSD). Foi avaliada a distribuição de dose em objetos simuladores antropomórficos adultos e pediátricos do tipo malha MRCP de ambos os sexos, desenvolvidos pela ICRP. A modelagem incluiu a implementação da fonte virtual baseada em um espaço de fase já descrito na literatura, bem como a representação geométrica do sistema de colimação (MLC e *backup jaws*). A validação do modelo foi realizada por meio da comparação entre resultados simulados e dados experimentais, utilizando curvas de percentual de dose profunda (PDD), perfis de feixe a diferentes profundidades e o índice de qualidade de feixe $TPR_{20,10}$. Observou-se concordância dentro de limites clinicamente aceitáveis, com diferenças percentuais na ordem de 3% para o campo de referência, $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Após validação do feixe, o modelo foi aplicado à simulação do cenário de TBI, permitindo estimar a dose absorvida em órgãos de risco e comparar a distribuição de dose entre modelos pediátricos e adultos dos objetos simuladores MRCPs. Os resultados mostram variações associadas às diferenças anatômicas e dimensionais entre os objetos simuladores, ressaltando a importância de abordagens individualizadas na estimativa de dose para cada paciente. Conclui-se que o modelo desenvolvido apresentou robustez dosimétrica e aplicabilidade clínica, demonstrando ser uma ferramenta confiável para análise de distribuição de dose em TBI e contribuindo para o aprimoramento da caracterização de feixes radioterápicos em cenários complexos.

Palavras-chave: Simulação Monte Carlo; TBI; validação dosimétrica; objetos virtuais antropomórficos MRCP.

ABSTRACT

Radiotherapy plays a pivotal role in the management of cancer and is indicated for a substantial proportion of patients, with curative, adjuvant, or palliative intent. Among its applications, Total Body Irradiation (TBI) stands out as an integral component of conditioning regimens for bone marrow transplantation, especially in patients with acute myeloid leukemia (AML). However, TBI presents specific dosimetric challenges related to the large extent of the irradiated volume, anatomical heterogeneity, and the need for dose homogeneity throughout the patient's body. In this context, the present study aimed to develop and validate, using the Monte Carlo (MC) method with the MCNP 6.3 code, a computational model of the 6 MV clinical beam from a VersaHD linear accelerator and apply it to the simulation of a TBI scenario with a long source-to-surface distance (SSD). The dose distribution in adult and pediatric anthropomorphic MRCP mesh phantoms of both sexes, developed by the ICRP, was evaluated. The modeling included the implementation of a phase-space-based virtual source already described in the literature, as well as the geometric representation of the collimation system (MLC and backup jaws). Model validation was performed by comparing simulated results with experimental data, using percentage-depth dose (PDD) curves, beam profiles at different depths, and the $\text{TPR}_{20,10}$ beam quality index. Agreement within clinically acceptable limits was observed, with percentage differences on the order of 3% for the reference field, $10 \times 10 \text{ cm}^2$. After beam validation, the model was applied to the simulation of the TBI scenario, allowing the estimation of the absorbed dose in organs at risk and the comparison of the dose distribution between pediatric and adult models of the MRCP phantoms. The results show variations associated with anatomical and dimensional differences between the phantom objects, highlighting the importance of individualized approaches in dose estimation for each patient. It is concluded that the developed model demonstrated dosimetric robustness and clinical applicability, proving to be a reliable tool for dose distribution analysis in TBI and contributing to the improvement of the characterization of radiotherapy beams in complex scenarios.

Key words: Monte Carlo simulation; TBI; dosimetric validation; MRCP virtual anthropomorphic phantoms.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Estimativa dos dez tipos de câncer mais incidentes no Brasil para o ano de 2026 por sexo. FONTE: Imagem retirada de INCA, 2026.	6
Figura 2 - Representação de uma curva de PDD, destacando-se a região de build-up. $D_{\text{máx}}$ é a dose absorvida em $d_{\text{máx}}$. D_s é a dose de entrada na superfície do meio e D_{ex} é a dose de saída do meio. FONTE: Adaptado de Podgorsak, 2005.	17
Figura 3 - Perfil de um feixe de 6 MV de um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, SSD = 100 cm. Isodoses representadas em valores de porcentagem (%). FONTE: Autora. Imagem adquirida através do sistema de planejamento Monaco 6.2 (Elekta, Estocolmo, Suécia), 2025.	17
Figura 4 - Sistema de fonte e colimações modeladas. Em laranja está representado o MLC modelado. Em cinza está representado o colimador Y modelado. Em azul está representado o tanque de água. A origem de coordenadas está representada deslocada da superfície do tanque de água para melhor visualização. FONTE: Imagem gerada através do <i>software</i> Blender, 2026.	21
Figura 5 - Representação dos pontos de medida no tanque de água para as curvas de PDD e perfil. As linhas em cinza representam diferentes profundidades. FONTE: Imagem gerada através do <i>software</i> Blender, 2026.	22
Figura 6 - Arranjo experimental adotado para as medições experimentais. a) Tanque de água Blue Phantom ² IBA (Dosimetry GmbH, Schwarzenbruck, Alemanha) posicionado sob a saída do feixe do acelerador linear Versa HD (Elekta, Estocolmo, Suécia). b) Câmaras de ionização posicionadas para a realização das medidas experimentais. Fonte: Autora, 2026.	23
Figura 7 – Representação do cenário na projeção anteroposterior de um tratamento TBI. FONTE: Imagem gerada através do <i>software</i> Blender, 2026.	24
Figura 8 - Representação dos pontos de normalização da dose. FONTE: Imagem gerada através do <i>software</i> Blender, 2026.	25
Figura 9 - Comparação entre MC e medida experimental das curvas de PDD do feixe 6 MV e campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Fonte: Autora, 2026.	27
Figura 10 - Comparação entre MC e medida experimental das curvas de PDD do feixe 6 MV e campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$. Fonte: Autora, 2026.	28
Figura 11 - Perfil do campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a 10,0 cm de profundidade na água, comparação entre MC e medição experimental. Fonte: Autora, 2026.	29
Figura 12 - Perfil do campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a 20,0 cm de profundidade na água, comparação entre MC e medição experimental. Fonte: Autora, 2026.	30
Figura 13 - Perfil do campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$ a 10,0 cm de profundidade na água, comparação entre MC e medição experimental. Fonte: Autora, 2026.	31

Figura 14 - Perfil do campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$ a 20,0 cm de profundidade na água, comparação entre MC e medição experimental. Fonte: Autora, 2026..... 31

Figura 15 - Comparação dos valores de dose absorvida e a porcentagem excedida correspondente a medula óssea dos modelos MRCPs adultos e infantil de ambos os sexos..... 36

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Altura, em pé, e massa corporal total dos simuladores computacionais de referência pediátricos do tipo malha (ICRP, 2024). 15

Tabela 2 - Categorização dos órgãos de acordo com o Pnorm de referência anatômica..... 26

Tabela 3 - Valores do tally para os pontos de normalização, P_{norm}. 33

Tabela 4 - Valores de CC e dose absorvidas para cada órgão de risco, de acordo com o MRCP. 34

Tabela 5 - Comparação das doses absorvidas nos pulmões e coração dos MRCPs adultos e infantil de ambos os sexos. 35

1. INTRODUÇÃO e OBJETIVOS

No contexto da saúde pública, o câncer constitui um dos principais desafios contemporâneos, figurando entre as principais causas de mortalidade mundial e impondo expressiva carga social e econômica aos sistemas de saúde e à sociedade (WHO, 2026). De acordo com estimativas do Instituto Nacional de Câncer (INCA), o Brasil registrará aproximadamente 781 mil novos casos de câncer por ano no triênio 2026–2028, refletindo a crescente necessidade de estratégias de prevenção, diagnóstico e tratamento eficazes (INCA, 2026).

Entre as modalidades de tratamento oncológico, a radioterapia desempenha papel fundamental, sendo indicada em aproximadamente metade dos casos de câncer, seja com finalidade curativa, adjuvante ou paliativa (Barton *et al.*, 2006). A evolução dos aceleradores lineares e dos sistemas de planejamento trouxe ganhos significativos em conformidade e modulação do feixe terapêutico (Khan; Gibbons, 2014). Juntamente com todo o avanço tecnológico, o rigor nos comissionamentos e na qualidade dos tratamentos, refletem uma boa caracterização dos feixes clínicos e o máximo de redução das incertezas dosimétricas, especialmente em técnicas de grande complexidade geométrica (Khan; Gibbons, 2014).

Entre as doenças onco-hematológicas, a leucemia mieloide aguda (LMA), tem como frequente abordagem, o transplante de medula óssea (TMO), que entra no protocolo terapêutico como a terapia de consolidação para os pacientes de alto risco. Nesse protocolo de consolidação faz-se necessário a Irradiação de Corpo Inteiro, em inglês *Total Body Irradiation* (TBI), cujo objetivo é erradicar células residuais malignas e promover imunossupressão adequada durante o regime de condicionamento pré-transplante (Dambros *et al.*, 2021).

A TBI apresenta particularidades físicas e dosimétricas que a diferenciam das técnicas convencionais de radioterapia externa. A grande extensão do volume irradiado, as heterogeneidades anatômicas, as variações dimensionais entre pacientes pediátricos e adultos, além da necessidade de manter a homogeneidade de dose dentro de $\pm 10\%$, conforme recomendado pela *American Association of Physicists in Medicine (AAPM)*, no AAPM Report Nº 17, tornam a caracterização precisa do feixe um requisito importante (Van Dyk *et al.*, 1986).

A escolha da energia do feixe, da distância fonte-superfície, em inglês *Source-to-Surface Distance* (SSD), do *setup* geométrico e da utilização de compensadores influenciam diretamente o perfil de dose e a uniformidade ao longo do eixo crânio-caudal do paciente (Van Dyk *et al.*, 1986). Além disso, a presença de órgãos de risco, como os pulmões, impõe restrições adicionais,

particularmente no caso de pacientes pediátricos, cujos limites de tolerância são inferiores aos dos adultos (Constine *et al.*, 2024).

A modelagem computacional baseada no método Monte Carlo destaca-se como padrão-ouro para simulação do transporte de radiação, permitindo descrição detalhada das interações fóton-matéria e avaliação da deposição de energia em geometrias complexas (Teixeira *et al.*, 2019). Sendo assim, o código MCNP, utilizado neste trabalho, possibilita a modelagem tridimensional de geometrias complexas, e obtenção de grandezas dosimétricas como a dose absorvida nos órgãos de risco do paciente submetido à TBI (Kulesza *et al.*, 2022).

Estudos recentes demonstraram a viabilidade da modelagem do acelerador linear VersaHD por meio de modelos de espaço de fase virtual, como o proposto por Bedford *et al.* (2022), demonstrando boa concordância com dados experimentais. Contudo, observa-se na literatura que a maioria dos trabalhos realizam a validação das simulações em condições padrão de comissionamento, sendo menos frequentes estudos que demonstrem a aplicação de cenários de TBI de longo SSD, como o proposto neste trabalho.

Adicionalmente, a incorporação dos objetos simuladores antropomórficos do tipo malha (MRCPs) da *International Commission on Radiological Protection* (ICRP Publications 145 e 156) nas simulações usando o método de Monte Carlo traz um avanço significativo em relação aos modelos em *voxel* tradicionais, permitindo melhor representação geométrica e maior fidelidade anatômica na estimativa de dose em órgãos específicos (ICRP, 2020).

Diante da escassez de estudos que integrem a modelagem Monte Carlo de feixes de alta energia em cenários de TBI utilizando objetos simuladores MRCPs, e que comparem a deposição de dose entre modelos infantis e adultos, propôs-se o presente trabalho.

O objetivo geral deste estudo foi propor a simulação de um cenário de TBI utilizando o modelo de espaço de fase de um feixe de 6 MV proveniente de um acelerador linear VersaHD, com a finalidade de estimar a dose absorvida em diferentes órgãos e tecidos de simuladores antropomórficos virtuais.

Para realizar o proposto foi necessário estabelecer os seguintes objetivos específicos:

- Realizar a simulação com Monte Carlo do feixe de 6 MV referente ao espaço de fase proposto por Bedford *et al.* (2022);
- Validar o feixe simulado com medidas experimentais no acelerador linear do Hospital de Clínica de Uberlândia (HC-UFU/EBSERH);
- Realizar a simulação com Monte Carlo do feixe validado num cenário de TBI com SSD estendido, utilizando os objetos simuladores MRCPs;

- Comparar as doses absorvidas nos órgãos de risco dos objetos simuladores MRCPs pediátricos e adultos de ambos os sexos;
- Demonstrar que o modelo geométrico e dosimétrico de um acelerador, adequadamente parametrizado, é capaz de reproduzir parâmetros dosimétricos aceitáveis e estimar a dose em diferentes órgãos de pacientes pediátricos e adultos submetidos à TBI.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 A Radioterapia

A radioterapia é uma modalidade terapêutica da medicina que utiliza radiação ionizante como agente destruidor de células malignas, como o câncer. Os raios-X ou gama, tem a capacidade de arrancar elétrons dos átomos, ionizando-os. Esses tipos de radiação conseguem danificar o DNA das células cancerígenas ocasionando a morte celular e consequentemente a redução ou aniquilação completa do tumor (Brasil, 2000).

A radioterapia pode ser administrada externamente ao paciente, por meio de um acelerador linear na modalidade chamada de teleterapia. Mas pode ser também administrada internamente, por meio de uma fonte radioativa inserida próxima ou dentro do tumor, na modalidade chamada de braquiterapia (Brasil, 2000).

Até meados do século XX, os tratamentos de radioterapia externa eram realizados predominantemente com equipamentos de raios X operando em potenciais de até aproximadamente 300 kVp. Com o desenvolvimento de equipamentos capazes de produzir feixes de maior energia e a introdução das unidades de telecobaltoterapia, especialmente a partir das décadas de 1950 e 1960, os equipamentos convencionais de quilovoltagem passaram gradualmente a ter utilização mais restrita na prática clínica (Khan; Gibbons, 2014).

O acelerador linear é o equipamento que gera raios X de alta energia, na faixa de mega elétrons-volts (MeV ou MV). O feixe de fótons de alta energia é produzido devido à colisão de um feixe de elétrons com um alvo de tungstênio. O feixe de fótons passa por um conjunto de colimadores que moldam e modificam sua fluência para que finalmente cheguem ao paciente, mais precisamente, ao alvo de tratamento, conforme a prescrição médica (Khan; Gibbons, 2014).

A radioterapia possui diferentes intenções terapêuticas. A radioterapia neoadjuvante tem o objetivo de reduzir as dimensões do tumor antes de uma abordagem cirúrgica. A radioterapia adjuvante é recomendada após a cirurgia ou quimioterapia, com o objetivo de eliminar células cancerígenas remanescentes. A radioterapia curativa é a classificação quando a irradiação é o principal tratamento. A radioterapia concomitante é escolhida em protocolos em que a radioterapia e quimioterapia são associadas simultaneamente para a potencialização do tratamento. E, por fim, a radioterapia paliativa é a modalidade que tem por objetivo aliviar sintomas em estágios avançados do câncer e não tem o propósito curativo (AC Camargo, 2022).

2.2 O câncer e sua incidência no Brasil e no mundo

Câncer é um conjunto de doenças caracterizadas pelo crescimento e/ou proliferação descontrolada de células anormais, com potencial de invasão tecidual ou disseminação. Algumas neoplasias formam tumores sólidos, enquanto outras, como as leucemias, acometem predominantemente o sangue e a medula óssea. De acordo com Sung *et al.* (2021), o câncer aparece como um dos principais problemas de saúde pública no mundo, sendo responsável por elevada taxa de mortalidade e um dos maiores obstáculos ao aumento da expectativa de vida em diversos países (Sung *et al.*, 2021).

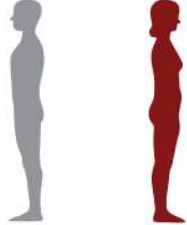
De acordo com estimativas da Organização Mundial de Saúde em 2019, o câncer apareceu como o primeiro e o segundo colocado na causa de morte, antes dos 70 anos, em 112 de 183 países e como terceiro e quarto em 23 países (WHO, 2022).

Nos países com alto Índice de Desenvolvimento Humano (IDH), o impacto nas taxas de incidência e mortalidade por câncer é perceptível, graças a medidas eficazes voltadas à prevenção, detecção precoce e tratamento da doença (WHO, 2022). Em contrapartida, nos países em desenvolvimento, essas taxas continuam a crescer ou, no melhor dos casos, permanecem estáveis (WHO, 2022). O principal desafio das nações de baixa e média renda é otimizar o uso de recursos e esforços para melhorar o controle do câncer (WHO, 2022).

De acordo com as estimativas do *Global Cancer Observatory* (Globocan), desenvolvidas pela *International Agency for Research on Cancer* (IARC), o impacto do câncer no mundo em 2020 foi significativo. Em 2020, ocorreram 19,3 milhões de novos casos (ou 18,1 milhões, se excluídos os casos de câncer de pele não melanoma). Os tipos de câncer mais incidentes foram mamas feminina (11,7% dos casos), pulmão (11,4% dos casos), câncer colorretal (10,0% dos casos) e próstata (7,3% dos casos). As projeções indicam que um em cada cinco indivíduos será diagnosticado com câncer ao longo da vida (Sung *et al.*, 2021).

No Brasil, a estimativa de câncer para o triênio de 2026 a 2028 projeta que ocorrerão 781 mil casos novos de câncer por ano, 518 mil se excluídos os casos de câncer de pele não melanoma (INCA, 2026). O câncer de pele não melanoma é estimado como a neoplasia de maior incidência, com aproximadamente 263 mil casos novos (33,7%), seguido pelos cânceres de mama, com cerca de 78 mil (10,1%); próstata, com cerca de 78 mil (10,0%); cólon e reto, com cerca de 54 mil (6,9%); pulmão, com cerca de 35 mil (4,5%); e estômago, com cerca de 22 mil (2,9%) casos novos (INCA, 2026).

A estimativa de novos casos de câncer no Brasil estratificada pelo sexo é mostrada na Figura 1.

Distribuição proporcional dos dez tipos de câncer mais incidentes estimados para o ano de 2026 por sexo, exceto pele não melanoma*							
Localização primária	Casos	%			Localização primária	Casos	%
Próstata	77.920	30,5			Mama feminina	78.610	30,0
Cólon e reto	26.270	10,3			Cólon e reto	27.540	10,5
Traqueia, brônquio e pulmão	18.730	7,3			Colo do útero	19.310	7,4
Estômago	13.830	5,4			Traqueia, brônquio e pulmão	16.650	6,4
Cavidade oral	12.260	4,8			Glândula tireoide	13.310	5,1
Bexiga	9.040	3,5			Corpo do útero	9.650	3,7
Esôfago	8.750	3,4			Estômago	8.700	3,3
Fígado	7.340	2,9			Ovário	8.020	3,1
Laringe	7.310	2,9			Pâncreas	6.910	2,6
Linfoma não Hodgkin	6.580	2,6			Linfoma não Hodgkin	5.980	2,3

Legenda: *Números arredondados para múltiplos de 10.

Figura 1 - Estimativa dos dez tipos de câncer mais incidentes no Brasil para o ano de 2026 por sexo. FONTE: Imagem retirada de INCA, 2026.

Para o ano de 2026, estima-se que a neoplasia mais frequente entre os homens é o câncer de próstata, correspondendo a 30,5% dos novos casos, seguido pelos cânceres de cólon e reto (10,3%), pulmão (7,3%), estômago (5,4%) e cavidade oral (4,8%). Já na população feminina, o câncer de maior incidência permanece sendo o de mama, representando 30,0% dos casos estimados, seguido pelas neoplasias de cólon e reto (10,5%), colo do útero (7,4%), pulmão (6,4%) e glândula tireoide (5,1%) (INCA, 2026)

O INCA estima, para o triênio 2026 a 2028, que os tipos de câncer mais frequentes entre os homens, excluindo os de pele não melanoma, serão: próstata, com cerca de 78 mil (30,5%); cólon e reto, com 28 mil (10,3%); pulmão, com 18 mil (7,3%); estômago, com 13 mil (5,4%); e cavidade oral, com 12 mil (4,8%). Já nas mulheres as estimativas, excluindo os casos de pele não melanoma, são de novos casos de mama, com 78 mil (30,0%); cólon e reto, com 24 mil (10,5%); colo do útero, com 19 mil (7,4%); pulmão, com 16 mil (6,4%); e tireoide, com 13 mil (5,1%) (INCA, 2026).

2.3 A Leucemia

A leucemia é uma neoplasia hematológica que afeta os leucócitos, células conhecidas como glóbulos brancos do sangue, fundamentais para o funcionamento do sistema hematopoiético e imunológico. A leucemia caracteriza-se pela produção anormal e descontrolada dos glóbulos brancos, que substituem as células saudáveis da medula óssea, comprometendo assim o poder de combater infecções, o de transportar oxigênio e de controlar hemorragias no organismo acometido (INCA, 2026).

A leucemia é uma doença que pode ser classificada em diferentes subtipos, sendo os quatro primários: a leucemia mieloide aguda (LMA), leucemia mieloide crônica (LMC),

leucemia linfocítica aguda (LLA) e leucemia linfocítica crônica (LLC) (INCA, 2026). A LMA, é a mais incidente na população adulta, acometendo em sua maioria os homens; enquanto a LLA é mais comum em crianças menores de 15 anos (Vakiti; Mewawalla, 2023; INCA, 2026). Embora as causas da doença não sejam completamente compreendidas, evidências sugerem que a leucemia possui origem nos fatores genéticos e ambientais. Dentre os principais fatores de risco descritos destaca-se a exposição a radiações ionizantes, o contato ocupacional ou ambiental com substâncias químicas tóxicas, determinadas infecções e hábitos de vida prejudiciais à saúde, como tabagismo. Adicionalmente pessoas com predisposição genética ou histórico familiar apresentam maior suscetibilidade ao desenvolvimento da neoplasia (Santos *et al.*, 2019).

Em seus levantamentos, o GLOBOCAN de 2020 estimou 475 mil casos de leucemia, que é equivalente a 2,5% de todos os tipos de câncer. Na população masculina, foram estimados 270 mil casos novos, correspondendo ao risco de 6,30 casos a cada 100 mil homens (Sung *et al.*, 2021). Já na população feminina, foram estimados 205 mil casos de leucemia, correspondendo a 4,50 casos a cada 100 mil mulheres (Sung *et al.*, 2021).

Para cada ano do triênio de 2026 a 2028, o INCA estima que são esperados 12.220 novos casos de leucemia no Brasil. Esse número corresponde a um risco estimado de 5,71 casos para cada 100 mil habitantes, sendo 6.540 entre os homens e 5.680 para as mulheres. Sem considerar os tumores de pele não melanoma, a leucemia ocupa a décima terceira posição entre os tipos de câncer mais frequentes no Brasil (INCA, 2026).

Segundo dados do INCA, a leucemia foi responsável por aproximadamente 7,4 mil óbitos em 2023, dos quais 4.019 foram óbitos masculinos (3,89 a cada 100 mil habitantes) e 3.416 óbitos femininos (3,15 a cada 100 mil habitantes) (INCA, 2026). Em um estudo epidemiológico conduzido por Carvalho *et al.* (2022), a região com as capitais que mais registraram óbitos devido a leucemia em 2022 foi a região Sudeste com 734 mortes, seguida do Nordeste (396), Centro-oeste (226), Norte (181) e Sul (170), segundo os autores, esses resultados podem estar relacionados ao diagnóstico tardio da doença, condição que frequentemente resulta em piores prognósticos, necessidade de tratamentos mais invasivos e longos, interferindo diretamente na qualidade da vida do paciente e no abandono do tratamento. Além disso, a idade avançada no momento do diagnóstico, foi identificada como um fator de prognóstico desfavorável, e que frequentemente está associada a presença de comorbidades e demais condições crônicas que comprometem a resposta terapêutica e as chances de cura (Carvalho *et al.*, 2022).

A oncologia clínica passou por mudanças radicais no que diz respeito a identificação e classificação das leucemias que hoje levam em consideração as alterações citogenéticas e

moleculares (Swerdlow *et al.*, 2017). O correto diagnóstico e classificação da leucemia influenciam diretamente no prognóstico de tratamento. Para a LMA, o prognóstico é classificado em três categorias: risco baixo, intermediário e alto (Swerdlow *et al.*, 2017).

O tratamento da LMA inicia-se com a quimioterapia de indução, cujo objetivo é levar o paciente ao estado de remissão completa (RC). Durante a RC a doença não pode ser detectada via métodos morfológicos convencionais, o que não significa a cura completa. É necessária a complementação com terapias pós-remissão, também chamadas de terapias de consolidação. Essas abordagens são divididas em três subgrupos: quimioterapia em doses convencionais, quimioterapia em altas doses seguidas de resgate com células-tronco hematopoiéticas autólogas e transplante alogênico de células-tronco hematopoiéticas. A escolha da terapia pós-remissão depende diretamente do prognóstico do paciente (Helman *et al.*, 2011).

O estudo epidemiológico, observacional, retrospectivo multicêntrico de Helman *et al.* (2011) analisou 11 centros de hematologia brasileiros que trataram pacientes com LMA entre 2005 e 2009, e mostrou que 100% dos pacientes com risco alto e prognóstico desfavorável foram encaminhados ao transplante de medula óssea (TMO) alogênico, uma vez que possuíam doador compatível na família (Helman *et al.*, 2011).

2.4 O Transplante de Medula Óssea

O TMO é uma abordagem terapêutica utilizada no tratamento de diversas doenças hematológicas, como anemias, mielodisplasias e leucemias, incluindo a LMA (Helman *et al.*, 2011).

O objetivo do TMO é reconstruir a medula óssea com a implantação de células saudáveis. O TMO é classificado como autogênico, ou autólogo, quando a medula óssea é proveniente do próprio paciente. Ou classificado como alogênico, quando a medula óssea é proveniente de um doador. O TMO também pode ser realizado através da implantação de células precursoras de medula óssea, como as células tronco, obtidas do sangue circulante de um doador ou do sangue do cordão umbilical de um recém-nascido (Dambros *et al.*, 2021).

Segundo Dambros *et al.* (2021), o Brasil possui um dos maiores bancos de doadores de medula óssea do mundo. Apesar disso, a identificação de um doador compatível representa um grande desafio. Entre os anos de 2015 e 2020, foram realizados um total de 17.210 transplantes de medula óssea no país, dos quais 6.657 foram transplantes alogênicos e 10.553 transplantes autólogos. Em alguns regimes de condicionamento para transplante de células-tronco hematopoiéticas alogênico, a TBI é combinada a quimioterapia com finalidade

mieloablative/imunossupressora; outros regimes utilizam condicionamento exclusivamente farmacológico (Dambros *et al.*, 2021).

2.5 A Irradiação de Corpo Inteiro

A Irradiação de Corpo Inteiro, do inglês, *Total Body Irradiation* (TBI) é utilizada como protocolo de condicionamento para a realização do TMO no tratamento de doenças hematológicas. Esse condicionamento tem por objetivo eliminar as células doentes de forma ablativa, bem como prevenir a rejeição das células doadas, nos casos de TMO alogênico (Dambros *et al.*, 2021).

A TBI contribui para tratar sítios santuários, como sistema nervoso central e testículos, nos quais determinadas drogas podem apresentar penetração limitada ou menor exposição terapêutica. A escolha pelo condicionamento com TBI é dependente do tipo de leucemia e prognóstico da doença, sendo mais comum para a LMA de prognóstico desfavorável (Dambros *et al.*, 2021).

Na TBI a dose é prescrita no corpo do paciente, o qual sabe-se que possui diferentes heterogeneidades de tecidos, além de diversas dimensões em cada parte do corpo. Devido a estas heterogeneidades, torna-se difícil alcançar a uniformidade da dose ideal ao longo de todo o corpo. Uma variação de $\pm 10\%$ são aceitáveis de acordo com o Relatório 17 AAPM (Van Dyk *et al.*, 1986)). Alguns aspectos influenciam na homogeneidade da dose no corpo, como o esquema de fracionamento, o *setup* de tratamento, a taxa de dose utilizada, o tipo de imobilização, a proteção de órgãos de risco críticos e a dosimetria do feixe (Van Dyk *et al.*, 1986)).

No Brasil ainda não existe uma padronização da dose de prescrição da TBI. A maioria dos centros médicos segue estudos europeus ou americanos (SBTMO, 2012). O fracionamento mais utilizado na Europa é o esquema de 12 Gy em 6 frações, com duas frações de 2 Gy ao dia (Giebel *et al.*, 2014).

Atualmente, o acelerador linear é o equipamento médico mais utilizado para a técnica TBI, uma vez que os equipamentos com fontes de Co-60 estão sendo descomissionados no Brasil. Os campos de tratamento podem ser tanto estáticos quanto móveis. As técnicas de TBI podem empregar campos estáticos ou estratégias com movimento do *gantry*, da mesa/paciente ou varredura do feixe, dependendo do equipamento e do protocolo. De modo geral, campos amplos e estáticos, paralelos e opostos, constituem a forma tradicional de empregar dois campos idênticos, variando-se apenas o posicionamento do paciente (Van Dyk *et al.*, 1986). Nessa técnica, a distância entre a fonte e a superfície da pele do paciente (SSD) é superior a 2,0 m (Van

Dyk *et al.*, 1986). Alguns dos *setups* sugeridos pelo AAPM Report nº 17 estão representados na Figura 1, página 5 da referência Van Dyk *et al.* (1986).

Na TBI a dose é prescrita em um ponto dentro do paciente, que geralmente encontra-se na linha média a altura do umbigo. Para manter-se dentro do aceitável de heterogeneidade de dose de $\pm 10\%$ em relação ao ponto de prescrição, utilizam-se objetos compensadores (Van Dyk *et al.*, 1986). Compensadores de material apropriado podem ser empregados para modificar a atenuação do feixe e compensar diferenças de espessura radiológica entre regiões corporais. As regiões que mais requerem essas compensações são a cabeça e as pernas do paciente, devido à diferença de espessura em relação à região do ponto de prescrição, o abdômen (Jorge *et al.*, 1990). A Figura 3, página 339, da referência Jorge *et al.* (1990) ilustra um exemplo do uso de objetos compensadores na região da cabeça e entre as pernas.

Alguns fatores físicos devem ser considerados na implementação da TBI, tais como energia do feixe de radiação, a distância de tratamento, a escolha do *setup* de tratamento e a dosimetria do feixe (Van Dyk *et al.*, 1986).

A escolha do *setup* de tratamento deve levar em conta a energia do feixe disponível bem como a distância entre a fonte e o paciente, pois o SSD longo tende a homogeneizar o efeito do inverso do quadrado da distância do feixe. O relatório AAPM Report nº 17 (Van Dyk *et al.*, 1986), mostra graficamente a relação entre a energia do feixe, SSD e *setup* de tratamento (Figura 2, página 8). A Figura mostra a relação entre a dose de pico, ou dose máxima, e a dose na linha média do eixo central do campo em função da espessura do paciente para configuração de dois campos paralelos e opostos. O gráfico representa um feixe do Co-60, um feixe de 6 MV e um feixe de 25 MV, considerando diferentes SSDs, 80 cm, 100 cm, 150 cm e 300 cm. A máxima variação avaliada foi de 15% (Van Dyk *et al.*, 1986).

De acordo com a Figura 2, página 8 do AAPM Report nº 17 (Van Dyk *et al.*, 1986), para espessuras de até 18 cm, a variação de dose é quase nula para qualquer um dos feixes avaliados. À medida que a espessura do paciente aumenta para o intervalo entre 18 cm e 26 cm (Região A), a variação de dose torna-se dependente da energia do feixe e da SSD. De modo geral, quanto mais energético é o feixe, menor é a variação de dose. Esse mesmo comportamento é evidenciado na faixa de espessura entre 26 cm e 38 cm. Nessa região, apenas os feixes de 6 MV e 25 MV com SSD superior a 100 cm atendem ao critério de variação máxima de 15%. Por fim, na Região B, o limite de 15% de variação é alcançado exclusivamente com o feixe de maior energia (25 MV) associado a uma SSD maior que 100 cm (Van Dyk *et al.*, 1986).

Compreende-se que, ao optar por um *setup* de campos paralelos e opostos, o posicionamento que melhor atende ao limite máximo de 15% de variação de dose é aquele em

que o feixe incide perpendicularmente ao paciente. Ou seja, utiliza-se a geometria AP/PA (anteroposterior e posteroanterior), na qual as dimensões corporais costumam se enquadrar na faixa de espessura descrita pela Região A (Figura 2, página 8 do AAPM Report nº 17 (Van Dyk *et al.*, 1986)). Isso ocorre porque, de modo geral, a espessura do corpo humano é menor na direção anteroposterior do que na direção lateral.

Os aceleradores mais modernos são poli energéticos, ou seja, possuem mais de um feixe com energias nominais distintas, frequentemente, 6 MV, 10 MV e 15 MV, o que deixa a escolha do feixe ajustável com o *setup* do tratamento. No entanto, se utilizados feixes de alta energia alguns ajustes devem ser feitos para solucionar a falta de dose absorvida na região de *build-up*. Geralmente é adicionado na frente do feixe e próximo ao paciente uma placa de acrílico como um objeto compensador, ou *spoiler* (Van Dyk *et al.*, 1986).

O estudo de Kassae *et al.* (2001) demonstrou que a adição de 1 cm de um material água equivalente, posicionado perpendicularmente a um feixe de 15 MV e próximo ao paciente, aumenta a fluência de elétrons incidentes, contribuindo para maior deposição de dose na superfície e para a redução da região de *build-up*.

Além das diferentes dimensões, o corpo humano possui diferentes composições e heterogeneidades de tecidos e órgãos. As diferentes composições dos órgãos interagem diferentemente com a radiação. Alguns tecidos absorvem mais radiação que outros. O pulmão, por exemplo, apresenta baixa densidade média e elevada heterogeneidade estrutural devido à presença de parênquima e espaços aéreos; por isso, a atenuação, o espalhamento e o transporte de partículas diferem dos tecidos aproximadamente equivalentes à água (Van Dyk *et al.*, 1986).

Os pulmões são uns dos principais órgãos de risco durante a realização de TBI, por esse motivo sua dose média deve ser limitada de forma a reduzir a probabilidade de toxicidade pulmonar. Os pulmões constituem um dos principais órgãos de risco na TBI. Os limites de dose dependem do regime de condicionamento e da população tratada. Em TBI mieloablativa pediátrica, recomendações de consenso ESTRO-ACROP/SIOPE propõem redução da dose pulmonar para <8 Gy, enquanto, em esquemas mieloablativos utilizados em adultos, é comum o emprego de proteção pulmonar visando doses de aproximadamente 8–10 Gy (Wong *et al.*, 2018; Hoeben *et al.*, 2022). A necessidade de proteção deve seguir o protocolo clínico específico (Constine *et al.*, 2024). Para respeitar o limite de dose do pulmão faz-se necessário o uso de proteções confeccionadas com material atenuador de radiação (Van Dyk *et al.*, 1986). As proteções são geralmente confeccionadas com uma liga metálica de baixo ponto de fusão (como o Cerrobend), que são colocados em moldes de isopor no formato dos pulmões, e se solidificam a temperatura ambiente (Brasil, 2000). Para a realização da TBI, as proteções podem ser fixadas

na placa de acrílico (*spoiler*), posicionadas entre o feixe e o paciente, de forma a atenuar o feixe incidente na direção dos pulmões e limitar a dose aos limites prescritos.

2.6 Simulação de Monte Carlo

Os códigos computacionais de Monte Carlo são amplamente utilizados em diversas áreas do conhecimento para simular sistemas complexos e resolver problemas estatísticos complexos (Teixeira *et al.*, 2019). O método Monte Carlo foi desenvolvido por John von Neumann e Stanislaw Ulam no final dos anos 1940, enquanto trabalhavam no projeto Manhattan, no Laboratório Nacional de Los Alamos, novo México (Metropolis; Ulam, 1949). O nome "Monte Carlo" foi sugerido por Nicholas Metropolis, inspirado no famoso cassino de Mônaco, devido à natureza aleatória das simulações que é semelhante aos jogos de azar (Kulesza *et al.*, 2022). Atualmente o método Monte Carlo tem ampla aplicação, além da área de engenharia nuclear, como na análise de riscos financeiros, engenharia de produção, geologia, entre outros (Zou, 2023; Shen *et al.*, 2024; Watson *et al.*, 2025; Chen *et al.*, 2010).

A natureza estocástica dos processos envolvidos na área de física das radiações, tais como geração de radiação, interação com a matéria e detecção, faz do Monte Carlo uma ferramenta ideal para o desenvolvimento e resolução desses problemas complexos (Teixeira *et al.*, 2019).

O método Monte Carlo utiliza números aleatórios e funções probabilísticas para simular o transporte e as interações de partículas em um meio, permitindo contabilizar a transferência de energia até que a partícula atinja a energia de corte estabelecida ou sua trajetória seja finalizada (Metropolis; Ulam, 1949; Teixeira *et al.*, 2019).

2.6.1 O Código MCNP

O MCNP, do inglês *Monte Carlo N – Particle*, é um código de MC multipropósito utilizado para simular fótons, elétrons e nêutrons, no intervalo de energia de 1 KeV até 1000 MeV (Kulesza *et al.*, 2022).

A versão 6.3 do código MCNP permite a inserção de arquivos de modelagem da fonte de partículas diretamente pelo usuário, dispensando alterações no código-fonte e ampliando a gama de condições iniciais das histórias simuladas. O programa possibilita a definição de distribuições de probabilidade independentes para variáveis espaciais, temporais, direcionais e energéticas da fonte, bem como para parâmetros de células e superfícies iniciais. O usuário também dispõe da flexibilidade de configurar a geometria detalhada da emissão (Kulesza *et al.*, 2022).

2.7 Objetos simuladores antropomórficos computacionais

Os objetos simuladores antropomórficos computacionais, ou *phantoms*, são representações tridimensionais da anatomia humana simulados virtualmente com as características internas e dimensionais similares ao humano real. São amplamente utilizados na área da radiologia e radioterapia para avaliar a deposição de dose de radiação. Sua aplicação em pesquisas proporcionam o desenvolvimento de tecnologias, treinamento de profissionais, avaliação de exposição em situações de emergências, implementação de sistemas de proteção radiológica, bem como avaliação da qualidade dos serviços prestados com radiação (ICRP, 2020).

Os *phantoms* desenvolvidos e utilizados pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica, a ICRP, são modelos computacionais que imitam a anatomia do corpo humano, com o objetivo de realizar cálculos dosimétricos. Desde a primeira publicação desses objetos simuladores na *ICRP Publication 23*, melhorias evolucionárias foram realizadas, refletindo os avanços das metodologias científicas e o poderio computacional (ICRP, 2020).

Até então, o modelo antropomórfico em *voxel* de referência ICRP (*ICRP Publication 110*) é o modelo utilizado para os cálculos dos coeficientes de dose equivalente e efetiva (Publicação ICRP 103, de 2007), bem como para os cálculos dos coeficientes de dose ocupacionais e de ingestão de radionuclídeos (Publicações 116 (2010), 130 (2015), 134 (2016), 137 (2017) e 141 (2019)). Apesar de o modelo de referência em *voxel* ainda ser amplamente utilizado para o cálculo dos coeficientes, a Publicação 145 da ICRP introduz uma atualização que permite a realização de cálculos de transporte de dose em órgãos e tecidos sem a necessidade do processo de “*voxelização*”. Trata-se dos *phantoms* do tipo malha, desenvolvidos a partir de modelagens poligonais e tetraédricas, oferecem representação anatômica mais detalhada e reduzem limitações geométricas de modelos voxelizados, podendo melhorar a descrição de interfaces e de estruturas pequenas em cálculos dosimétricos (ICRP, 2020).

2.7.1 Objetos simuladores antropomórficos computacionais do tipo malha adulto

Os objetos simuladores antropomórficos de referência do tipo malha (*Mesh-type Reference Computational Phantoms - MRCPs*), apresentados pela *ICRP Publication 145* (ICRP, 2020), são modelos computacionais reconstruídos em formato malha de alta resolução a partir dos modelos em *voxel* de dois indivíduos, o Golem e a Laura (Zankl and Wittmann, 2001; Zankl *et al.*, 2005).

Os MRCPs são constituídos por geometria de malha poligonal (*Polygon Meshes - PM*) ou malha tetraédrica (*Tetrahedral Meshes - TM*) tridimensionais, que proporcionam melhor resolução e representação anatômica mais detalhada e realista, comparadas ao modelo em *voxel*,

o que permite simulações mais precisas das interações da radiação com os órgãos/tecidos. Além disso, os MRCPs podem ser implementados diretamente em códigos de Monte Carlo, eliminando o processo de “*voxelização*”, preservando as características anatômicas dos modelos computacionais (ICRP, 2020).

As características antropométricas, altura e massa corporal dos MRCPs, tem os mesmos valores dos modelos em *voxel*. O MRCP masculino apresenta massa corporal de 73 kg e altura de 176 cm, sendo composto por 2,5 milhões de facetas triangulares de malha poligonal e 8,2 milhões de tetraedros na malha tetraédrica. O MRCP feminino apresenta massa corporal de 60 kg e 163 cm de estatura e é composto por 2,6 milhões de facetas triangulares em malha poligonal e 8,6 milhões de tetraedros no formato de malha tetraédrica (ICRP, 2020). As Figuras 6.1 e 6.2, páginas 49 e 50, da publicação 145 da ICRP (ICRP, 2020), mostram os modelos dos objetos simuladores adultos em malha masculino e feminino, respectivamente.

A partir da evolução dos *phantoms* do tipo *voxel* para o tipo malha, houve a inclusão de alguns órgãos, a exemplo: o sangue circulante no corpo, que não havia sido modelado. Destaca-se também o esqueleto, no qual tecidos alvos, com a medula óssea vermelha ou o endóstio, apesar de não estarem representados explicitamente, estão implicitamente contidos na estrutura medular e cavidade esponjosa dos ossos, como representado na Figura 6.5, página 53 da publicação 145 da ICRP (ICRP, 2020).

2.7.2 Objetos simuladores antropomórficos computacionais do tipo malha pediátricos

Os MRCPs infantis ou pediátricos, assim como os adultos, foram desenvolvidos a partir do modelo tipo *voxel*. Construído a partir dos simuladores de referência da publicação 143 da ICRP, os *phantoms* infantis do tipo malha tem formato de malha de alta resolução que superam as limitações geométricas do modelo tipo *voxel* no que diz respeito ao cálculo de dose (ICRP, 2024).

De modo análogo aos modelos adultos, os MRCPs pediátricos podem ser implementados diretamente em códigos MC, dispensando o processo de *voxelização* (ICRP, 2024). Em comparação aos modelos em *voxel*, os modelos em malha para recém-nascidos e crianças de 1, 5 e 10 anos de idade, de ambos os sexos, conferem maior realismo anatômico às massas e geometrias de diversos órgãos, com destaque para os órgãos reprodutivos. Adicionalmente, tais modelos refinam a representação de estruturas complexas, a exemplo da coluna vertebral, dos ossos das mãos e dos pés e da arcada dentária (ICRP, 2024). A Figura 6.1,

página 57 da ICRP 156 (ICRP, 2024) apresenta as representações tridimensionais dos modelos pediátricos.

A Tabela 1 apresenta a estatura (em posição em pé) e a massa corporal total dos *phantoms* pediátricos para cada faixa etária. Esses valores estão em conformidade com o modelo de referência estabelecido na Publicação 89 da ICRP (2002) (ICRP, 2024).

Tabela 1 – Altura, em pé, e massa corporal total dos simuladores computacionais de referência pediátricos do tipo malha (ICRP, 2024).

<i>Idade</i>	<i>Altura em pé (cm)</i>		<i>Massa corporal total (kg)</i>	
	Masculino	Feminino	Masculino	Feminino
Recém-nascido	-	-	3,5	3,5
1 ano	76,0	76,0	10,0	10,0
5 anos	109,0	109,0	19,0	19,0
10 anos	138,0	138,0	32,0	32,0
15 anos	167,0	161,0	56,0	53,0

FONTE: ICRP, 2024.

2.8 Caracterização de um feixe de fótons

Várias grandezas e metodologias foram desenvolvidas para o cálculo da dose absorvida na aplicação clínica. Na radioterapia, a dose entregue ao paciente deve estar de acordo com os protocolos clínicos e obedecer aos critérios de qualidade estabelecidos (Klein *et al.*, 2009).

Antes de entregar a dose ao paciente, o sistema de planejamento deve ser comissionado de forma que o plano de tratamento simulado e calculado por ele siga os mesmos parâmetros que o acelerador linear pratica durante a entrega da dose.

As características do feixe de fótons produzidos por um acelerador linear são intrínsecas ao próprio equipamento, variando em função da energia nominal do feixe, do projeto do cabeçote e das características particulares de cada fabricante. Nesse contexto, parâmetros como curvas de porcentagem de dose em profundidade, perfis laterais de dose e índices de qualidade do feixe constituem dados fundamentais para a caracterização do feixe clínico. Essas informações são fundamentais para o comissionamento do acelerador e a correta modelagem do feixe no sistema de planejamento de tratamento, contribuindo para a precisão dos cálculos de dose e segurança dos tratamentos radioterápicos

2.8.1 Curva de PDD

Uma vez que incide em um meio, paciente ou objeto simulador, a dose absorvida varia com a profundidade. Essa característica depende de alguns fatores, como a energia do feixe de

radiação, tamanho do campo, distância entre o meio e a fonte radioativa e colimação do feixe (Khan; Gibbons, 2014).

Uma maneira de caracterizar um feixe de fótons é através da medida da dose absorvida no eixo central, conhecida como curva de PDD, do inglês *Percent Depth Dose*. A curva de PDD é definida como o quociente da dose absorvida a qualquer profundidade (D_d) no meio e a dose absorvida em uma profundidade de referência (D_{ref}), a uma distância fixa entre a fonte e a superfície do meio, ao longo do eixo central do feixe, conforme Equação 1. Para os feixes de fótons de alta energia, a profundidade de referência é a profundidade de dose máxima ($d_{máx}$) (Khan; Gibbons, 2014).

$$PDD = \frac{D_d}{D_{máx}} \times 100\% \quad (1)$$

A curva de PDD apresenta duas regiões distintas de comportamento, conforme ilustra a Figura 2. Inicialmente, observa-se a região de *build-up* (parte ascendente), onde a dose de radiação cresce desde o valor de entrada na superfície (D_S) até atingir o seu valor máximo em uma profundidade específica ($d_{máx}$). Esse aumento progressivo ocorre porque as interações iniciais dos fótons liberam elétrons secundários, que depositam energia de forma cumulativa em trajetos curtos logo abaixo da superfície. Atingido o $d_{máx}$, inicia-se a fase descendente da curva. A partir dessa profundidade, a dose absorvida sofre um decaimento, quase exponencial, devido à contínua atenuação do feixe primário ao atravessar o meio e da diminuição da fluência dos elétrons secundários, culminando na dose de saída (D_{ex}) na superfície oposta (Khan; Gibbons, 2014).

A profundidade de dose máxima e o comportamento da curva de PDD dependem principalmente da energia do feixe de fótons. Quanto maior a energia do feixe, maior o poder de penetração, e conseqüentemente, maior será a região de *build-up*, que desloca a posição de $d_{máx}$ para maiores profundidades. Esse efeito reduz a dose de entrada do feixe na superfície, o que pode ser um benefício quando se deseja tratar tumores profundos e ao mesmo tempo em que poupa a pele do paciente de receber altas doses de radiação (Khan; Gibbons, 2014).

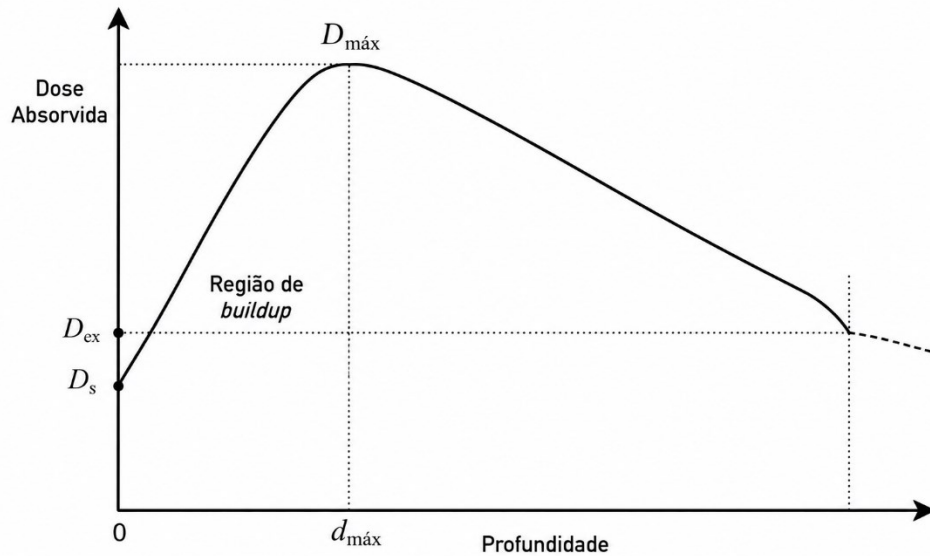


Figura 2 - Representação de uma curva de PDD, destacando-se a região de *build-up*. $D_{máx}$ é a dose absorvida em $d_{máx}$. D_s é a dose de entrada na superfície do meio e D_{ex} é a dose de saída do meio. FONTE: Adaptado de Podgorsak, 2005.

2.8.2 Perfil do feixe de fótons

O perfil lateral de um feixe corresponde à distribuição da dose, geralmente normalizada em relação ao eixo central, em função da posição ao longo de uma direção transversal ao eixo do feixe, para uma profundidade fixa no meio irradiado (Khan; Gibbons, 2014). A Figura 3 representa um exemplo de perfil de um feixe de fótons de 6 MV de um campo quadrado de tamanho $10 \times 10 \text{ cm}^2$, incidindo em um tanque de água a uma distância de 100 cm da superfície da água. Na Figura 3 cada linha representa uma curva de isodose, cujos valores variam entre 107% e 30%.

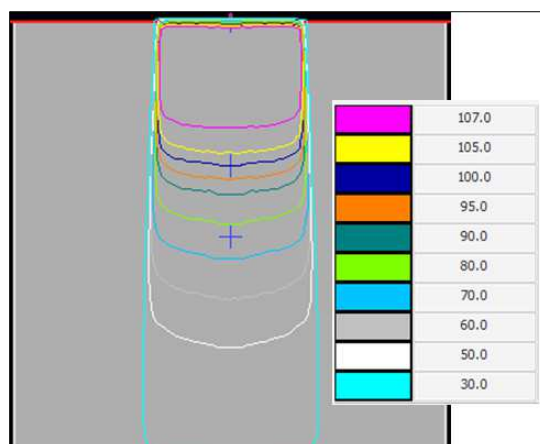


Figura 3 - Perfil de um feixe de 6 MV de um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, SSD = 100 cm. Isodoses representadas em valores de porcentagem (%). FONTE: Autora. Imagem adquirida através do sistema de planejamento Monaco 6.2 (Elekta, Estocolmo, Suécia), 2025.

Assim como a PDD, o perfil do feixe varia com diversos fatores, incluindo a energia dos fótons, a geometria do feixe (forma e tamanho do campo), a distância entre a fonte e a superfície, além da presença de colimações ou outros materiais que possam alterar a distribuição da radiação no meio (Khan; Gibbons, 2014).

Conforme ilustrado na Figura 3, o perfil de dose de um feixe apresenta características dosimétricas específicas associadas aos processos de interação e espalhamento da radiação no meio irradiado. A dose é ligeiramente maior no eixo central, devido ao espalhamento lateral das partículas secundárias. A porcentagem da dose vai diminuindo à medida em que o feixe penetra no meio, pois ocorre redução gradual da dose depositada devido à atenuação e a transferência de energia dos fótons incidentes. Na periferia do campo percebe-se que a dose cai drasticamente, caracterizando a região denominada penumbra. A penumbra está presente geometricamente em ambos os lados do perfil do feixe, e depende do tamanho efetivo da fonte de radiação, da distância entre a fonte e o sistema de colimação de campo, bem como a geometria do feixe irradiado. Do ponto de vista geométrico, à medida que o tamanho do campo é reduzido, a largura da penumbra aumenta, o que torna a definição puramente geométrica um parâmetro pouco adequado para a análise do feixe. Para contornar esse efeito, foi definida a penumbra física. Convencionou-se que penumbra física é determinada pela distância entre duas isodoses (exemplo as isodoses de 80% e 20%) (Khan; Gibbons, 2014).

Devido à natureza divergente do feixe de fótons gerado em aceleradores lineares, o tamanho do campo de radiação varia em função da distância entre a fonte e a superfície irradiada. No entanto, aliada à influência simultânea da penumbra física e da radiação espalhada, a distribuição lateral de dose não tem apenas uma definição puramente geométrica. Dessa forma, a caracterização do tamanho do campo é realizada a partir do perfil lateral de dose, tendo-se estabelecido internacionalmente a curva de isodose de 50% como o parâmetro padrão para a delimitação do campo dosimétrico. (IAEA, 2024; Khan; Gibbons, 2014).

2.8.3 Fator de Qualidade do Feixe de Fótons

A caracterização da distribuição de dose em profundidade dos feixes de fótons pode ser realizada por meio de diferentes parâmetros dosimétricos, entre os quais se destacam o PDD e o índice $\text{TPR}_{20,10}$. O $\text{TPR}_{20,10}$, do inglês *Tissue Phantom Ratio 20/10*, é um fator de qualidade de feixe de fótons definido como a razão entre os valores de dose absorvida medidas a 20 cm (D_{20}) e 10 cm de profundidade (D_{10}) em um *phantom* de água, sob condições geométricas padrões (Khan; Gibbons, 2014). Normalmente as condições geométricas em que o $\text{TPR}_{20,10}$ é obtido são SSD igual a 100 cm e tamanho de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Matematicamente o $\text{TPR}_{20,10}$ é determinado pela equação 2:

$$\text{TPR}_{20,10} = \frac{D_{20}}{D_{10}} \quad (2)$$

Por se tratar de um fator que independe da geometria do campo e SSD, o $\text{TPR}_{20,10}$ é amplamente empregado em protocolos internacionais de dosimetria, como o TRS-398 da IAEA e o TG-51 da AAPM, sendo utilizado como parâmetro complementar na caracterização da qualidade de feixes clínicos de megavoltagem e na determinação do fator de correção de qualidade do feixe (k_Q) em dosimetria absoluta (IAEA, 2000; Van Dyk *et al.*, 1986).

3. METODOLOGIA

3.1 Simulação do feixe de fótons de 6 MV

O primeiro passo para a simulação do feixe de fótons de 6 MV foi a modelagem da fonte de um acelerador linear modelo Versa HD (Elekta, Estocolmo, Suécia).

A fonte radioativa foi introduzida na simulação utilizando o modelo de Bedford *et al.* (2022). Esse modelo consiste na construção do espaço de fase de duas fontes de formato gaussiano. Uma das fontes foi colocada na posição nominal do acelerador linear e a segunda na posição do filtro aplainador de feixe. A Figura 2, página 4, da referência Bedford *et al.* (2022) mostra esquematicamente o espaço de fase segundo Bedford *et al.* (2022).

Utilizou-se o *software* Blender (Blender Foundation, 2022) para esquematizar geometricamente a fonte e construir o sistema de colimadores.

O colimador de multi lâminas (MLC) Agility (Elekta, Estocolmo, Suécia) foi modelado conforme a metodologia de OHIRA *et al.* (2020). Os 80 pares de lâminas, que assumem a posição do colimador na direção X, foram construídos com 9,0 cm de espessura e 0,5 cm de largura. A distância entre cada lâmina foi de 0,009 cm. A extremidade de cada lâmina foi assumida arredondada com o raio de 17,0 cm, na direção do isocentro (Ohira *et al.*, 2020). O arranjo geométrico dos bancos de lâminas foi configurado para conformar tanto o campo de referência de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ quanto o campo máximo de $40 \times 40 \text{ cm}^2$ no isocentro (distância fonte-superfície de 100,0 cm).

Cada lâmina foi definida com a composição de tungstênio de $18,0 \text{ g/cm}^3$ (95% tungstênio, 3,75% de níquel e 1,25% de ferro) conforme as especificações do fabricante (Ohira *et al.*, 2020). O banco de lâminas foi posicionado a uma distância de 68,5 cm do isocentro, conforme a Figura 4.

Um colimador foi modelado no local do *backup jaw*, localizado abaixo do banco de MLC na direção do eixo Y. Ele foi projetado com as mesmas propriedades que o banco de MLC, porém foi assumido maciço. O colimador foi posicionado a 58,5 cm do isocentro, conforme a Figura 4.

No mesmo cenário construído no Blender (Blender Foundation, 2022), foi desenhado e caracterizado um tanque de água, cuja composição foi definida como $1,0 \text{ g/cm}^3$ e dimensões de $50 \times 50 \times 50 \text{ cm}^3$.

A fonte virtual foi posicionada acima do sistema de colimações e sua posição nominal definida com a distância de 100,0 cm da superfície do tanque de água.

A origem do sistema de coordenadas foi definida no eixo central do feixe, posicionada na superfície superior do tanque de água, conforme ilustrado na Figura 4. O eixo Z foi orientado

ao longo do eixo central do feixe, no sentido da fonte em direção ao meio irradiado. Os eixos X e Y foram definidos ortogonalmente ao eixo Z. O eixo X foi orientado transversalmente ao campo de radiação, enquanto o eixo Y foi definido na direção longitudinal do sistema de irradiação.

A Figura 4, representa o cenário construído e demonstra esquematicamente as posições da fonte, sistema de colimação e o tanque de água.

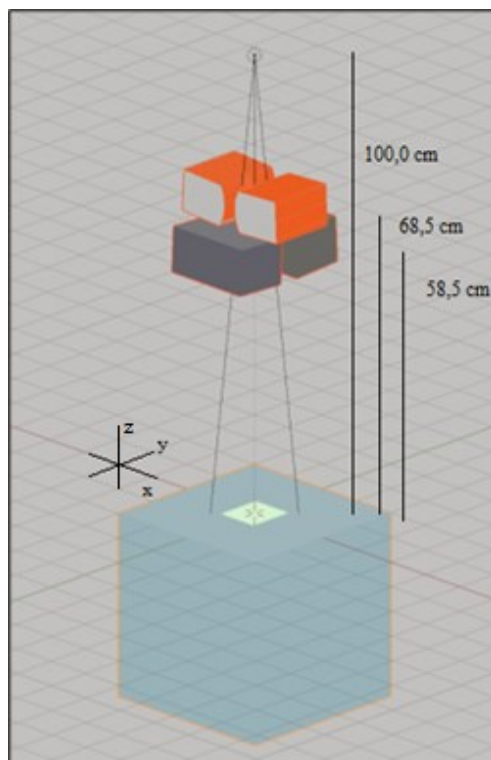


Figura 4 - Sistema de fonte e colimações modeladas. Em laranja está representado o MLC modelado. Em cinza está representado o colimador Y modelado. Em azul está representado o tanque de água. A origem de coordenadas está representada deslocada da superfície do tanque de água para melhor visualização. FONTE: Imagem gerada através do *software* Blender, 2026.

Para a obtenção da curva de PDD, múltiplos pontos de medida, com distâncias de 1,0 mm, foram distribuídos ao longo do eixo central do feixe (eixo Z), da superfície até o limite inferior do tanque de água.

Para a obtenção do perfil do feixe de fótons, também foram definidos múltiplos pontos de medida dispostos perpendicularmente ao eixo central, na direção de X, com espaçamento de 1,0 mm, e nas profundidades 10,0 cm e 20,0 cm. Para a aquisição do perfil do campo de $40 \times 40 \text{ cm}^2$, o tanque de água foi rotacionado em 45° , de modo a acomodar integralmente o campo em seu interior.

A Figura 5 representa os pontos de medida para as curvas de PDD e perfil do feixe.

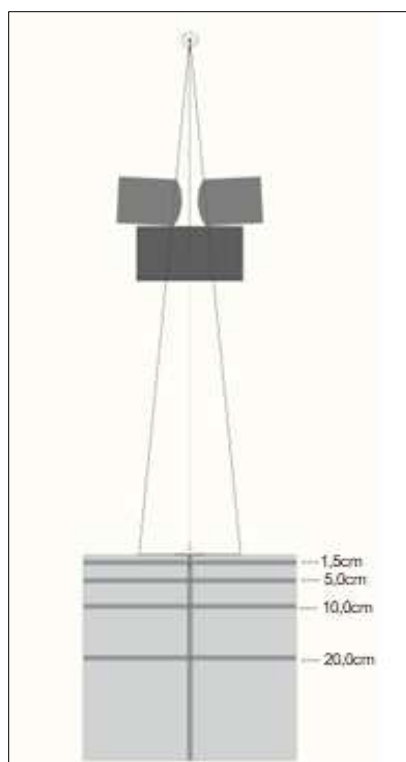


Figura 5 - Representação dos pontos de medida no tanque de água para as curvas de PDD e perfil. As linhas em cinza representam diferentes profundidades. FONTE: Imagem gerada através do *software* Blender, 2026.

As geometrias correspondentes aos campos de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e $40 \times 40 \text{ cm}^2$ foram implementadas no código MCNP 6.3 (Kulesza *et al.*, 2022) para a simulação de um feixe de fótons com energia nominal de 6 MV. O transporte de radiação foi realizado com 1×10^8 histórias, garantindo uma incerteza estatística máxima de 3,0%. O *tally* +F6 (MeV/g/source-particle) foi utilizado para obter os valores de energia depositada na água.

3.2 Medições experimentais para validação do feixe 6 MV

Para a validação do feixe de 6 MV simulado computacionalmente, foram realizadas medições experimentais. As medições foram realizadas no acelerador linear Versa HD (Elekta, Estocolmo, Suécia) pertencente a Unidade de Oncologia do Hospital de Clínicas de Uberlândia, (HC-UFU Ebserh).

Utilizou-se o tanque de água *Blue Phantom*² (IBA Dosimetry GmbH, Schwarzenbruck, Alemanha), de dimensões de $50 \times 50 \times 50 \text{ cm}^3$, posicionado abaixo da abertura do colimador do acelerador. O feixe de fótons de 6 MV incidiu perpendicularmente à superfície da água, com a angulação do cabeçote do acelerador ajustado para 0° . Os campos selecionados, de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e $40 \times 40 \text{ cm}^2$, foram delimitados pelo MLC Agility e definidos de forma perpendicular à

superfície, com o colimador também ajustado a 0° . A distância entre a fonte de fótons e a superfície da água foi estabelecida em 100,0 cm.

As curvas de PDD e perfil foram coletadas utilizando a câmara de ionização CC13 (IBA *Dosimetry* GmbH, Schwarzenbruck, Alemanha) tanto para a medida no campo de radiação, quanto como a câmara de referência. A câmara de medição foi posicionada no campo de radiação de modo que seu volume sensível coincidissem com o eixo central do feixe. A Figura 6 apresenta o arranjo experimental adotado para as medições experimentais.

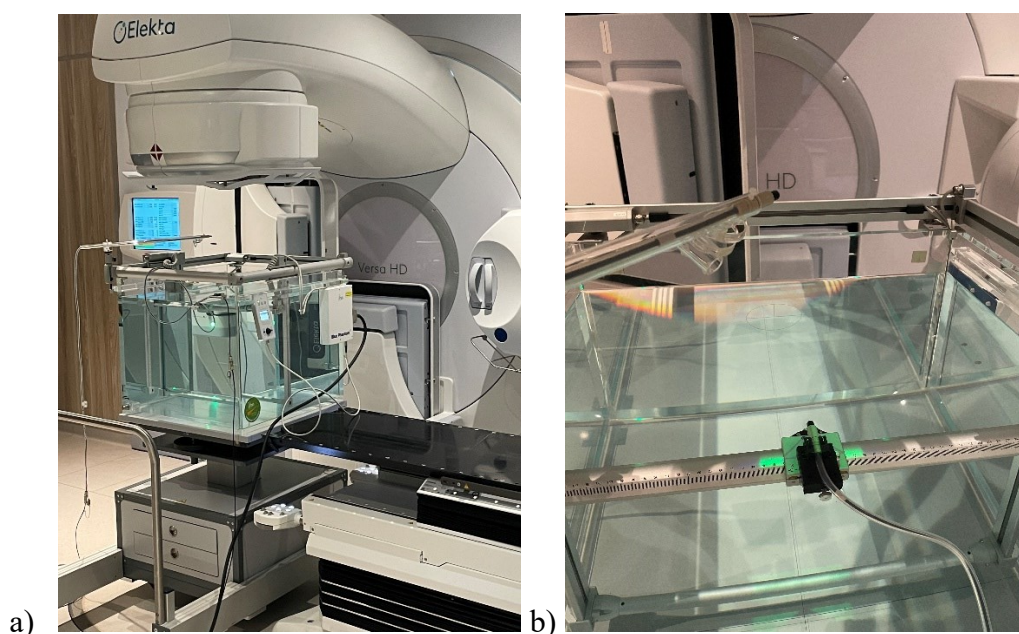


Figura 6 - Arranjo experimental adotado para as medições experimentais. a) Tanque de água *Blue Phantom*² (IBA *Dosimetry* GmbH, Schwarzenbruck, Alemanha) posicionado sob a saída do feixe do acelerador linear Versa HD (Elekta, Estocolmo, Suécia). b) Câmaras de ionização posicionadas para a realização das medidas experimentais. Fonte: Autora, 2026.

As curvas de PDD foram coletadas verticalmente ao longo do eixo central com passo de $1,0 \pm 0,2$ mm. Os perfis dos campos de 10×10 cm² e 40×40 cm² foram obtidos perpendicularmente ao eixo central, na direção do eixo X, abrangendo regiões dentro e além do campo de radiação, com passo de $1,0 \pm 0,2$ mm. As medições foram realizadas com SSD igual a 100,0 cm. Foram adquiridas leituras nas profundidades de 10,0 cm e 20,0 cm.

3.3 Simulação do cenário TBI

A segunda parte do trabalho foi investigar computacionalmente a dose absorvida nos objetos simuladores MRCPs adultos e pediátricos, reproduzindo um protocolo clínico de

irradiação de corpo inteiro - TBI, com o feixe de 6 MV do acelerador linear Versa HD (Elekta, Estocolmo, Suécia).

Foram utilizados os objetos simuladores computacionais antropomórficos de referência MRCPs da ICRP 145 (ICRP, 2020), feminino e masculino, para simular o tratamento em adultos. Também foram utilizados os MRCPs pediátricos da ICRP 156 (ICRP, 2024), feminino e masculino de 15 anos, para simular o tratamento em crianças.

O arranjo geométrico adotado para a simulação correspondeu a um *setup* de SSD estendido, com o paciente em decúbito lateral. Nesse cenário, a fonte virtual foi posicionada a 419,0 cm do isocentro. O isocentro foi definido no corpo do paciente, na região do umbigo, como o ponto ISO. Foi simulado um campo aberto de $40 \times 40 \text{ cm}^2$, com o colimador ajustado a 45° , de modo a garantir que todo o corpo do MRCP estivesse contido no campo de radiação. A Figura 7 apresenta uma representação do cenário considerado.

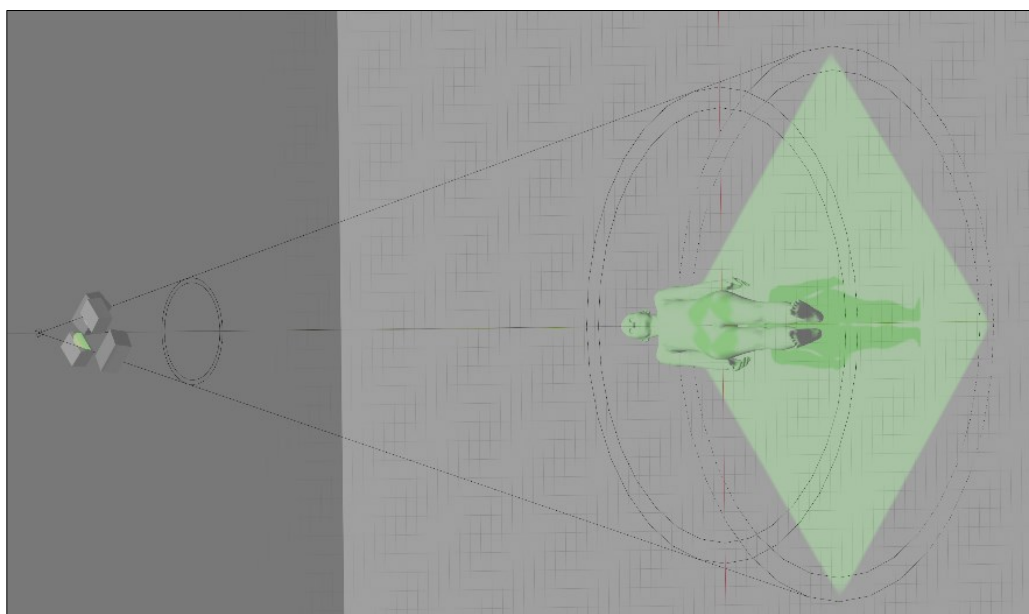


Figura 7 – Representação do cenário na projeção anteroposterior de um tratamento TBI. FONTE: Imagem gerada através do *software Blender*, 2026.

Para cada MRCP foram simulados dois cenários de irradiação, correspondentes às incidências anteroposterior (AP) e pósterio-anterior (PA), mantendo-se inalterado o posicionamento do *phantom* em decúbito lateral. Os dois campos compõem o esquema de tratamento, para o qual foi prescrita a dose de 12 Gy, dividida igualmente entre as duas incidências.

Para permitir a comparação da deposição de energia nos diferentes órgãos independentemente das variações de fluência entre regiões anatômicas, foi realizada uma

normalização regional. Cada órgão foi associado a um volume de referência P_{norm} localizado na mesma região anatômica. Para cada um desses pontos de referências foi adotado um ponto de normalização (P_{norm}), definido com o volume de 1 cm³ e com a densidade do tecido circundante, como mostra a Figura 8 abaixo.

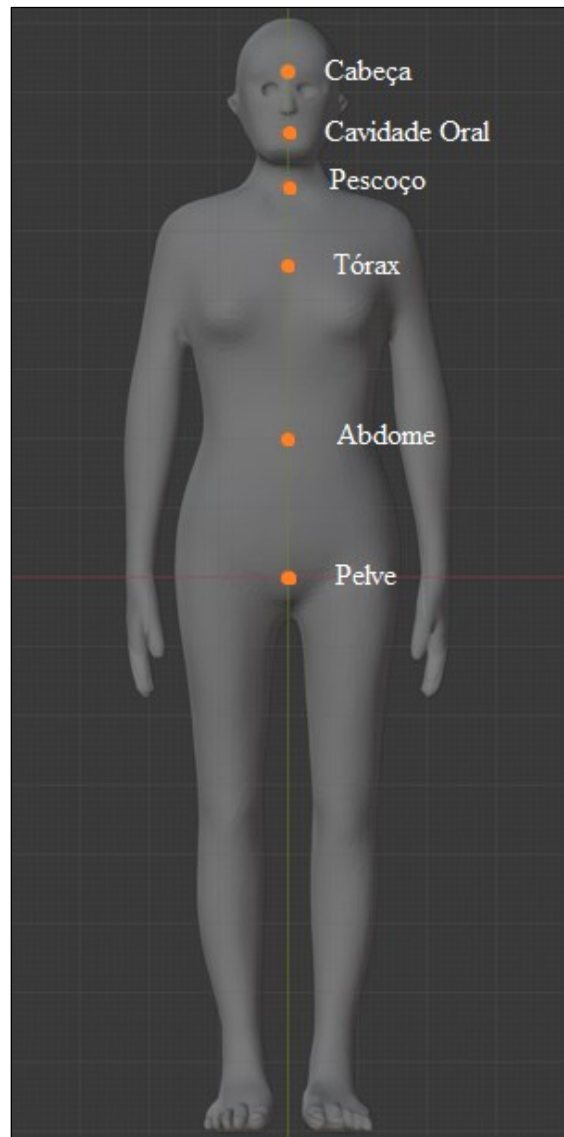


Figura 8 - Representação dos pontos de normalização da dose. FONTE: Imagem gerada através do *software* Blender, 2026.

A Tabela 2 apresenta cada órgão avaliado neste trabalho de acordo com o P_{norm} de referência.

Tabela 2 - Categorização dos órgãos de acordo com o P_{norm} de referência anatômica.

P_{norm}	Órgão
Cabeça	Cérebro e glândulas salivares
Pescoço	Esôfago e Tireoide
Tórax	Pulmões e coração
Abdômen	Estômago e Fígado
Pelve	Gônadas (testículos e ovários), próstata, útero e medula óssea

A dose absorvida pelos órgãos foi determinada a partir da multiplicação da dose prescrita, de 12 Gy, pelo coeficiente de conversão (CC). O CC foi obtido pela razão entre o valor do *tally* do órgão e o valor do *tally* de P_{norm} do respectivo órgão, conforme apresentado na equação 3:

$$CC = \frac{\text{valor do tally do órgão}}{\text{valor do tally do } P_{norm}} \quad (3)$$

Após a construção dos cenários no *software* Blender, os modelos foram exportados em formato *.obj*. Entretanto, como as estruturas são representadas por malhas poligonais, incompatíveis com o MCNP6.3, foi necessária a conversão para malhas tetraédricas por meio do código POLY2TET, desenvolvido por Han *et al.* (2020).

Nas simulações, foram utilizadas 1×10^8 histórias, para a incerteza estatística máxima de 3%. O *tally* +F6 (MeV/g/source-particle) foi empregado para determinar os valores de energia depositada em cada ponto de normalização (P_{norm}).

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Validação do feixe de fótons de 6 MV

O modelo de fonte virtual de Bedford *et al.* (2022), do feixe de fótons de 6 MV, foi introduzido no MCNP 6.3 juntamente com o modelo do sistema de colimação, MLC e *backup jaw*.

Para os campos $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e $40 \times 40 \text{ cm}^2$ as curvas de PDD e perfis foram obtidas com o SSD igual a 100,0 cm. Os perfis para ambos os campos foram obtidos a 10 cm e 20 cm de profundidade no tanque de água. Para o campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$, os perfis foram obtidos com o sistema de colimação girado a 45° com relação ao eixo X.

As Figuras 9 e 10 apresentam as curvas de PDD para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e $40 \times 40 \text{ cm}^2$, respectivamente e mostram a concordância entre as curvas simuladas em Monte Carlo e as obtidas por meio das medições experimentais.

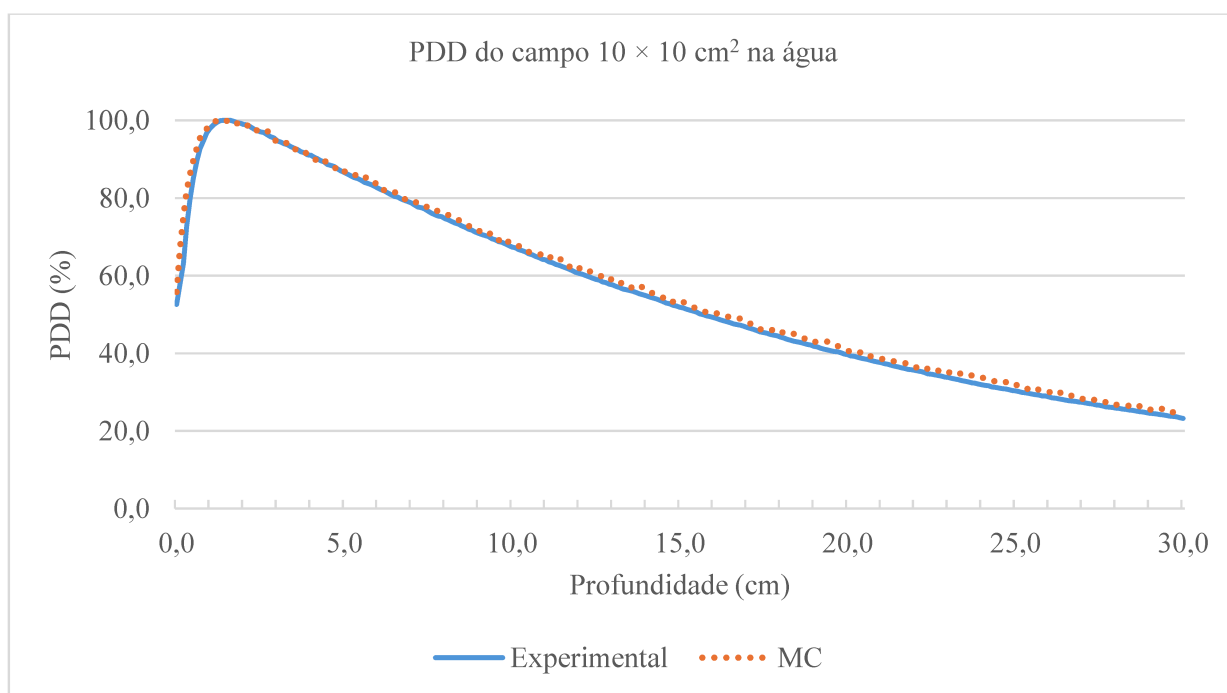


Figura 9 - Comparação entre MC e medida experimental das curvas de PDD do feixe 6 MV e campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Fonte: Autora, 2026.

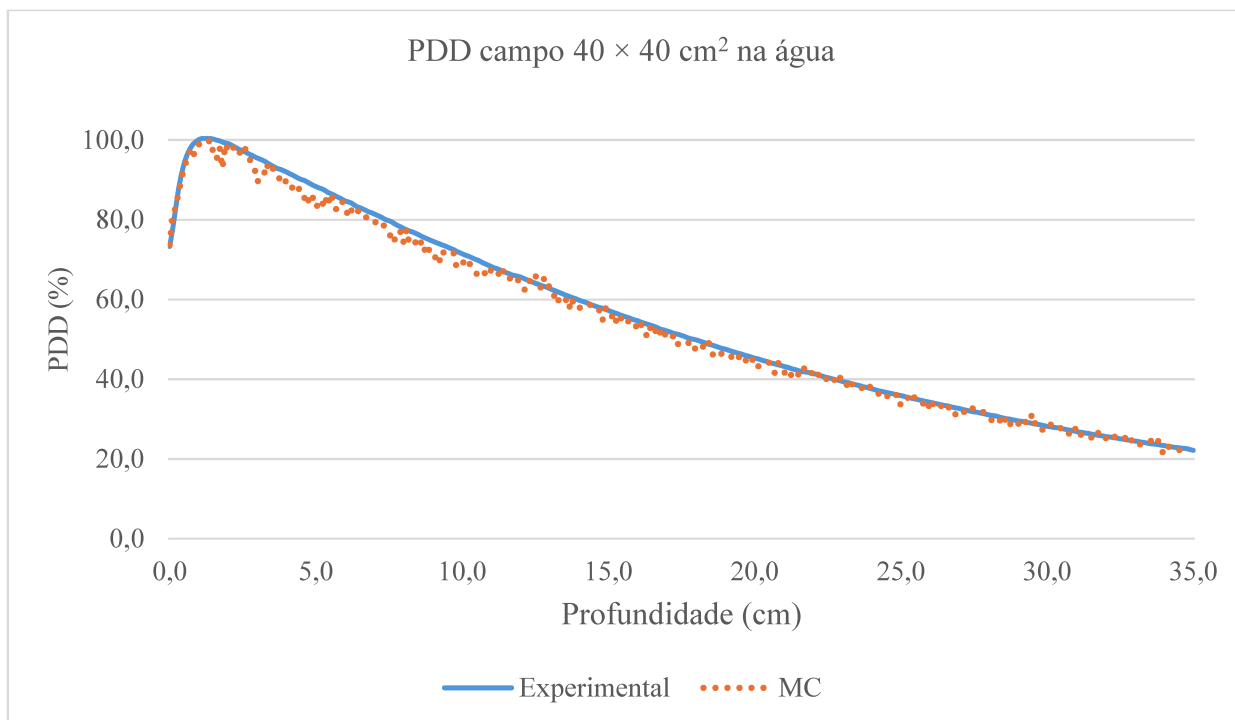


Figura 10 - Comparação entre MC e medida experimental das curvas de PDD do feixe 6 MV e campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$. Fonte: Autora, 2026.

Observa-se uma boa concordância entre as curvas PDD obtidas com MC e as medições experimentais. Para o campo de referência de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, o valor experimental de $D_{\text{máx}}$ foi determinado em 1,59 cm de profundidade, enquanto na simulação obteve-se 1,6 cm, resultando na diferença percentual de 0,63%.

Ao normalizar ambas as curvas em $D_{\text{máx}}$, observa-se que a maior discrepância relativa ocorre na região de *build-up*. Nessa região, os valores de PDD diferem em $-3,8\%$ a 0,5 cm de profundidade para o campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e em $-11,5\%$ para o campo de $40 \times 40 \text{ cm}^2$, na mesma profundidade. Essa diferença pode ser atribuída, principalmente, às incertezas experimentais associadas ao volume sensível da câmara de ionização e ao seu posicionamento. Em contrapartida, na simulação por Monte Carlo, tais incertezas são minimizadas, uma vez que os dados foram obtidos com resolução espacial de 1 mm entre os pontos. O estudo de Bedford *et al.* (2022) reporta discrepâncias percentuais da ordem de 3%, atribuídas à ausência de elétrons contaminantes nos cálculos. Para profundidades superiores a $D_{\text{máx}}$, a média das diferenças relativas foi de 3,66% para o campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e de $-0,07\%$ para o campo de $40 \times 40 \text{ cm}^2$.

Os estudos de Pachal *et al.* (2022) e Ohira *et al.* (2020), que utilizaram o código de Monte Carlo EGSnrc/BEAMnrc, demonstraram elevada concordância na simulação do feixe de 6 MV do acelerador Versa HD. Pachal *et al.* (2022) reportaram discrepâncias da ordem de 1% nas análises de PDD e perfis para diferentes tamanhos de campo. De forma semelhante, Ohira *et*

al. (2020) observaram discrepâncias de aproximadamente 1,5% para as PDD e de 2,5% para os perfis, também considerando múltiplos tamanhos de campo.

Por meio da PDD, é possível avaliar os valores de profundidade máxima, dose na profundidade de 10,0 cm e dose na profundidade de 20,0 cm, para a obtenção do fator de qualidade do feixe. O valor do índice de qualidade do feixe $TPR_{20,10}$ encontrado experimentalmente foi de 0,59. Já o valor encontrado por meio do MC foi de 0,6. A diferença percentual para esse coeficiente foi de 1,69%.

Os perfis, a 10,0 cm e a 20,0 cm de profundidade do campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ estão apresentados nas Figuras 11 e 12, respectivamente.

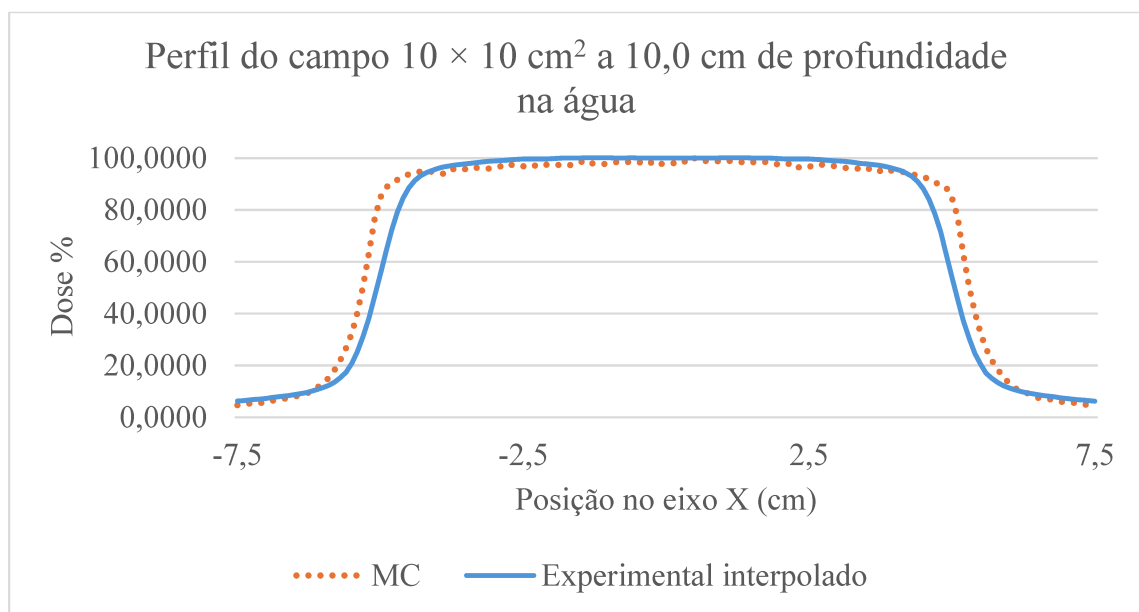


Figura 11 - Perfil do campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a 10,0 cm de profundidade na água, comparação entre MC e medição experimental. Fonte: Autora, 2026.

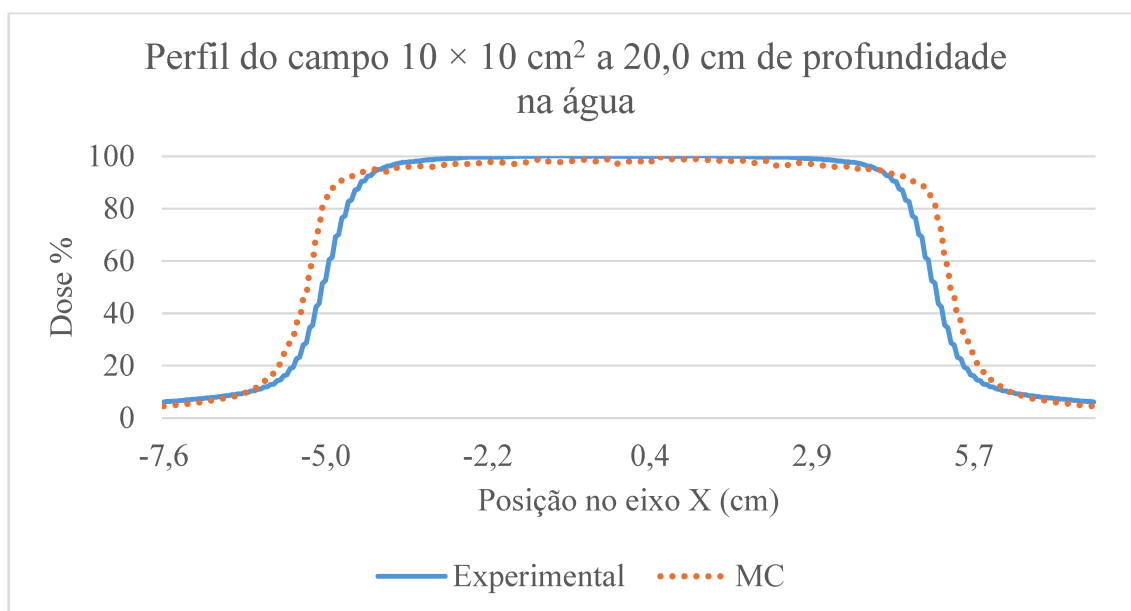


Figura 12 - Perfil do campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a 20,0 cm de profundidade na água, comparação entre MC e medição experimental. Fonte: Autora, 2026.

A 10,0 cm de profundidade os perfis do campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ do feixe de fótons de 6 MV, medido e simulado, apresentaram uma concordância média de 4,7%. Já a 20,0 cm de profundidade apresentou uma concordância média de 2,0% dentro do campo. Nas regiões de penumbra as diferenças relativas ficaram em torno de 29,7 %, para a profundidade de 10,0 cm, na posição -5,1 cm, correspondente a região de penumbra do campo à esquerda e 31,8 % na posição 5,1, na penumbra a direita. Para 20,0 cm, ocorreu uma diferença média de 46,5% na região de penumbra a esquerda e 54,0% na região de penumbra a direita.

Como a região de penumbra tipicamente apresenta variações de doses muito abruptas, diferenças de posicionamento da câmara de ionização ou a resolução espacial de medida tendem a produzir variações mais significativas dentro do perfil, como pode ser notado na análise comparativa da profundidade de 20,0 cm.

Observou-se que o tamanho de campo obtido na simulação foi superior ao determinado experimentalmente, 4,9% maior em ambas as profundidades. Como a determinação do tamanho de campo baseia-se na localização da isodose de 50%, que é situada na região de penumbra, experimentalmente a medida é mais suscetível ao efeito do volume sensível da câmara de ionização, que pode subestimar a dose nessa região (Khan; Gibbons, 2014; Podgorsak, 2005).

A comparação entre os perfis laterais demonstrou uma boa concordância, evidenciada pelas taxas de aprovação na análise gama ($\gamma \leq 1$) superiores a 90% para ambas as profundidades avaliadas. Utilizando os critérios de 3% e 3mm, foram obtidos índices de aprovação de 90,8% e

93,1% para as profundidades de 10,0 cm e 20,0 cm, respectivamente, indicando que o modelo MC reproduziu satisfatoriamente a distribuição lateral de dose do feixe clínico.

Os perfis, a 10,0 cm e a 20,0 cm de profundidade para o campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$ estão representados nas Figuras 13 e 14, respectivamente.

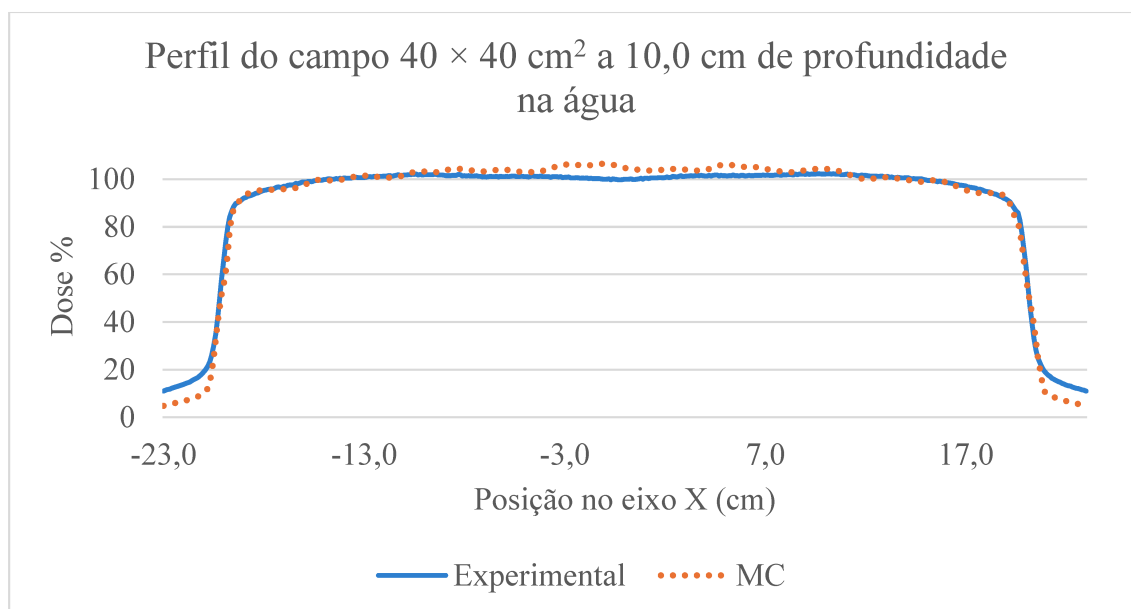


Figura 13 - Perfil do campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$ a 10,0 cm de profundidade na água, comparação entre MC e medição experimental. Fonte: Autora, 2026.

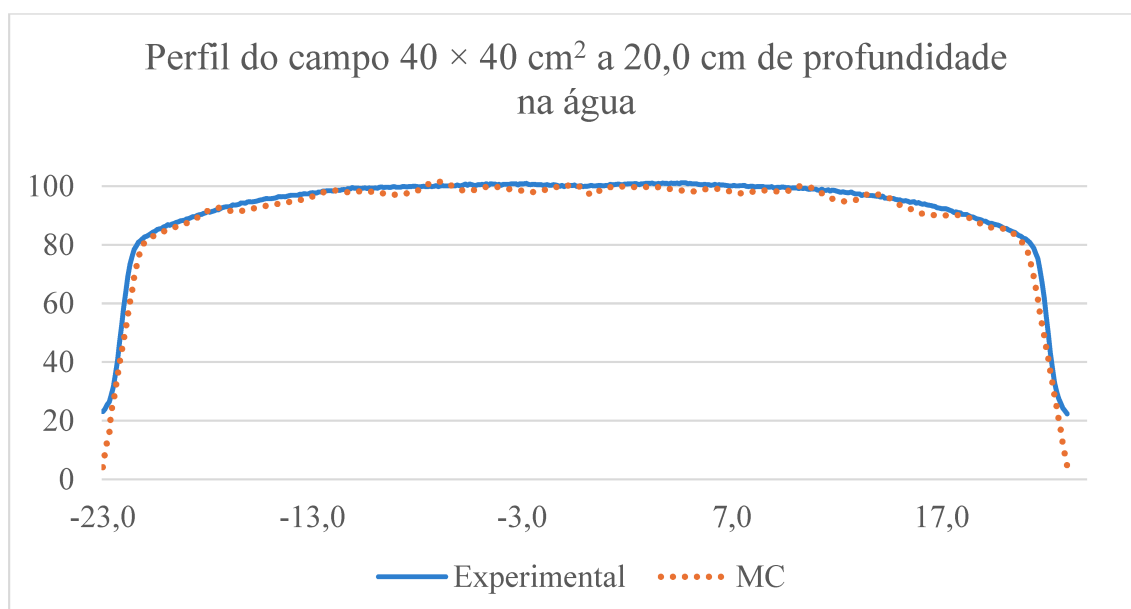


Figura 14 - Perfil do campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$ a 20,0 cm de profundidade na água, comparação entre MC e medição experimental. Fonte: Autora, 2026.

Observa-se que para o campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$, em 10,0 cm de profundidade os perfis medido e simulado, apresentam uma diferença média, dentro do campo, igual a 1,7%. Já a 20,0 cm de

profundidade a diferença média foi de 1,5%. Estes resultados são compatíveis com aqueles reportados por Del Nero *et al.* (2019), que observaram diferenças médias de 1,98% para a profundidade de 10,0 cm e 1,03% para a profundidade de 20,0 cm para um feixe clínico de fótons de 6 MV em um campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$.

Em relação ao tamanho de campo, os perfis apresentaram diferença de 0,45% a 10,0 cm de profundidade e 1,0% a 20,0 cm. Embora a concordância tenha sido satisfatória, quando os valores de dose dentro campo são analisados, nas regiões de penumbra observa-se discrepâncias mais acentuadas. A 10,0 cm de profundidade, entre $-21,0 \text{ cm}$ e $-20,0 \text{ cm}$ e entre $20,0 \text{ cm}$ e $21,0 \text{ cm}$, observou-se diferenças de até 9,4%. Enquanto a 20,0 cm a maior diferença foi de 3,3%, nas mesmas regiões.

As flutuações observadas nos perfis laterais simulados por MC para o campo de $40 \times 40 \text{ cm}^2$ são atribuídas, à natureza estatística intrínseca do método. Como a deposição de dose é estimada a partir da média de um número finito de histórias de partículas, regiões com menor fluência ou menor densidade de interações tendem a apresentar maior variância estatística. Esse comportamento torna-se mais pronunciado em perfis de campos amplos, nos quais a distribuição de partículas ocorre sobre uma área maior, reduzindo a fluência de partículas coletadas em cada ponto de cálculo da dose (Gündem; Dirican, 2026).

Gündem e Dirican (2026) observaram que o aumento da incerteza estatística resulta em maior degradação da qualidade dos perfis simulados, reforçando a necessidade da aplicação de técnicas de redução de variância ou do aumento do número de histórias simuladas para obtenção de distribuições de dose mais estáveis e representativas (Gündem; Dirican, 2026). Além, disso, diferenças experimentais decorrentes do efeito de volume da câmara de ionização e das incertezas associadas ao posicionamento do detector podem contribuir para as discrepâncias observadas na região da penumbra (IAEA, 2024).

Neste estudo, tanto para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ quanto para o $40 \times 40 \text{ cm}^2$ utilizou-se 1×10^8 número de histórias. No entanto, devido a maior área irradiada e menor fluência de partículas por unidade de área, o campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$ apresentou uma flutuação maior, comparado ao $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Consequentemente, observou-se a redução das taxas de aprovação da análise gama ($\gamma < 1$). Nos critérios 3% e 3,0 mm, atingiu-se as porcentagens de 71,1% e 81,0%, para 10,0 cm e 20,0 cm de profundidade, respectivamente. Apesar dessa redução, a boa concordância observada na porção interna do campo, com os desvios restritos as regiões de penumbra, indicam que o modelo MC foi capaz de reproduzir adequadamente as características dosimétricas do feixe clínico de 6 MV.

4.2 Avaliação de doses do cenário do TBI

Com a finalidade de avaliar as doses absorvidas em alguns órgãos/tecidos utilizando os MRCPs pediátricos e adultos, de ambos os sexos, submetidos ao tratamento TBI simulado por MC, foram estabelecidos os pontos de normalização, P_{norm} , nas diferentes regiões anatômicas. A Tabela 3 apresenta os valores de P_{norm} , expressos em MeV/g/source-particle resultados da soma da incidência dos campos AP e PA.

Tabela 3 – Valores do *tally* +F6 (MeV/g/source-particle) para os pontos de normalização.

Pontos de normalização		Valores de P_{norm} (MeV/g/source-particle)			
		15 anos fem.	15 anos masc.	Adulto_fem.	Adulto_masc.
1	Cabeça	9,70E-09	5,32E-09	3,63E-09	3,05E-09
2	Cavidade Oral	5,58E-08	3,92E-08	4,57E-08	3,96E-08
3	Pescoço	5,10E-08	3,65E-08	4,39E-08	3,81E-08
4	Tórax	9,23E-08	6,77E-08	8,42E-08	7,31E-08
5	Abdome	1,67E-05	1,64E-05	2,18E-05	1,95E-05
6	Pelve	1,68E-05	1,74E-05	1,99E-05	2,19E-05

Ao comparar os dois grupos etários, nota-se que os objetos simuladores de 15 anos apresentam os valores de normalização, P_{norm} , sistematicamente superiores aos dos adultos nas regiões da cabeça, cavidade oral, pescoço e tórax, como apresentado na Tabela 3. Tais resultados refletem as menores dimensões corporais e a menor massa dessas regiões anatômicas, o que favorece uma maior densidade de energia depositada por partícula fonte. Em contrapartida, os modelos adultos apresentaram maiores fatores nas regiões do abdome e da pelve, indicando a predominância do efeito da maior massa e do maior volume corporal nessas regiões. As diferenças observadas entre grupos etários e sexos é consistente com resultados anteriormente reportados na literatura, nos quais modelos de diferentes idades apresentam variações na dose absorvida em função das dimensões corporais e da distribuição de massa dos tecidos (ICRP, 2002).

Para a avaliação da dose absorvida em cada órgão ou tecido analisado, multiplicou-se a dose prescrita de 12 Gy pelo respectivo coeficiente de conversão (CC). Os valores de CC foram obtidos por meio da Equação 3. Como exemplo, o CC do cérebro foi determinado pela razão entre o valor do *tally* do cérebro e o valor do *tally* de P_{norm} correspondente à região da cabeça.

Os valores de cada *tally* e da dose absorvida (Gy) para cada órgão dos MRCPs, adultos e pediátricos de ambos os sexos, são apresentados na Tabela 4.

Tabela 4 - Valores de *tally* e das doses absorvidas para os órgãos de risco avaliados dos *phantoms* MRCs estudados.

Órgão de risco	15a_fem.		15a_masc.		Adulto_fem.		Adulto_masc.	
	<i>Tally (MeV/g/ source-particle)</i>	Dose Absorvida (Gy)	<i>Tally (MeV/g/ source-particle)</i>	Dose Absorvida (Gy)	<i>Tally (MeV/g/ source-particle)</i>	Dose Absorvida (Gy)	<i>Tally (MeV/g/ source-particle)</i>	Dose Absorvida (Gy)
Pulmões	1,13E-07 ± 0,57%	14,67	1,11E-07 ± 0,52%	19,68	7,17E-08 ± 0,66%	10,22	7,05E-08 ± 2,00%	11,57
Cérebro	7,96E-09 ± 2,47%	9,85	7,13E-09 ± 2,61%	16,09	6,13E-09 ± 3,02%	20,26	5,41E-09 ± 3,18%	21,27
Estômago	6,44E-06 ± 0,34%	4,63	7,30E-06 ± 0,30%	5,33	3,33E-06 ± 0,46%	1,84	4,12E-07 ± 0,69%	0,25
Coração	1,42E-07 ± 0,84%	18,52	1,34E-07 ± 0,85%	23,72	8,77E-08 ± 1,00%	12,5	9,29E-08 ± 0,85%	15,25
Fígado	3,94E-06 ± 0,17%	2,83	5,01E-06 ± 0,15%	3,66	8,75E-07 ± 0,29%	0,48	3,46E-07 ± 0,26%	0,21
Esôfago	1,62E-07 ± 2,01%	21,03	1,38E-07 ± 2,0%	24,52	7,21E-08 ± 2,55%	10,28	7,89E-08 ± 2,15%	12,95
Gônadas (Testículos e ovários)	1,60E-05 ± 1,1%	11,41	1,76E-05 ± 0,7%	12,15	1,64E-05 ± 0,82%	9,93	1,80E-05 ± 0,48%	9,88
Glândulas Salivares	2,01E-08 ± 6,7%	4,31	1,69E-08 ± 6,77%	5,17	1,14E-08 ± 7,66%	2,99	1,32E-08 ± 7,62%	3,99
Tireoide	4,57E-08 ± 9,6%	10,76	4,07E-08 ± 10,79%	13,35	2,36E-08 ± 10,41%	6,45	1,81E-08 ± 7,16%	5,7
Próstata / Útero	1,60E-05 ± 0,56%	11,42	1,78E-05 ± 1,27%	12,3	1,67E-05 ± 0,34%	10,1	1,72E-05 ± 0,70%	9,42
Medula óssea	2,92E-05 ± 4,59%	20,97	2,85E-05 ± 4,59%	20,84	2,85E-05 ± 4,59%	15,74	2,86E-05 ± 4,59%	17,6

A Tabela 4 apresenta os valores de *tally* +F6 (MeV/g/source-particle) correspondente a cada órgão estudo e a dose absorvida (Gy) correspondente, obtidos pela simulação MC para diferentes órgãos de risco, considerando os *phantoms* MRCPs representativos de indivíduos de 15 anos e adultos, dos sexos femininos e masculinos. A análise comparativa evidencia diferenças sistemáticas associadas à idade, ao sexo e à localização anatômica dos órgãos, refletindo variações na geometria, na composição tecidual e nos processos de atenuação do feixe.

Observa-se que para a mesma faixa etária, os *phantoms* femininos apresentaram valores de dose absorvida menores, para a maioria dos órgãos, quando comparado ao *phantoms* masculinos. Tal diferença pode ser atribuída às variações anatômicas e geométricas entre os modelos, uma vez que os *phantoms* femininos apresentam menores dimensões em comparação aos masculinos, incluindo a espessura dos tecidos, o volume dos órgãos e sua posição relativa em relação à fonte de radiação. A diferença é particularmente evidente nos pulmões e no coração, como pode se observar na Tabela 5, a seguir.

Tabela 5 – Comparação das doses absorvidas nos pulmões, coração e esôfago dos MRCPs adultos e infantil de ambos os sexos.

Órgão de risco	Dose absorvida (Gy)			
	15a_fem.	15a_masc.	Adulto_fem.	Adulto_masc.
<i>Pulmões</i>	14,67	19,68	10,22	11,57
<i>Coração</i>	18,52	23,72	12,50	15,25
<i>Esôfago</i>	21,03	24,52	10,28	12,95

A partir da tabela 5 observa-se que o modelo masculino de 15 anos apresentou valores de doses absorvidas de 19,68 Gy e 23,72 Gy, para os pulmões e coração, respectivamente, em comparação com 14,67 Gy e 18,52 Gy no *phantom* feminino da mesma idade. Da mesma forma, o modelo masculino adulto também apresentou valores de doses maiores comparado ao modelo feminino adulto. Nesse caso, pode-se inferir que a presença das mamas em ambos os modelos femininos, embora não sejam avaliadas neste trabalho, também contribuíram para a atenuação da radiação antes de sua incidência sobre os órgãos internos da cavidade torácica.

Ao comparar os modelos considerando apenas a idade, evidencia-se que, de modo geral, os *phantoms* de 15 anos apresentam doses absorvidas superiores às dos adultos para a maioria dos órgãos analisados. Esse comportamento é consistente com a menor massa corporal e as menores dimensões anatômicas dos indivíduos mais jovens, resultando em menor atenuação do feixe e em maior fração de energia depositada por partícula fonte. Órgãos da região torácica, como pulmões, coração e esôfago, apresentam diferenças particularmente expressivas, como mostra a Tabela 5. A dose absorvida no esôfago atinge valores de dose de até 24,52 Gy no

phantom masculino de 15 anos, enquanto no adulto masculino esse valor se reduz para 12,95 Gy, o que corresponde a uma diferença de aproximadamente 47%. Tendência semelhante é observada na medula óssea, cuja dose máxima decresce de cerca de 21 Gy nos *phantoms* de 15 anos para valores entre 15 e 18 Gy nos adultos.

Ao comparar os valores de dose absorvida na medula óssea entre os modelos MRCPs utilizados neste estudo, apresentados na Figura 15, observa-se que, os valores absolutos excederam a dose de prescrição clínica de 12 Gy. Nos *phantoms* de 15 anos, as doses superaram a prescrição em aproximadamente 74,7%, enquanto, nos modelos adultos, os valores ficaram entre 31,2% e 46,7% acima da dose prescrita.

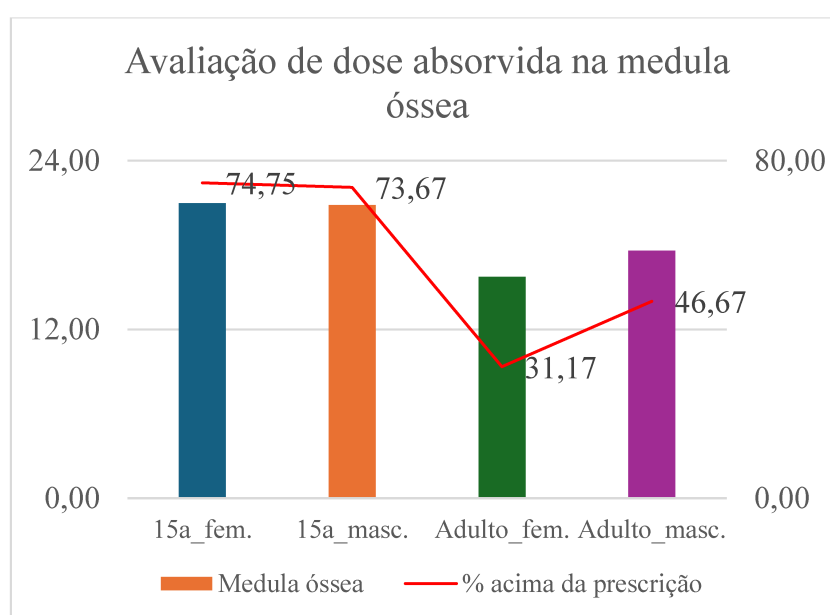


Figura 15 - Comparação dos valores de dose absorvida e a porcentagem excedida correspondente a medula óssea dos modelos MRCPs adultos e infantil de ambos os sexos.

Uma possível explicação para esses resultados está relacionada à composição dos ossos. Durante as interações dos fótons com o tecido ósseo, partículas secundárias podem ser liberadas da porção cortical para a porção esponjosa, região onde se localiza a medula óssea, contribuindo para o aumento da dose absorvida (ICRP 110, 2009; Podgorsak, 2005). Nos MRCPs, a medula óssea está distribuída tanto na região esponjosa dos ossos quanto na cavidade medular dos ossos longos, como os ossos dos braços e das pernas (ICRP, 2009).

Além desse efeito físico, o valor do CC, da ordem de 10^{-5} , também contribuiu para o aumento da dose na medula óssea, uma vez que o P_{norm} utilizado no processo de normalização correspondeu ao ponto localizado no abdômen.

Em resumo, durante a TBI, a medula óssea pode receber doses superiores à dose prescrita em decorrência das heterogeneidades anatômicas do paciente e das diferenças nas propriedades de interação da radiação com os tecidos biológicos. Como a medula está distribuída no interior das estruturas ósseas, efeitos relacionados ao espalhamento e à produção de elétrons secundários podem aumentar a dose absorvida localmente. Além disso, a prescrição da dose é geralmente realizada em pontos ou volumes de referência, de modo que variações espaciais na distribuição de dose podem resultar em regiões de sobredosagem na medula óssea em relação à dose nominal do tratamento. Estudos de dosimetria *in vivo* mostraram que, embora a maioria das regiões do corpo receba doses próximas à prescrição, as extremidades e o tórax geralmente recebem doses que excedem a quantidade prescrita em mais de 20% dos casos (Ganapathy *et al.*, 2012).

Considerando o fator clínico, a dose nos pulmões dos *phantoms* pediátricos ficou acima do limite de 12 Gy, ultrapassando o limiar de risco para ocorrência de pneumonite aguda (Constine *et al.*, 2024). Para reduzir a probabilidade de ocorrência desse efeito, seria necessária a colimação do feixe na região torácica, de modo a limitar a dose nos pulmões aos valores preconizados para pacientes pediátricos.

As diferenças entre modelos adultos e pediátrico podem resultar de múltiplos fatores anatômicos e dosimétricos. O presente estudo não isolou a contribuição de densidade óssea, espalhamento ou espessura radiológica, de modo que não se atribuiu causalidade a um único mecanismo.

5. CONCLUSÕES

O presente estudo teve como objetivo desenvolver e validar um modelo computacional de um feixe clínico de 6 MV de um acelerador linear modelo VersaHD por meio do método de Monte Carlo, utilizando o código MCNP 6.3, bem como aplicar esse modelo à simulação de um cenário de irradiação de corpo inteiro em objetos simuladores antropomórficos, do tipo malha, adultos e pediátricos.

A validação do modelo do acelerador foi a primeira etapa para garantir a confiabilidade das simulações realizadas. A comparação entre os resultados simulados e os dados experimentais demonstrou boa concordância para os parâmetros dosimétricos analisados, as curvas de PDD, os perfis laterais e o índice de qualidade de feixe $TPR_{20,10}$. As diferenças observadas ficaram dentro de limites clinicamente aceitáveis, compatíveis com os limites recomendados para o comissionamento de feixes em radioterapia. Esses resultados indicam que o modelo utilizado reproduz adequadamente as características físicas do feixe clínico investigado, permitindo sua utilização em estudos de distribuição de dose em diferentes cenários de irradiação.

Uma vez validado, o modelo foi aplicado à simulação de um cenário de TBI com longo SSD, permitindo estimar a dose absorvida em diferentes regiões anatômicas de objetos simuladores antropomórficos do tipo malha adulto e infantil, de ambos os sexos.

Os resultados obtidos evidenciaram variações na distribuição de dose entre diferentes regiões anatômicas, refletindo as diferenças da composição dos tecidos, da densidade dos órgãos e das dimensões corporais dos *phantoms*. De maneira singular, observou-se que as diferenças anatômicas entre os modelos pediátricos e adultos influenciam significativamente a deposição de dose, ressaltando a importância da faixa etária na avaliação dosimétrica em procedimentos de TBI. Essas diferenças demonstram a relevância da utilização de modelos anatômicos realistas, a exemplo dos *phantoms* de referência ICRP, na estimativa de dose absorvida em órgãos de risco, especialmente em cenários clínicos que necessitam da homogeneidade de dose ao longo do corpo.

Do ponto de vista metodológico, os resultados deste trabalho reforçam o papel do método de Monte Carlo como ferramenta robusta para a simulação do transporte de radiação em geometrias complexas. A possibilidade de modelagem detalhada do feixe e da anatomia humana permite a obtenção de estimativas mais realistas da distribuição de dose, contribuindo para o aprimoramento da caracterização dosimétrica em técnicas de irradiação especiais, como a TBI.

Entre as contribuições deste estudo destaca-se a relação entre a validação experimental do modelo do feixe clínico e sua aplicação em um cenário de TBI. O modelo validado fornece uma base robusta para análises comparativas posteriores e para a estimativa de dose absorvida

em diferentes contextos clínicos, possibilitando-o ser utilizado como uma ferramenta de controle de qualidade, não só de TBI, mas também de demais aplicações à radioterapia e à proteção radiológica.

Entretanto, algumas limitações devem ser consideradas. O estudo foi conduzido em um cenário de irradiação específico, não contemplando todas as possíveis variações técnicas empregadas em protocolos clínicos de TBI. Como perspectivas para trabalhos futuros, destaca-se a possibilidade de expandir o modelo desenvolvido para a avaliação de diferentes energias de feixe, geometrias de irradiação e técnicas de TBI utilizadas em prática clínica. Adicionalmente, a incorporação de elementos como compensadores pulmonares ou dispositivos de modulação de dose podem contribuir para análises ainda mais detalhadas da dose absorvida em órgãos de risco. A comparação entre resultados obtidos por simulação Monte Carlo e cálculos provenientes de sistemas de planejamento clínico, adicionadas a comparação da literatura de trabalhos que abordam *setup* mais detalhados, também representam uma linha promissora para investigações futuras.

Em síntese, o modelo desenvolvido neste estudo demonstrou capacidade de reproduzir adequadamente as características dosimétricas do feixe clínico analisado e de fornecer estimativas consistentes da distribuição de dose em cenários de TBI. Dessa forma, o trabalho contribui para o avanço das aplicações do método de Monte Carlo em radioterapia, particularmente em situações que demandam elevada precisão dosimétrica e representação anatômica realista.

DECLARAÇÃO DE USO DE INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL:

A autora declara ter utilizado o ChatGPT, ferramenta de inteligência artificial generativa desenvolvida pela OpenAI, como recurso auxiliar para revisão linguística, aprimoramento da redação, organização textual. Todo o conteúdo textual produzido ou modificado com auxílio da ferramenta foi revisado e validado pelo autor, que assume integral responsabilidade pelas informações, imagens e demais elementos apresentados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AC CAMARGO. Saiba tudo sobre a radioterapia. AC Camargo Câncer Center, 2022. Disponível em: <https://accamargo.org.br/sobre-o-cancer/tratamento-oncologico/saiba-tudo-sobre-radioterapia>. Acesso em: 09 abr. 2025.

ALMOND, Peter R. *et al.* AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. **Medical physics**, v. 26, n. 9, p. 1847-1870, 1999. DOI: [10.1118/1.598691](https://doi.org/10.1118/1.598691). Disponível em: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1118/1.598691> . Acesso em 01 abr. 2026.

AMERICAN CANCER SOCIETY. Cancer A-Z. Leukemia, c2022a. Disponível em: <https://www.cancer.org/cancer/leukemia.html>. Acesso em 08 jan. 2025.

BARTON, Michael B.; FROMMER, Michael; SHAFIQ, Jesmin. Role of radiotherapy in cancer control in low-income and middle-income countries. **The lancet oncology**, v. 7, n. 7, p. 584-595, 2006. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/S1470-2045\(06\)70759-8](https://doi.org/10.1016/S1470-2045(06)70759-8).

BEDFORD, J. L. *et al.* A phase space model of a Versa HD linear accelerator for application to Monte Carlo dose calculation in a real-time adaptive workflow. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 23, n. 9, p. e13663, 2022. DOI: <https://doi.org/10.1002/acm2.13663>. Disponível em: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1002/acm2.13663>. Acesso em: 02 mai. 2025.

BLENDER. Blender Foundation. v. 2. 04. [s. l.], 2022. Disponível em: <https://www.blender.org/download/>. Acesso em: 01 set. 2025.

BRASIL. Ministério da Saúde. **Manual para Técnicos em Radioterapia**. Brasília: Ministério da Saúde, 2000. Disponível em: https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files/media/document/pqrt_man_tec_rdtrp.pdf. Acesso em: 09 abr. 2025.

CARVALHO, T. *et al.* Taxa de mortalidade por leucemias no Brasil: um estudo epidemiológico. **Hematology, Transfusion and Cell Therapy**, v. 44, p. S652-S653, 2022. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.htct.2022.09.1121>. Acesso em: 27 jan. 2025.

CHAKAROVA, R. *et al.* Monte Carlo optimization of total body irradiation in a phantom and patient geometry. **Physics in Medicine & Biology**, v. 58, n. 8, p. 2461, 2013. DOI: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/58/8/2461>. Disponível em: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/58/8/2461/pdf>. Acesso em: 07 nov. 2025.

CHEN, G. Q.; ZHAO, J. W. Application and Implementation of Monte Carlo Method in Mechanical Engineering. **Applied Mechanics and Materials**, Zurich: Trans Tech Publications, v. 26-28, p. 925-928, 2010. DOI: <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMM.26-28.925>.

CONSTINE, L. S. et al. A User's Guide and Summary of Pediatric Normal Tissue Effects in the Clinic (PENTEC): Radiation Dose-Volume Response for Adverse Effects After Childhood Cancer Therapy and Future Directions. **International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics**, v. 119, n. 2, p. 321-337, 2024. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2023.09.005>. Disponível em: <https://www.redjournal.org/action/showPdf?pii=S0360-3016%2823%2907918-X>. Acesso em: 29 jan 2025.

DAMBROS, V. L. et al. Análise dos transplantes de medula óssea realizados no Brasil entre 2015 e 2020. **Hematology, Transfusion and Cell Therapy**, v. 43, supl. 1, p. S247-S248, 2021. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.htct.2021.10.420> Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2531137921005678?via%3Dihub>. Acesso em: 20 jan. 2025.

DEL NERO, R. A. et al. Validating a virtual source model based in Monte Carlo method for profiles and percent depth doses calculation. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, v. 7, n. 2A (Suppl.), 2019. DOI: <https://doi.org/10.15392/bjrs.v7i2A.689>. Disponível em: https://www.bjrs.org.br/revista/index.php/REVISTA/pt_BR/article/view/689/440. Acesso em: 01 jun. 2026.

GANAPATHY, K. et al.. Patient dose analysis in total body irradiation through in vivo dosimetry. **Journal of Medical Physics**, v. 37, n. 4, p. 214-218, 2012. DOI: <https://doi.org/10.4103/0971-6203.103607>. Disponível em: https://journals.lww.com/jomp/fulltext/2012/37040/patient_dose_analysis_in_total_body_irradiation.7.aspx. Acesso em: 20 jun. 2026.

GIEBEL, S. et al.. Extreme heterogeneity of myeloablative total body irradiation techniques in clinical practice: a survey of the Acute Leukemia Working Party of the European Group for Blood and Marrow Transplantation. **Cancer**, v. 120, n. 17, p. 2760-2765, 2014. DOI: <https://doi.org/10.1002/cncr.28768>. Disponível em: <https://acsjournals.onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/cncr.28768>. Acesso em 08 jan. 2025.

GÜNDEM, Esin; DIRICAN, Bahar. Impact of Monte Carlo statistical uncertainty on EGSnrc-based 6 MV beam modeling of an Elekta Synergy linear accelerator. **Radiation Sciences in Oncology**, v. 1, n. 1, p. 23-30, 2026. DOI: <https://doi.org/10.33066/RSO.2026.2>. Disponível em: <https://radiatscioncol.org/article/view/2/4>. Acesso em 01 jun. 2026.

HAN, Haegin et al.. POLY2TET: a computer program for conversion of computational human phantoms from polygonal mesh to tetrahedral mesh. **Journal of Radiological Protection**, v. 40, n. 4, p. 962-979, 2020. DOI: <https://doi.org/10.1088/1361-6498/abb360>. Disponível em: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1361-6498/abb360>. Acesso em 04 abr. 2025.

HELMAN, R. et al.. Leucemia mieloide aguda: atualidade brasileira de diagnóstico e tratamento. **Einstein**, [São Paulo], v. 9, p. 83-179, 2011. DOI: <https://doi.org/10.1590/S1679-45082011AO1853>. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/eins/a/NfRXrhd9ZssXXY87dFTHBtk/?format=html&lang=pt>. Acesso em: 27 jan. 2025.

HOEBEN, B. A. W. *et al.*. ESTRO ACROP and SIOPE recommendations for myeloablative Total Body Irradiation in children. **Radiotherapy and Oncology**, v. 173, p. 119–133, 2022. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2022.05.027>. Disponível em: <https://www.thegreenjournal.com/action/showPdf?pii=S0167-8140%2822%2904133-0>. Acesso em 27 jan 2025.

IAEA. **Technical Reports Series, n. 398**: Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. Rev. 1. Vienna: IAEA, 2024. Disponível em: https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/p15048-DOC-010-398-Rev1_web.pdf. Acesso em: 06 mai. 2026.

ICRP, 2002. ICRP Publication 89: basic anatomical and physiological data for use in radiological protection reference values. **Annals of the ICRP**, v. 32, n 3-4, 2002. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0146-6453\(03\)00002-2](https://doi.org/10.1016/S0146-6453(03)00002-2). Disponível em: https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB_32_3-4. Acesso em: 31 jan. 2025.

ICRP, 2009. ICRP Publication 110: adult reference computational phantoms. **Annals of the ICRP**, v. 39, n 2, 2009. Disponível em: <https://www.icrp.org/publication.asp?id=icrp%20publication%20110>. Acesso em: 31 jan. 2025.

ICRP, 2020. ICRP publication 145: adult mesh-type reference computational phantoms. **Annals of the ICRP**, v. 49, n. 3, p. 13-201, 2020. DOI: <https://doi.org/10.1177/0146645319893605>. Disponível em: <https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%20145>. Acesso em: 12 set. 2025.

ICRP, 2024. ICRP Publication 156: pediatric mesh-type reference computational phantoms. **Annals of the ICRP**, v. 53, n. 1-2, 2024. DOI: <https://doi.org/10.1177/01466453231210649>.

INCA (Brasil). **Estimativa 2026**: incidência de câncer no Brasil. Rio de Janeiro: INCA, 2026. 168 p. Disponível em: https://ninho.inca.gov.br/jspui/bitstream/123456789/17914/1/Estima2026_completo%20%281%29.pdf. Acesso em: 01 mai. 2026.

JORGE, L. *et al.* Whole-body irradiation before bone marrow transplantation. **Acta Med Port**, v. 3, n. 6, p. 337-340, 31 dez. 1990. DOI: 10.20344/amp.4598. Disponível em: <https://www.actamedicaportuguesa.com/revista/index.php/amp/article/view/4598>. Acesso em: 28 jan. 2025.

KASSAEE, A. *et al.* Doses near the surface during total-body irradiation with 15 MV X-rays. **International Journal of Cancer**, v. 96, n. S1, p. 125-130, 2001. DOI: <https://doi.org/10.1002/ijc.10349>. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1002/ijc.10349>. Acesso em: 29 jan. 2025.

KHAN, Faiz M.; GIBBONS, John P. **Khan's the physics of radiation therapy**. 5. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2014.

KLEIN, E. E. *et al.* Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. **Medical physics**, v. 36, n. 9, part. 1, p. 4197-4212, 2009. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.3190392>.

Disponível em: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1118/1.3190392>. Acesso em: 04 jan. 2025.

KULESZA, J. A. *et al.* **MCNP® code version 6.3.0: theory & user manual** (Nº. LA-UR-22-30006). Los Alamos: Los Alamos National Laboratory, 2022. Disponível em: https://mcnp.lanl.gov/pdf_files/TechReport_2022_LANL_LA-UR-22-30006Rev.1_KuleszaAdamsEtAl.pdf. Acesso em: 04 abr. 2025.

METROPOLIS, N.; ULAM, S. The Monte Carlo method. **Journal of the American Statistical Association**, v. 44, n. 247, p. 335–341, 1949. DOI: <https://doi.org/10.1080/01621459.1949.10483310>. Disponível em: <https://www.tandfonline.com/doi/epdf/10.1080/01621459.1949.10483310?needAccess=true>. Acesso em: 02 mai. 2025.

OHIRA, Shingo *et al.* Monte Carlo modeling of the agility MLC for IMRT and VMAT calculations. **in vivo**, v. 34, n. 5, p. 2371-2380, 2020. DOI: <https://doi.org/10.21873/invivo.12050>. Disponível em: <https://iv.iiajournals.org/content/invivo/34/5/2371.full.pdf>. Acesso em: 02 mai. 2025.

PASCHAL, H. M. *et al.* Monte Carlo modeling of the Elekta Versa HD and patient dose calculation with EGSnrc/BEAMnrc. **Journal of applied clinical medical physics**, v. 23, n. 9, p. e13715, 2022. DOI: <https://doi.org/10.1002/acm2.13715>. Disponível em: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1002/acm2.13715>. Acesso em: 07 nov. 2025.

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

SANTOS, M. M. F. *et al.* Leucemia mieloide, aguda e crônica: diagnósticos e possíveis tratamentos. **Revista Saúde em Foco**, Edição n. 11, p. 279, 2019. Disponível em: https://portal.unisepe.com.br/unifia/wp-content/uploads/sites/10001/2019/02/022_LEUCEMIA-MIELOIDE-AGUDA-E-CR%C3%94NICA-DIAGN%C3%93STICOS-E-POSS%C3%8DVEIS-TRATAMENTOS.pdf. Acesso em: 08 jan 2025.

SBTMO. **Diretrizes da Sociedade Brasileira de Transplante de Medula Óssea, 2012: II** Reunião de diretrizes da Sociedade Brasileira de Transplante de Medula Óssea. [s. l.]: Palavra Impressa. Editora. [2012]. Disponível em: https://sbtmo.org.br/wpcontent/uploads/2021/07/Diretrizes_da_Sociedade_Brasileira_de_Transplante_de_Medula_Ossea_2012_ISBN_978-85-88902-17-6.pdf. Acesso em: 28 jan. 2025.

SHEN, Y.; ZHOU, P.; CHEN, F. Production Decision Optimization Based on Monte Carlo Simulation and Genetic Algorithm. **High-Speed Electronic and Data Technology**, v. 4, n. 2, p. 89-95, 2024. DOI: <https://doi.org/10.54097/szwnhm85>. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/390186430_Production_Decision_Optimization_Based_on_Monte_Carlo_Simulation_and_Genetic_Algorithm. Acesso em: 02 mai. 2025.

SUNG, H. *et al.* Global cancer statistics 2020: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. **CA Cancer J. Clin**, v. 71, n. 3, p. 209-249. 2021. DOI: <https://doi.org/10.3322/caac.21660>. Disponível em:

<https://acsjournals.onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.3322/caac.21660>. Acesso em: 7 jan. 2025.

SWERDLOW, S. H. (ed); CAMPO E. (ed); HARRIS N. L. (ed); JAFFE E. S. (ed); PILERI S. A. (ed); STEIN H. (ed); THIELE J. (ed). **World Health Organization Classification of Tumours of Haematopoietic and Lymphoid Tissues**. 4. ed. Lyon: IARC Press, 2017.

TEIXEIRA, G. J. *et al.* Facilidades de códigos de Monte Carlo para obter CSR. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, v. 7, n. 3B, p. 1-13, 2019. DOI: <https://doi.org/10.15392/bjrs.v7i3B.891> Disponível em: https://www.bjrs.org.br/revista/index.php/REVISTA/pt_BR/article/view/891. Acesso em: 04 mar. 2025.

VAKITI, A.; MEWAWALLA, P. Acute Myeloid Leukemia. National Library of Medicine, 27 abr. 2024. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK507875/>. Acesso em: 08 jan. 2025.

VAN DYK, J.; GALVIN, J. M.; GLASGOW, G. P.; PODGORSK, E. B. *The physical aspects of total and half body photon irradiation: a report of Task Group 29, Radiation Therapy Committee, American Association of Physicists in Medicine*. New York: American Institute of Physics, 1986. (AAPM Report, n. 17). DOI: 10.37206/16. Disponível em: https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_17.pdf. Acesso em: 2 set. 2026

WATSON, F. *et al.* Multifidelity Monte Carlo method for rapid uncertainty quantification in CO₂ storage applications. **Computational Geosciences**, Dordrecht: Springer, v. 29, n. 2, p. 221-235, 2025. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10596-025-10372-8>. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.1007/s10596-025-10372-8>. Acesso em: 02 mai. 2025.

WONG, J. Y. C.; FILIPPI, A. R.; DABAJA, B. S.; YAHALOM, J.; SPECHT, L. Total Body Irradiation: Guidelines from the International Lymphoma Radiation Oncology Group (ILROG). **International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics**, v. 101, n. 3, p. 521-529, 2018. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2018.04.071>. Disponível em: [https://www.redjournal.org/article/S0360-3016\(18\)30749-1/fulltext](https://www.redjournal.org/article/S0360-3016(18)30749-1/fulltext). Acesso em: 08 jan. 2025.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. *Cancer*. Geneva: World Health Organization, 2026. Disponível em: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cancer>. Acesso em: 3 jan. 2026.

ZOU, Y. Application of Monte Carlo model in financial field. **Highlights in Business, Economics and Management**, v. 4, p. 1-6, 2023. DOI: <https://doi.org/10.54097/hbem.v10i.8139>. Disponível em: <https://drpress.org/ojs/index.php/HBEM/article/view/8139/7915>. Acesso em: 02 mai. 2025.