



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

Maryane Santos Ferreira

**MODELAGEM E VALIDAÇÃO MONTE CARLO DO ACELERADOR HALCYON™
PARA CARACTERIZAÇÃO DO BEAM STOPPER**

Uberlândia
2026

Maryane Santos Ferreira

**MODELAGEM E VALIDAÇÃO MONTE CARLO DO ACELERADOR HALCYON™
PARA CARACTERIZAÇÃO DO BEAM STOPPER**

Dissertação de Mestrado apresentada ao programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos necessários para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Orientador Prof. Dr. William de Souza Santos

Uberlândia
2026

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

F383
2026 Ferreira, Maryane Santos, 2002-
MODELAGEM E VALIDAÇÃO MONTE CARLO DO ACELERADOR
HALCYON PARA CARACTERIZAÇÃO DO BEAM STOPPER [recurso
eletrônico] / Maryane Santos Ferreira. - 2026.

Orientador: 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.2026.540>

Inclui bibliografia.

Inclui ilustrações.

1. Engenharia biomédica. I. Santos, William de Souza, 1979-,
(Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação
em Engenharia Biomédica. III. Título.

CDU: 62:61

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091

Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia
Biomédica

Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 3N, Sala 115 - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG,
CEP 38400-902

Telefone: (34) 3239-4761 - www.ppgeb.feelt.ufu.br - ppegb@feelt.ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Biomédica				
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 134, PPGEb				
Data:	quinze de julho de dois mil e vinte e seis	Hora de início:	09:00	Hora de encerramento:	10:30
Matrícula do Discente:	12422EBI007				
Nome do Discente:	Maryane Santos Ferreira				
Título do Trabalho:	Modelagem e validação Monte Carlo do acelerador Halcyon™ para caracterização do beam stopper				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Tecnologias em Radiações, Imagens Médicas e Biológicas				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Dosimetria de alta precisão de pacientes pediátricos em radioterapia e em medicina nuclear diagnóstica utilizando simulação Monte Carlo				

Reuniu-se via plataforma ConferênciaWeb, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: João Vinícius Batista Valença - UFCSPA; Lucio Pereira Neves - INFIS/UFU; William de Souza Santos - PPGEb/UFU/INFIS/UFS orientador da candidata.

Iniciando os trabalhos, o presidente da mesa, Dr. William de Souza Santos, apresentou a Comissão Examinadora e a candidata, agradeceu a presença do público e concedeu à 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, o senhor 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 a candidata:

Aprovada.

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

O competente diploma será expedido após o 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 **Lucio Pereira Neves, Professor(a) do Magistério Superior**, em 15/07/2026, às 10:34, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **João Vinícius Batista Valença, Usuário Externo**, em 15/07/2026, às 10:37, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **William de Souza Santos, Usuário Externo**, em 15/07/2026, às 10:37, 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 **7480191** e o código CRC **4B13520D**.

RESUMO

O acelerador linear Varian Halcyon™, de arquitetura *O-Ring* e colimação integralmente *jawless* por colimador multilâminas de dupla camada, possui, em posição oposta ao isocentro, um *beam stopper* de elevado número atômico, cuja função radioprotetora ainda carece de caracterização quantitativa. Este trabalho teve por objetivo desenvolver, validar e aplicar um modelo geométrico do cabeçote do Halcyon™ no código de transporte de radiação MCNP6.2, fundamentado no método estocástico de Monte Carlo, a fim de caracterizar o desempenho do *beam stopper* na blindagem estrutural e na dose ao paciente. O modelo, composto pelo alvo, pelo colimador primário, pelo colimador multilâminas de dupla camada e pelo *beam stopper* de liga de chumbo-antimônio (11,34 g/cm³), foi validado por comparação com os dados de comissionamento clínico do sistema de planejamento Eclipse. Empregou-se o índice gama, nos critérios 3%/3 mm e 2%/2 mm, sobre curvas de dose percentual em profundidade e perfis laterais de sete campos, de 2 × 2 a 28 × 28 cm². A validação evidenciou concordância satisfatória entre o modelo e os dados clínicos, com taxas de aprovação superiores a 95% no critério 3%/3 mm na maioria das configurações e desvios esperados apenas nos campos de menores dimensões. Uma vez validado o modelo, estimou-se a atenuação do feixe primário pelo *beam stopper* e sua contribuição à barreira primária do *bunker*. Em seguida, reconstruiu-se um plano clínico real de radioterapia por arcos volumétricos modulados (VMAT) de próstata, a partir do registro de trajetória (*trajectory log*) do equipamento e do simulador antropomórfico AM da ICRP 145, a fim de quantificar a dose periférica e superficial associada ao retroespalhamento do componente. O *beam stopper* mostrou-se atenuador eficaz do feixe primário transmitido no eixo central, com atenuação equivalente a 2,58–2,98 camadas decirredutoras (TVL). Seu efeito sobre a dose ao paciente revelou-se real, porém clinicamente desprezível: inferior a 1,4%, restrito a estruturas ósseas corticais distais e fora do campo de tratamento, no sentido de um pequeno acréscimo de dose por retroespalhamento, e sem significância estatística nas regiões irradiadas. Conclui-se que o *beam stopper* atua essencialmente como elemento de blindagem, com influência trivial sobre a dose terapêutica, e que o modelo desenvolvido constitui ferramenta validada para estudos dosimétricos e de radioproteção em aceleradores de arquitetura semelhante à do Halcyon™.

Palavras-chave: Método de Monte Carlo; MCNP6.2; Acelerador linear Halcyon; *Beam stopper*; Radioproteção.

ABSTRACT

The Varian Halcyon™ linear accelerator, featuring an *O-Ring* architecture and fully jawless collimation by a dual-layer multileaf collimator, has a high-atomic-number beam stopper positioned opposite the isocenter, whose radiation-protection function still requires quantitative characterization. This work aimed to develop, validate, and apply a geometric model of the Halcyon™ treatment head in the MCNP6.2 radiation transport code, based on the stochastic Monte Carlo method, in order to characterize the performance of the beam stopper in structural shielding and in patient dose. The model, comprising the target, the primary collimator, the dual-layer multileaf collimator, and the lead–antimony alloy beam stopper (11.34 g/cm³), was validated against the clinical commissioning data of the Eclipse treatment planning system. The gamma index was used, with the 3%/3 mm and 2%/2 mm criteria, on percentage depth-dose curves and lateral profiles for seven field sizes, from 2 × 2 to 28 × 28 cm². The validation showed satisfactory agreement between the model and the clinical data, with passing rates above 95% under the 3%/3 mm criterion in most configurations and deviations expected only for the smallest field sizes. Once the model was validated, the attenuation of the primary beam by the beam stopper and its contribution to the primary barrier of the bunker were estimated. A real clinical prostate volumetric modulated arc therapy (VMAT) plan was then reconstructed from the accelerator's trajectory log and the ICRP 145 AM anthropomorphic phantom, in order to quantify the peripheral and surface dose associated with backscatter from the component. The beam stopper proved to be an effective attenuator of the primary beam transmitted along the central axis, equivalent to 2.58–2.98 tenth-value layers (TVL). Its effect on patient dose was found to be real but clinically negligible: below 1.4%, restricted to distal cortical bone structures outside the treatment field, corresponding to a small increase in dose due to backscatter and with no statistical significance in the irradiated regions. It is concluded that the beam stopper acts essentially as a shielding element, with trivial influence on the therapeutic dose, and that the developed model constitutes a validated tool for dosimetric and radiation-protection studies in accelerators with an architecture similar to that of the Halcyon™.

Keywords: Monte Carlo method; MCNP6.2; Halcyon linear accelerator; Beam stopper; Radiation protection.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Secção transversal do pórtico do sistema halcyon, do painel de megavoltagem e do Beam Stop.	19
Figura 2. Diagrama esquemático do modelo geométrico do Halcyon™ desenvolvido no MCNP6.2 (a) vista sagital; (b) detalhe do MLC de dupla camada.	45
Figura 3. Geometria 3D implementada no código MCNP para o Halcyon™, detalhando o pórtico O-Ring, o simulador antropomórfico e o beam stopper.	46
Figura 4. Malha de pontuação (mesh tally) sobre a geometria posicionada no piso.	52
Figura 5. Representação geométrica (corte axial) dos principais equipamentos do acelerador Halcyon e do simulador antropomórfico AM.	54
Figura 6. Fluxo de processamento, por control point, do script de geração automática dos 531 arquivos de input do MCNP para a reconstrução do plano VMAT.	59
Figura 7. Comparação das curvas de PDD (MCNP6.2 × TPS) para os sete campos em água.	64
Figura 8. Perfis laterais inplane MCNP6.2 × TPS na profundidade de $d_{\text{máx}}$ 1,4 cm.	66
Figura 9. Perfis laterais inplane MCNP6.2 × TPS na profundidade de $d_{\text{máx}}$ 5 cm.	67
Figura 10. Perfis laterais inplane MCNP6.2 × TPS na profundidade de $d_{\text{máx}}$ 10 cm.	68
Figura 11. Perfis laterais inplane MCNP6.2 × TPS na profundidade de $d_{\text{máx}}$ 20 cm.	69
Figura 12. Perfis laterais inplane MCNP6.2 × TPS na profundidade de $d_{\text{máx}}$ 30,0 cm.	70
Figura 13. Mapa da fluência fotônica do piso em escala logarítmica, com e sem o beam stopper para o campo de 10 x 10 cm ²	75
Figura 14. Mapa da fluência fotônica do piso em escala logarítmica, com e sem o beam stopper para o campo de 28 x 28 cm ²	76
Figura 15. Perfil radial da fluência no piso (com x sem o beam stopper) para os campos de 10 x 10 (a) e 28 x 28 cm ² (b).	77

Figura 16. Dose média por estruturam em percentual da dose média do PTV, para o plano completo.	80
Figura 17. Distribuição de dose do plano VMAT completo no simulador antropomórfico AM (cortes axial, coronal e sagital), relativa à dose no PTV.....	81
Figura 18. Distribuição de dose do plano VMAT no simulador antropomórfico AM (cortes axial, coronal e sagital), relativa à dose no PTV arco 1.	82
Figura 19. Distribuição de dose do plano VMAT no simulador antropomórfico AM (cortes axial, coronal e sagital), relativa à dose no PTV arco 2.	82
Figura 20. Distribuição de dose do plano VMAT no simulador antropomórfico AM (cortes axial, coronal e sagital), relativa à dose no PTV arco 3.	83
Figura 21. Dose relativa com e sem beam stopper por estrutura.....	86
Figura 22. Diferença percentual ($\Delta\%$) do beam stopper por estrutura.	89
Figura 23. Significância estatística da diferença de dose por estrutura, $z = (D_{sem} - D_{com})/\sigma$	90

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Materiais empregados no modelo geométrico do Hlacyon™ no MCNP6.2.	46
Tabela 2. Estruturas anatômicas de interesse modeladas e respectivas células no simulador antropomórfico AM.	56
Tabela 3. Taxas de aprovação gama e diferença média de dose máxima para as curvas de PDD (MCNP6.2 × TPS Eclipse-AAA), por tamanho de campo.	63
Tabela 4. Taxas de aprovação gama médias (cinco profundidades) e diferença média de dose na região interna do campo para os perfis laterais inplane (MCNP6.2 × TPS Eclipse-AAA), para cada campo.	65
Tabela 5. Atenuação do feixe primário no eixo central pelo beam stopper no piso.	75
Tabela 6. Dose média por estrutura no plano completo relativa ao alvo e em valor absoluto, com erro relativo (R) estatístico.	79
Tabela 7. Dose média por estrutura em cada arco, normalizada pela dose prescrita no alvo...	84
Tabela 8. Contribuição absoluta de cada arco à dose em função da quantidade de unidades monitoras: 449 UM (arco 1), 425 UM (arco 2), 459 UM (arco 3) e UM total de 1333.	84
Tabela 9. Erro relativo estatístico no alvo por nível de combinação.	85
Tabela 10. Efeito do beam stopper por estrutura variação relativa Δ da dose absoluta entre as reconstruções sem e com a placa, erro associado e significância z.	88

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAA	Anisotropic Analytical Algorithm
AAPM	American Association of Physicists in Medicine
ACE	A Compact ENDF (formato de biblioteca de seções de choque)
ACUROS XB	Acuros External Beam
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CP	Control point (ponto de controle)
CPE	Charged Particle Equilibrium (equilíbrio de partículas carregadas)
DLG	Dosimetric Leaf Gap
DTA	Distance-to-Agreement
ENDF/B	Evaluated Nuclear Data File
EPDL97	Evaluated Photon Data Library (versão de 1997)
FFF	Flattening Filter Free
FOM	Figure of Merit
IAEA	Agência Internacional de Energia Atômica
ICRP	International Commission on Radiological Protection
IMRT	Radioterapia de Intensidade Modulada
IOE	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto
LINAC	Acelerador Linear
MC	Monte Carlo
MCNP	Monte Carlo N-Particle
MLC	Colimador Multilâminas
NCRP	National Council on Radiation Protection and Measurements
NPS	Number of Particle histories (cartão do MCNP nº de histórias)
OAR	Organ at Risk (órgão de risco)
PDD	Percentual de Dose em Profundidade
PDF	Probability Density Function (função densidade de probabilidade)
PTV	Planning Target Volume (volume alvo de planejamento)

SAD	Source-to-Axis Distance (distância fonte-eixo/isocentro)
SDEF	Source Definition (cartão de definição da fonte no MCNP)
SSD	Source-to-Surface Distance (distância fonte-superfície)
TPS	Sistema de Planejamento de Tratamento
TRCL	Cartão de transformação de coordenadas de célula
TVL	Tenth-Value Layer (camada decirredutora)
UM	Unidade Monitora
VMAT	Radioterapia em Arco Volumétrico Modulado
VOV	Variance of the Variance

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	12
2. OBJETIVOS	15
2.1. Geral	15
2.2. Específicos	15
3. REFERENCIAL TEÓRICO	16
3.1 Arquitetura e características do sistema Halcyon™	16
3.1.1. <i>Geometria O-Ring e estabilidade isocêntrica</i>	<i>16</i>
3.1.2. <i>Tecnologia flattening filter free (FFF) para o espectro e taxas de dose</i>	<i>17</i>
3.1.3. <i>Colimação jawless e sistema MLC de dupla camada</i>	<i>18</i>
3.1.4. <i>Composição e função primária do Beam stopper</i>	<i>19</i>
3.2. Interação da radiação de megavoltagem em interfaces de alto Z	20
3.2.1. <i>Efeito fotoelétrico e cauda de baixa energia do feixe FFF</i>	<i>20</i>
3.2.2. <i>Espalhamento Compton e física da radiação retroespalhada</i>	<i>22</i>
3.2.3. <i>Radiação de freamento secundária em meios densos</i>	<i>23</i>
3.3. Simulação Monte Carlo	24
3.3.1. <i>Fundamentos do transporte estocástico de partículas</i>	<i>24</i>
3.3.2. <i>Bibliotecas de seções de choque</i>	<i>26</i>
3.3.3. <i>Estimadores de dose (tallies) e incertezas estatísticas</i>	<i>27</i>
3.3.4. <i>Definição da fonte (SDEF) para feixes FFF de 6 MV</i>	<i>30</i>
3.4. Métodos de cálculo de dose em sistemas de planejamento (TPS)	31
3.4.1 <i>Índice Gama na radioterapia</i>	<i>33</i>
3.5. Proteção radiológica e blindagem em sistemas O-Ring	34
3.5.1. <i>Princípios de proteção radiológica e marco regulatório</i>	<i>34</i>
3.5.2. <i>Grandezas fundamentais para cálculo de blindagem</i>	<i>36</i>
3.5.3. <i>Barreiras primárias, secundárias e cálculo de transmissão</i>	<i>38</i>
3.5.4. <i>Particularidades dos sistemas com beam stopper na redução de barreiras</i>	<i>40</i>
3.6. Implicações clínicas da dose periférica e cutânea	41
4. MATERIAIS E MÉTODOS	43
4.1. Modelagem geométrica do cabeçote no código MCNP6.2	43
4.2. Definição da fonte e parâmetros de simulação	46
4.3. Validação dosimétrica frente ao TPS Eclipse	48
4.4. Simulação da blindagem estrutural da sala de tratamento	50

4.5. Simulação de um VMAT de próstata através de arquivos <i>trajectory logs</i>	53
4.5.1. <i>Origem dos dados clínicos e características do plano VMAT</i>	54
4.5.2. <i>Trajectory log do Halcyon (estrutura e parsing do formato VOSTL)</i>	55
4.5.3. <i>Geração automatizada dos inputs MCNP6.2 por discretização step-and-shoot</i>	57
4.5.4. <i>Configurações dosimétricas tally F6 e correção da normalização em estruturas voxelizadas</i>	60
4.5.4.1. <i>Correção da normalização do tally F6 em lattice</i>	60
4.5.4.2. <i>Calibração para conversão em cGy</i>	60
4.5.5. <i>Composição da dose total e análise de convergência estatística</i>	61
4.5.5.1. <i>Soma ponderada das contribuições dos control points</i>	61
4.5.5.2. <i>Análise de convergência estatística</i>	61
4.5.6. <i>Execução paralelizada e tempo computacional</i>	62
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO	63
5.1. Validação dosimétrica do modelo MCNP6.2	63
5.1.1. <i>Percentuais de dose em profundidade (PDDs)</i>	63
5.1.2. <i>Perfis laterais inplane</i>	65
5.1.3. <i>Síntese da concordância dosimétrica</i>	71
5.1.4. <i>Adequação dos parâmetros físicos da simulação</i>	72
5.1.5. <i>Domínio de aplicabilidade do modelo validado</i>	73
5.1.6. <i>Limitações da abordagem comparativa adotada</i>	73
5.2. Contribuição do <i>beam stopper</i> à blindagem da barreira primária	74
5.2.1. <i>Atenuação do feixe primário no eixo</i>	74
5.2.2. <i>Distribuição espacial da fluência e predominância do espalhamento</i>	76
5.3. Resultados da reconstrução VMAT prostática	78
5.3.1. <i>Dose absoluta no plano completo</i>	78
5.3.2. <i>Contribuição dosimétrica individual dos arcos</i>	83
5.3.3. <i>Convergência estatística</i>	84
5.3.4. <i>Efeito do beam stopper</i>	85
6. CONCLUSÕES	92
Referências	94

1. INTRODUÇÃO

A radioterapia moderna combina técnicas como a radioterapia de intensidade modulada (IMRT) e a radioterapia em arcos volumétricos modulados (VMAT) com sistemas de imagem de alta resolução, permitindo a entrega de doses altamente conformacionais ao volume-alvo de tratamento e a preservação de tecidos sadios adjacentes (Saroj *et al.*, 2024). Apesar dos avanços em conformidade, a dose absorvida fora do volume de tratamento permanece uma preocupação clínica relevante por não contribuir para o controle tumoral e estar associada a toxicidades tardias e a riscos estocásticos, em especial à indução de neoplasias secundárias radioinduzidas (AAPM, 2017; Neves; Rodrigues, 2024).

Acompanhando a evolução das técnicas de tratamento, foi lançado em 2017 pela Varian Medical Systems, o sistema Halcyon™ que propõe uma reformulação arquitetural, em comparação aos linacs tradicionais, ao adotar pórtico fechado em anel (*O-Ring*) em substituição à clássica configuração em braço C (*C-arm*). Essa geometria oferece maior rigidez mecânica, estabilidade isocêntrica submilimétrica e velocidade de rotação do *gantry* de até 4 rpm, viabilizando tempos de tratamento curtos em técnicas moduladas (Wang *et al.*, 2022; Varian Medical Systems, 2023). O equipamento opera exclusivamente com feixe de fótons de 6 MV no modo *flattening filter free* (FFF), entregando taxas de dose de até 800 UM/min e perfil de fluência cônico característico, com maior intensidade no eixo central e decaimento radial (Xiao *et al.*, 2015; Pathak *et al.*, 2021).

A colimação no Halcyon dispensa as mandíbulas móveis e é totalmente realizada por um colimador multilâminas (MLC) de dupla camada. O sistema possui 58 lâminas na camada superior e 56 na inferior, com deslocamento lateral de 0,5 cm entre as camadas, com a finalidade de reduzir o vazamento interfolhas a níveis inferiores a 0,5% e conforma campos de até 28×28 cm² no isocentro. As lâminas operam em até 5 cm/s, o dobro da velocidade dos MLCs convencionais da Varian, característica essa que favorece a modulação rápida de dose em VMAT (Lim *et al.*, 2019; Kim *et al.*, 2019; Netherton *et al.*, 2019).

Em frente à fonte de radiação, no pórtico oposto, está o *beam stopper*, dispositivo composto por liga de chumbo-antimônio encapsulada em aço de 10 mm de espessura. Sua função primária é atenuar o feixe primário transmitido através do paciente, possibilitando a redução da espessura das barreiras primárias de blindagem do *bunker* e, consequentemente, dos custos e do espaço requeridos por instalações de radioterapia (Cai *et al.*, 2021; Caravani; Murry; Healy, 2022). Apesar desse benefício estrutural, a presença de material de elevado número

atômico (Z) próximo ao paciente configura o *beam stopper* como fonte potencial de radiação secundária. Estudos recentes evidenciam que fótons retroespalhados e elétrons de baixa energia originados nessa interface podem incrementar a dose cutânea do paciente, com magnitude clinicamente relevante em campos pélvicos (Choi *et al.*, 2024; Lankinen *et al.*, 2025). Avaliar quantitativamente esse ganho em blindagem estrutural versus contribuição à dose periférica é, portanto, condição necessária para uma análise completa do desempenho radioprotetor do componente *beam stopper*.

A quantificação dessa contribuição secundária é, contudo, limitada pelos sistemas de planejamento de tratamento (TPS) comerciais. Os algoritmos analíticos atualmente empregados na plataforma Eclipse para Halcyon, AAA (*Anisotropic Analytical Algorithm*) e Acuros XB, são otimizados para o cálculo dosimétrico no interior do volume irradiado, mas subestimam sistematicamente a dose fora do campo, com discrepâncias que crescem progressivamente com a distância da borda (Shine *et al.*, 2019). A limitação é particularmente acentuada em interfaces de alto Z , nas quais o transporte de elétrons secundários e o retroespalhamento dependem de processos físicos não modelados de forma adequada por kernels convolucionais (Akyol *et al.*, 2019).

Diante dessas restrições, o método de Monte Carlo (MC) consolidou-se como referência para a simulação de transporte de radiação em geometrias complexas e meios heterogêneos (AAPM, 2007; Reynaert *et al.*, 2006). Códigos como o MCNP6.2 (Werner *et al.*, 2018) reproduzem evento a evento as interações fotônicas e eletrônicas, incorporando, por meio das bibliotecas de seções de choque, correções para elétrons ligados (fator $S(q,Z)$) que são determinantes na descrição do retroespalhamento em materiais densos. No contexto específico do Halcyon, no entanto, existem poucos estudos dedicados à quantificação deste fenômeno, por simulação Monte Carlo, da contribuição do *beam stopper* à dose periférica em tratamentos clínicos reais de VMAT.

Neste cenário, o presente trabalho propõe o desenvolvimento e a validação de um modelo geométrico computacional do Linac Varian Halcyon™ no código MCNP6.2, com representação detalhada do MLC de dupla camada e do *beam stopper*. A validação é conduzida pela comparação com dados de comissionamento clínico do TPS Eclipse de um serviço de

radioterapia do Hospital de Amor Interestadual de Lagarto/SE, considerando sete tamanhos de campo, curvas de dose percentual em profundidade (PDD) e perfis laterais.

Validado o modelo, sua aplicação é estendida em duas frentes complementares. A primeira consiste na avaliação quantitativa da eficácia do *beam stopper* enquanto componente de blindagem, por meio da estimativa da transmissão do feixe primário e da contribuição relativa do dispositivo à atenuação requerida pelas barreiras estruturais do *bunker*. A segunda consiste na análise do retroespalhamento gerado pelo dispositivo em um plano clínico real de próstata em VMAT, no qual o arco contínuo é discretizado pela técnica *step-and-shoot* e alimentado pelos *trajectory logs* do acelerador, arquivos que registram o comportamento mecânico real e a entrega efetiva do feixe. O uso desses dados permite reproduzir computacionalmente a entrega clínica realizada, e viabiliza a quantificação independente da dose periférica e cutânea associada ao retroespalhamento na superfície do paciente.

2. OBJETIVOS

2.1. Geral

Desenvolver, validar e aplicar um modelo geométrico computacional do acelerador Varian Halcyon™ no código MCNP6.2, com fidelidade dosimétrica equivalente à do sistema de planejamento de tratamento (TPS) Eclipse, com vistas à caracterização do desempenho radioprotetor do *beam stopper*, tanto na atenuação do feixe primário em estudos de blindagem estrutural quanto na contribuição à dose periférica e cutânea do paciente em tratamentos clínicos de próstata por radioterapia em arcos volumétricos modulados (VMAT).

2.2. Específicos

- Reproduzir, no código MCNP6.2, a geometria do cabeçote do acelerador Halcyon™, com representação detalhada de seus principais componentes de conformação e atenuação do feixe em particular, o colimador multilâminas (MLC) de dupla camada e o *beam stopper*.
- Simular, em fantoma virtual de água, parâmetros dosimétricos fundamentais para os tamanhos de campo de 2×2 , 4×4 , 6×6 , 8×8 , 10×10 , 20×20 e 28×28 cm², compreendendo curvas de dose percentual em profundidade (PDD) e perfis laterais.
- Validar o modelo por comparação direta entre as distribuições simuladas e os dados de comissionamento clínico do TPS Eclipse, quantificando a concordância das curvas de dose percentual em profundidade e dos perfis laterais por meio do índice gama, nos critérios 3%/3 mm e 2%/2 mm.
- Estimar, com base no modelo validado, a transmissão do feixe primário pelo *beam stopper* e quantificar sua contribuição à atenuação total requerida pelas barreiras primárias do *bunker*, com o intuito de avaliar seu papel na redução das exigências de blindagem estrutural.
- Quantificar a dose superficial e periférica associada ao retroespalhamento gerado pelo *beam stopper* em um plano clínico real de próstata em VMAT, mediante simulação MC alimentada pelos *trajectory logs* do acelerador, com discretização do arco contínuo pela técnica *step-and-shoot*.

3. REFERENCIAL TEÓRICO

3.1 Arquitetura e características do sistema Halcyon™

3.1.1. Geometria O-Ring e estabilidade isocêntrica

A configuração convencional de aceleradores lineares clínicos baseia-se na arquitetura em braço C (*C-arm*), na qual o cabeçote de tratamento e o sistema de detecção de imagem são acoplados em extremidades opostas de um pórtico rotativo aberto. Embora consagrada por décadas, essa configuração é mecanicamente assimétrica pois o peso do cabeçote, colimadores e dos componentes auxiliares concentrados em uma única extremidade produz uma flexão gravitacional dependente do ângulo do *gantry*. Essas flexões resultam em desvios isocêntricos que variam tipicamente entre 0,5 mm e 1,0 mm ao longo de um arco completo de rotação (Rowshanfarzad *et al.*, 2011; Greer, 2011). Em modalidades dinâmicas, como a radioterapia arco volumétrica modulada (VMAT), essas instabilidades podem comprometer a exatidão geométrica e dosimétrica da entrega.

A arquitetura em anel fechado (*O-Ring*) reduz essa limitação por meio da distribuição simétrica da estrutural em torno do eixo de rotação. O sistema Varian Halcyon™, introduzido em 2017, adota um pórtico cilíndrico com diâmetro interno (*bore*) de 100 cm e distância fonte-isocentro (*source-to-axis distance* SAD) de 100 cm. Essa geometria permite velocidades angulares de até 4 rpm, aproximadamente quatro vezes superiores às observadas em sistemas *C-arm* convencionais (Pathak *et al.*, 2021; Wang *et al.*, 2022). A integridade do anel fechado elimina a flexão gravitacional dependente do ângulo e amplia a rigidez do conjunto, reduzindo as incertezas espaciais associadas à dinâmica rotacional.

A estabilidade mecânica resultante reflete-se em um isocentro submilimétrico. Estudos de comissionamento e de garantia de qualidade do sistema Halcyon™ reportam, por meio de testes do tipo Winston-Lutz e *star-shot*, desvios típicos inferiores a 0,3 mm em todos os eixos espaciais, valores significativamente menores que os registrados em aceleradores convencionais e em estrita conformidade com as tolerâncias exigidas para protocolos de radioterapia estereotóxica (Lim *et al.*, 2019; Pathak *et al.*, 2021). Essa estabilidade, aliada à rapidez da rotação do pórtico, fundamenta a viabilidade de protocolos com tempos de tratamento reduzidos em técnicas de intensidade modulada.

3.1.2. Tecnologia *flattening filter free* (FFF) para o espectro e taxas de dose

Aceleradores lineares clínicos convencionais para feixes de fótons em megavoltagem incluem, na trajetória do feixe entre o alvo de *bremsstrahlung* e o sistema de colimação primária, um filtro achatador (*flattening filter*), bloco metálico cônico, geralmente fabricado em aço, latão ou tungstênio. Sua função primária é homogeneizar a fluência de fótons no plano transversal ao eixo central, compensando a distribuição angular intrínseca da emissão de *bremsstrahlung*, que é fortemente concentrada na direção frontal, gerando perfis de dose planos na profundidade de referência (Xiao *et al.*, 2015). Esse perfil achatado foi, por décadas, requisito para a entrega uniforme de dose em campos abertos, sendo compatível com as técnicas tradicionais de radioterapia conformacional bidimensional e tridimensional.

A remoção desse componente, configurando o modo *flattening filter free* (FFF), altera significativamente as propriedades físicas do feixe terapêutico. Espacialmente, o perfil de fluência transversal assume a conformação cônica natural da distribuição angular do *bremsstrahlung*, exibindo máxima intensidade no eixo central e decaimento radial monotônico (Saroj *et al.*, 2024). Espectralmente, na ausência do bloco metálico, que absorveria preferencialmente os fótons de menor energia, o feixe não sofre endurecimento espectral; consequentemente, a fração de fótons com energia inferior a 1 MeV aumenta significativamente na fluência total, deslocando a energia média efetiva do feixe para valores inferiores aos observados em feixes filtrados de mesma tensão nominal de aceleração (Parsai *et al.*, 2007). Concomitantemente, a ausência de atenuação primária eleva substancialmente a taxa de dose disponível na profundidade de referência; para feixes de 6 MV, esse incremento corresponde tipicamente a um fator de 2 a 2,5 em relação à operação no modo filtrado.

No sistema Varian Halcyon™, o modo FFF constitui a configuração exclusiva de operação clínica. O equipamento opera com tensão nominal de aceleração de 6 MV e disponibiliza taxas de dose de até 800 UM/min (Pathak *et al.*, 2021; Varian Medical Systems, 2023), valor compatível com a faixa superior reportada para feixes FFF de 6 MV em outras plataformas comerciais (Xiao *et al.*, 2015). A energia média efetiva desse feixe é estimada entre 1,4 e 1,5 MeV, com a componente espectral de baixa energia representando fração substancial da fluência primária.

A preservação da cauda de baixa energia no espectro primário aumenta a probabilidade relativa de interações por efeito fotoelétrico em meios de elevado número atômico, em comparação a feixes filtrados de mesma tensão nominal (Parsai; Pearson; Kvale, 2007; Xiao *et*

al., 2015). Em componentes que contenham materiais de alto Z na trajetória do feixe, essa contribuição se manifesta como produção intensificada de elétrons secundários e fótons retroespalhados de baixa energia (Attix, 2004).

3.1.3. Colimação *jawless* e sistema MLC de dupla camada

Aceleradores lineares clínicos convencionais empregam, na trajetória do feixe, três níveis hierárquicos de colimação. Imediatamente abaixo do alvo de *bremssstrahlung*, um colimador primário fixo, bloco cônico de tungstênio que define o ângulo máximo de divergência do feixe emergente. Abaixo, pares de mandíbulas móveis ortogonais (*jaws* X e Y) que delimitam o tamanho retangular do campo de tratamento. E, por fim, um colimador multilâminas (MLC) que executa a conformação fina do campo e, em técnicas dinâmicas, viabiliza a modulação da fluência (Khan; Gibbons, 2014). O sistema Varian Halcyon™ adota uma arquitetura distinta, denominada *jawless* em que o colimador primário fixo é mantido, mas as mandíbulas móveis são suprimidas, e a delimitação do campo aberto é integralmente transferida ao sistema de colimadores multilâminas, que passa a acumular as funções de delimitação primária e de conformação fina (Kim *et al.*, 2019; Lim *et al.*, 2019).

Para suprir a função de delimitação do campo sem o uso de mandíbulas, o Halcyon™ adota um colimador multilâminas em dupla camada (*dual-layer*), constituído por dois conjuntos de lâminas de tungstênio empilhados verticalmente em relação ao eixo do feixe. A camada proximal possui 58 lâminas e a camada distal, 56 lâminas. Cada lâmina projeta-se no isocentro com largura efetiva de 1 cm e apresenta extremidade arredondada (*rounded leaf tip*), geometria que reduz a variação da penumbra ao longo do percurso de deslocamento. O conjunto conforma campos de até $28 \times 28 \text{ cm}^2$ no isocentro (Lim *et al.*, 2019; Pathak *et al.*, 2021).

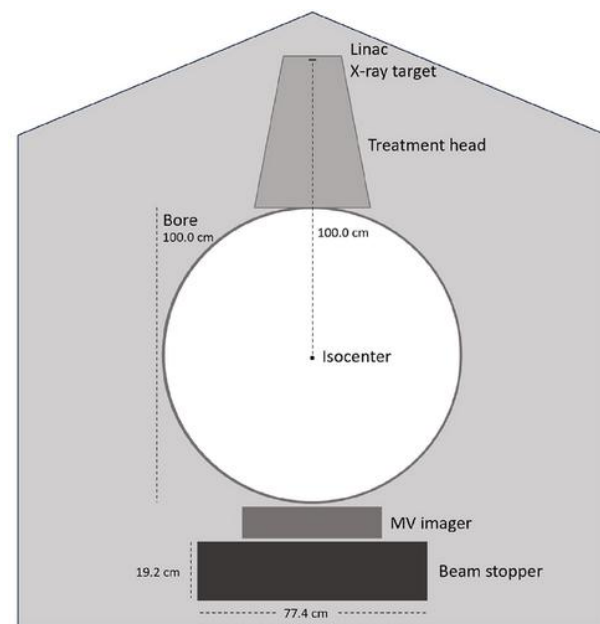
A característica geométrica determinante do arranjo *dual-layer* é o deslocamento lateral (*offset*) de 0,5 cm que é equivalente à metade da largura projetada de uma lâmina, entre os eixos longitudinais das duas camadas. Em colimadores monocamada, as frestas microscópicas entre lâminas adjacentes permitem a transmissão direta de uma fração do feixe primário, fenômeno conhecido como vazamento interfolhas (*interleaf leakage*). No arranjo escalonado do Halcyon™, as junções interfolhas de uma camada coincidem geometricamente com o corpo das lâminas da camada oposta, eliminando a linha de visão direta entre a fonte e o paciente através das aberturas. O resultado é a redução significativa desse vazamento, com valores reportados na literatura tipicamente inferiores a 0,5% (Lim *et al.*, 2019; Kim *et al.*, 2019).

Além do design estrutural otimizado para atenuação, o sistema destaca-se por sua capacidade cinemática. As lâminas do MLC deslocam-se a velocidades de até 5,0 cm/s, aproximadamente o dobro da velocidade máxima observada no modelo Millennium da mesma fabricante (Netherton *et al.*, 2019). Essa capacidade sustenta a operação sob as elevadas taxas de dose características do modo FFF e viabiliza tempos de tratamento reduzidos em técnicas IMRT e VMAT, nas quais o movimento rápido das lâminas precisa acompanhar a continuidade da rotação do *gantry* e a modulação da fluência.

3.1.4. Composição e função primária do *Beam stopper*

O sistema Varian Halcyon™ integra, no pórtico oposto à fonte de radiação, um atenuador primário de feixe denominado *beam stopper*. A função central deste dispositivo estrutural é interceptar e atenuar a porção do feixe primário que é transmitida através do paciente, possibilitando redução na espessura exigida para as barreiras primárias de blindagem do *bunker*. Essa atenuação local é um dos fatores que viabilizam a instalação do equipamento em espaços físicos mais restritos e com menores custos estruturais (Cai *et al.*, 2021; Caravani *et al.*, 2022). A configuração geométrica do dispositivo no pórtico do equipamento é apresentada na Figura 1.

Figura 1. Secção transversal do pórtico do sistema halcyon, do painel de megavoltagem e do *Beam Stop*.



Fonte: Lankinen *et al.*, 2025.

Para atingir a eficiência de atenuação requerida, o núcleo do *beam stopper* é composto por uma liga metálica de chumbo-antimônio (97% Pb e 3% Sb), com densidade de

aproximadamente $11,34 \text{ g/cm}^3$ e dimensões nominais de $75,4 \text{ cm} \times 66,0 \text{ cm} \times 17,2 \text{ cm}$ (Cai *et al.*, 2021). A adição de antimônio confere maior dureza e resistência mecânica em comparação ao chumbo puro, característica relevante para um componente sujeito à rotação contínua do *gantry*.

Esse núcleo atenuador de elevado número atômico efetivo ($Z \approx 82$) encontra-se encapsulado por um invólucro de aço inoxidável (Z efetivo ≈ 26) com 10 mm de espessura (Cai *et al.*, 2021; Lankinen *et al.*, 2025). A interface de aço desempenha papel relevante na modulação do feixe antes que ele atinja o material de atenuação primária (Varian, 2023). Quando a fluência de fótons emergente do paciente incide sobre o *beam stopper*, ela atravessa o encapsulamento de aço frontal; em razão do número atômico intermediário do material, a camada de aço atua como filtro, absorvendo preferencialmente a fração de fótons de mais baixa energia do espectro FFF. Esse processo resulta em endurecimento espectral (*spectral hardening*) localizado, alterando a distribuição de energia da radiação antes de sua incidência sobre o chumbo (Attix, 2004; Podgorsak, 2010).

Apesar dessa filtração prévia induzida pelo aço, a parcela da radiação que alcança o núcleo de chumbo ainda preserva probabilidade relevante de interação em meios de alto Z . A interação dos fótons com a matriz da liga de chumbo-antimônio resulta na produção de radiação secundária, majoritariamente elétrons secundários e fótons espalhados, direcionada no sentido reverso à incidência. Dessa forma, embora o *beam stopper* cumpra sua finalidade protetora no dimensionamento das instalações, sua composição e posicionamento tornam-no também uma fonte de radiação retroespalhada (*backscatter*) em direção à superfície do paciente (Attix, 2004; Podgorsak, 2010).

3.2. Interação da radiação de megavoltagem em interfaces de alto Z

3.2.1. Efeito fotoelétrico e cauda de baixa energia do feixe FFF

O efeito fotoelétrico consiste na absorção integral de um fóton por um elétron ligado a um átomo, resultando na ejeção desse elétron, denominado fotoelétron, da estrutura atômica. Diferentemente do espalhamento Compton, no qual ocorre transferência parcial da energia incidente, no processo fotoelétrico o fóton é absorvido por completo, então a energia cinética do fotoelétron emergente (E_c) equivale à energia do fóton incidente (E_γ) subtraída da energia de ligação do orbital de origem (E_b). A vacância orbital deixada pelo fotoelétron é subsequentemente preenchida por elétrons de camadas superiores, em processo acompanhado

pela emissão de radiação característica ou de elétrons Auger; essa cascata de relaxação atômica deposita energia adicional localmente, no entorno do sítio de interação primária (Attix, 2004; Johns; Cunningham, 1983).

A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico é descrita pela seção de choque fotoelétrica, τ , cuja dependência aproximada com a energia do fóton incidente E_γ e com o número atômico do material Z é expressa pela Equação 1 (Attix, 2004; Podgorsak, 2010):

$$\tau \approx \frac{Z^n}{E_\gamma^{3,5}} \quad (1)$$

onde o expoente n varia tipicamente entre 4 e 5, conforme a energia do fóton e a camada eletrônica envolvida. Essa relação é fortemente não-linear; para fótons de mesma energia, dobrar o número atômico do material aumenta a probabilidade de interação fotoelétrica por um fator entre 16 e 32; mantido o material, reduzir a energia do fóton à metade aumenta a mesma probabilidade por fator próximo de 11 (Attix, 2004).

A relevância dosimétrica do efeito fotoelétrico em radioterapia de megavoltagem é fortemente modulada pela composição do meio. Em tecidos biológicos, cujo número atômico efetivo é da ordem de $Z_{ef} \approx 7,5$, o efeito é praticamente desprezível para fótons com energia superior a 100 keV; para feixes terapêuticos de 6 MV, sua contribuição relativa ao coeficiente de atenuação total em água é inferior a 1%. Em meios de alto número atômico, o cenário se altera substancialmente; no chumbo ($Z = 82$), por exemplo, o efeito fotoelétrico apresenta contribuição mensurável mesmo a 1 MeV e torna-se o mecanismo de interação dominante para fótons com energia inferior a aproximadamente 500 keV, ponto em que sua seção de choque iguala a do espalhamento Compton (Podgorsak, 2010). Essa característica confere relevância à fração de baixa energia do espectro de feixes operados em modo *flattening filter free* que preservam maior proporção de fótons abaixo de 1 MeV em comparação a feixes filtrados de mesma tensão nominal, e apresentam, ao incidir em meios de alto Z , contribuição relativa do efeito fotoelétrico significativamente superior à observada em feixes filtrados convencionais.

A distribuição angular dos fotoelétrons possui componente retrógrada não desprezível. Para fótons de baixa energia ($E_\gamma < 100$ keV), a ejeção tende a ocorrer em ângulos próximos a 90° em relação à direção de incidência, conforme descrito pela distribuição de Sauter (Evans, 1955; Attix, 2004). À medida que a energia do fóton aumenta, a distribuição se desloca para ângulos progressivamente menores em relação à direção do fóton incidente. Independentemente

do ângulo inicial de ejeção, fotoelétrons gerados próximos à superfície de incidência apresentam alcance limitado em meios densos como no chumbo, os fotoelétrons com 100 keV de energia cinética têm alcance prático inferior a 50 μm e parcela significativa deles escapa por retroespalhamento antes de depositar toda a energia cinética no meio (Turner, 2007). Esse retroespalhamento de elétrons secundários, somado ao retroespalhamento de fótons espalhados, constitui mecanismo primário de produção de radiação secundária em interfaces de alto Z expostas a feixes terapêuticos de megavoltagem (Attix, 2004; Podgorsak, 2010).

3.2.2. *Espalhamento Compton e física da radiação retroespalhada*

Enquanto o efeito fotoelétrico envolve a absorção integral do fóton, o espalhamento Compton (ou espalhamento incoerente) caracteriza-se pela interação de um fóton com um elétron atômico fracamente ligado, resultando na transferência parcial da energia incidente e no desvio da trajetória do fóton original. Em meios de baixo número atômico, como a água ou tecidos biológicos, esse mecanismo é o processo de interação predominante para uma ampla faixa energética, situando-se entre aproximadamente 30 keV e 20 MeV (Attix, 2004). Em materiais de alto número atômico, como o chumbo ($Z = 82$), o domínio do espalhamento Compton é deslocado para energias superiores a 500 keV, coexistindo com o efeito fotoelétrico na faixa de baixa energia do espectro terapêutico (Podgorsak, 2005).

A seção de choque Compton (σ) é independente do número atômico (Z) de forma isolada, sendo proporcional à densidade eletrônica do material ($\rho_e \propto Z/A$). A energia do fóton espalhado (E') é determinada pelas leis de conservação de energia e momento linear, sendo expressa pela Equação 2:

$$E' = \frac{E_0}{1 + \frac{E_0}{m_e c^2} (1 - \cos\theta)} \quad (2)$$

onde E_0 representa a energia do fóton incidente, $m_e c^2$ é a energia de repouso do elétron (0,511 MeV) e θ é o ângulo de espalhamento em relação à direção de incidência (Attix, 2004; Podgorsak, 2010).

Caso particular de interesse dosimétrico é o retroespalhamento (*backscatter*), correspondente à situação em que o fóton espalhado retorna em sentido oposto ao da incidência, ou seja, com ângulo θ próximo a 180° ($\cos 180^\circ = -1$). Aplicando esse limite angular à Equação 2, observa-se que, para energias incidentes elevadas ($E_0 \gg m_e c^2$), a energia do fóton

retroespalhado converge para um valor máximo teórico de aproximadamente 0,26 MeV equivalente a $\frac{m_e c^2}{2}$ (Attix, 2004).

Esse teto energético tem implicação física relevante, pois independentemente da energia inicial do feixe primário, incluindo feixes terapêuticos de megavoltagem, o fóton retroespalhado emerge com energia limitada e, conseqüentemente, com poder de penetração reduzido em comparação ao fóton original. A probabilidade angular do retroespalhamento é, contudo, fortemente dependente da energia incidente, a seção de choque diferencial Compton, descrita pela formulação de Klein-Nishina, apresenta predominância de espalhamento frontal em feixes de megavoltagem, de modo que o retroespalhamento estrito ($\theta \approx 180^\circ$) representa fração minoritária das interações Compton totais. Ainda assim, em interfaces de alto número atômico expostas a feixes terapêuticos, a fração de fótons retroespalhados gerados por espalhamento Compton constitui parcela mensurável da radiação secundária que emerge do meio absorvedor (Attix, 2004; Podgorsak, 2010).

3.2.3. Radiação de freamento secundária em meios densos

Os elétrons secundários gerados tanto pelo efeito fotoelétrico quanto pelo espalhamento Compton perdem sua energia cinética por meio de interações com o meio absorvedor. Ao atravessarem materiais de elevado número atômico, como o chumbo ($Z = 82$), essas partículas sofrem desacelerações abruptas devido à interação com o campo coulombiano dos núcleos. Esse processo resulta na emissão de fótons secundários, denominados radiação de freamento (*bremsstrahlung*) (Attix, 2004; Podgorsak, 2010).

A eficiência da conversão de energia cinética eletrônica em radiação eletromagnética depende do número atômico do material e da energia do elétron incidente. A razão entre a perda de energia por radiação (S_r) e a perda de energia por colisão (S_c , associada à ionização e excitação) para um elétron atravessando a matéria pode ser aproximada pela Equação 3 (Attix, 2004; Khan; Gibbons, 2014):

$$\frac{S_r}{S_c} \approx \frac{Z \cdot E}{800} \quad (3)$$

onde Z é o número atômico do meio e E representa a energia cinética do elétron em MeV. No chumbo ($Z = 82$), essa relação evidencia que uma fração relevante da energia dos elétrons secundários é reconvertida em um espectro contínuo de fótons, em vez de ser depositada localmente por ionização (Khan; Gibbons, 2014).

A distribuição angular do *bremsstrahlung* depende da energia do elétron emissor para elétrons relativísticos, a emissão concentra-se progressivamente na direção frontal (Attix, 2004). Em interfaces de alto Z expostas a feixes terapêuticos de megavoltagem, os elétrons secundários gerados nas primeiras camadas do material apresentam, em sua maioria, energias inferiores a 1 MeV, regime no qual a componente retrógrada da emissão de *bremsstrahlung* é não desprezível (Attix, 2004; Podgorsak, 2010). Diferentemente dos elétrons secundários, cuja propagação é limitada pelo curto alcance em meios densos, os fótons de *bremsstrahlung* assim produzidos possuem maior capacidade de penetração e contribuem, junto aos fótons retroespalhados por efeito Compton e aos fotoelétrons retroespalhados, para a radiação secundária que emerge da interface no sentido contrário à incidência do feixe primário (Akyol *et al.*, 2019).

3.3. Simulação Monte Carlo

3.3.1. Fundamentos do transporte estocástico de partículas

O transporte de radiação ionizante em meios materiais é matematicamente descrito pela equação de transporte de Boltzmann, equação íntegro-diferencial linear que estabelece o balanço entre as partículas que entram, saem e interagem em um volume infinitesimal do espaço de fase, definido por posição, energia, direção e tempo. Em sua forma estacionária, na qual a fluência angular de partículas $\psi(\vec{r}, E, \vec{\Omega})$ não depende explicitamente do tempo, a equação pode ser escrita como apresentado na Equação 4 (Lewis; Miller, 1984; Reynaert *et al.*, 2006),

$$\vec{\Omega} \cdot \nabla \psi(\vec{r}, E, \vec{\Omega}) + \Sigma_t(\vec{r}, E) \psi(\vec{r}, E, \vec{\Omega}) = \int_0^\infty \int_{4\pi} \Sigma_s(\vec{r}, E' \rightarrow E, \vec{\Omega}' \rightarrow \vec{\Omega}) \psi(\vec{r}, E', \vec{\Omega}') d\vec{\Omega}' dE' + Q(\vec{r}, E, \vec{\Omega}) \quad (4)$$

onde o primeiro termo descreve o transporte das partículas ao longo da direção de propagação $\vec{\Omega}$; o segundo termo descreve as perdas por interação total, com Σ_t representando a seção de choque macroscópica total no ponto $\vec{r}$; o termo integral descreve os ganhos por espalhamento de partículas que originalmente possuíam energia E' e direção $\vec{\Omega}'$ e foram desviadas para o estado $(E, \vec{\Omega})$, sendo Σ_s a seção de choque macroscópica diferencial de espalhamento, e Q representa o termo de fonte primária.

A solução analítica dessa equação é restrita a casos altamente simplificados, sendo inviável em geometrias clinicamente realistas, nas quais convivem materiais heterogêneos, interfaces densas e fontes de radiação anisotrópicas. Duas classes de métodos numéricos foram historicamente desenvolvidas para a obtenção de soluções aproximadas, os métodos

determinísticos, que discretizam o espaço de fase e resolvem a equação por meio de aproximações analíticas, convolução, kernels de espalhamento, ordenadas discretas (S_n) ou harmônicos esféricos (P_n), e os métodos estocásticos, que substituem a solução direta da equação pela simulação computacional de um número estatisticamente significativo de histórias individuais de partículas (Reynaert *et al.*, 2006; AAPM, 2007).

O método de Monte Carlo, formalizado por Metropolis e Ulam na década de 1940 no contexto do desenvolvimento de aplicações nucleares (Metropolis; Ulam, 1949), baseia-se na amostragem aleatória de variáveis físicas a partir de distribuições de probabilidade conhecidas. No problema do transporte de radiação, essas distribuições correspondem às seções de choque dos mecanismos de interação possíveis efeito fotoelétrico, espalhamento Compton, produção de pares, ionização, *bremstrahlung*, entre outros, tabuladas em bibliotecas de dados nucleares e atômicos avaliados (Berger; Hubbell, 1987). A solução do problema emerge não da resolução algébrica da equação de transporte, mas da simulação repetida do comportamento individual de partículas que se propagam, interagem e depositam energia conforme as probabilidades amostradas.

Cada partícula simulada, denominada história de partícula, é acompanhada desde sua emissão pela fonte até sua absorção total, escape do volume de interesse ou redução de energia abaixo de um limite de corte pré-estabelecido. Ao longo da trajetória, sucessivos eventos são amostrados aleatoriamente, a distância livre média até a próxima interação, o tipo de interação a ocorrer (segundo a probabilidade relativa das seções de choque locais), o ângulo de espalhamento, a energia transferida ao meio e a eventual geração de partículas secundárias, elétrons, pósitrons, fótons de *bremstrahlung*, raios X característicos, que, por sua vez, originam suas próprias histórias filhas. A grandeza física de interesse, fluência, kerma ou dose absorvida é estimada pela agregação dos resultados de muitas histórias independentes (Lux; Koblinger, 1991).

A precisão estatística do resultado obtido decorre diretamente da lei dos grandes números, à medida que o número de histórias simuladas (*number of particle histories*, NPS) cresce, a estimativa converge para o valor esperado com erro proporcional a $1/\sqrt{N}$, onde N é o número de histórias que contribuem efetivamente para a grandeza estimada. Em aplicações dosimétricas, esse comportamento implica que a redução da incerteza estatística por um fator de dois exige quadruplicar o número de histórias simuladas, característica que torna o método

computacionalmente intensivo e que historicamente motivou o desenvolvimento de técnicas de redução de variância (Lux; Koblinger, 1991).

A principal característica que distingue o método de Monte Carlo dos métodos determinísticos é sua capacidade de descrever, sem aproximações analíticas, o comportamento das partículas em geometrias arbitrariamente complexas e meios heterogêneos. Como cada interação é amostrada localmente a partir das seções de choque do material onde a partícula se encontra, fenômenos como retroespalhamento em interfaces de alto número atômico, transporte eletrônico em campos pequenos, produção de partículas secundárias em materiais densos e perturbações dosimétricas em descontinuidades de densidade são contemplados de forma intrínseca à simulação, sem necessidade de correções. Por essa razão, o método é amplamente considerado referência para a verificação dosimétrica de cenários clínicos complexos e para a validação de algoritmos analíticos empregados em sistemas de planejamento (AAPM, 2007; Reynaert *et al.*, 2006; Giannakopoulos, 2025).

3.3.2. Bibliotecas de seções de choque

A precisão da simulação Monte Carlo depende criticamente da qualidade dos dados de seções de choque utilizados na amostragem das interações partícula-matéria. Esses dados são compilados em bibliotecas de dados nucleares e atômicos avaliados, geradas por agências internacionais a partir da síntese crítica entre medidas experimentais, cálculos teóricos e procedimentos de avaliação que harmonizam discrepâncias observadas entre fontes independentes (Chadwick *et al.*, 2011; Brown *et al.*, 2018; Werner, 2017).

As principais agências responsáveis por essas avaliações são o *National Nuclear Data Center* (Laboratório Nacional de Brookhaven, Estados Unidos), o *NEA Data Bank* (Agência de Energia Nuclear da OCDE) e a *Nuclear Data Section* da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA). No contexto de aplicações dosimétricas em radioterapia, três bibliotecas avaliadas têm papel central. A *Evaluated Nuclear Data File* (ENDF/B), mantida pelo *Cross Section Evaluation Working Group* nos Estados Unidos, é a referência primária para dados de interação de nêutrons e fótons em energias relevantes para aplicações nucleares e médicas; em sua versão ENDF/B-VII.1, publicada em 2011, abrange seções de choque para isótopos de praticamente todos os elementos do sistema periódico (Chadwick *et al.*, 2011).

A *Evaluated Photon Data Library* (EPDL97), desenvolvida pelo *Lawrence Livermore National Laboratory*, complementa a ENDF/B no tratamento de interações fotônicas em meios atômicos, cobrindo a faixa de energia entre 1 eV e 100 GeV para todos os elementos com $Z \leq$

100 (Cullen; Hubbell; Kissel, 1997). Para o transporte de elétrons, é utilizada a *Evaluated Electron Data Library* (EEDL), também do *Livermore*, que fornece seções de choque de ionização, excitação e *bremsstrahlung*. Em conjunto, essas bibliotecas constituem a base de dados sobre a qual os códigos de Monte Carlo amostram, evento a evento, as interações simuladas (Cullen; Hubbell; Kissel, 1997).

O código MCNP organiza esses dados em arquivos processados no formato ACE (*Compact ENDF*), gerados pelo programa NJOY a partir das bibliotecas avaliadas originais (Werner *et al.*, 2017). Para o transporte de fótons no regime de energia clinicamente relevante, a biblioteca padrão utilizada pelo MCNP a partir da versão 6 é a MCPLIB04, derivada da combinação entre dados de ENDF/B-VI.8 e EPDL97 (White, 2002; Cullen; Hubbell; Kissel, 1997). A MCPLIB04 cobre a faixa de energia entre 1 keV e 100 GeV e inclui, além das seções de choque totais por mecanismo de interação, efeito fotoelétrico, espalhamento Compton, espalhamento Rayleigh e produção de pares, as funções auxiliares necessárias à amostragem de eventos secundários: o fator de espalhamento incoerente $S(q, Z)$, o fator de forma atômico $F(q, Z)$, utilizado no tratamento do espalhamento coerente, e os dados sobre estrutura de subcamadas atômicas necessários à descrição da relaxação após ionizações em camadas internas (Hubbell *et al.*, 1975; Cullen; Hubbell; Kissel, 1997).

A escolha da biblioteca afeta tanto a precisão dos resultados quanto sua reprodutibilidade entre estudos diferentes. Versões posteriores, como a ENDF/B-VIII.0, lançada em 2018, e suas correspondentes processadas para o MCNP incorpora refinamentos baseados em medidas mais recentes e em métodos de avaliação aprimorados (Brown *et al.*, 2018). Em simulações dosimétricas que envolvem meios de elevado número atômico, a fidelidade das seções de choque tabuladas para o chumbo, o tungstênio e o ferro influenciam diretamente a magnitude predita do retroespalhamento e da fluorescência atômica. Por essa razão, a versão da biblioteca empregada é tipicamente reportada nos estudos publicados como parâmetro relevante de reprodutibilidade.

3.3.3. Estimadores de dose (*tallies*) e incertezas estatísticas

No método de Monte Carlo, as grandezas físicas de interesse (fluência, kerma, dose absorvida, distribuição de energia depositada) não são calculadas analiticamente, mas estimadas estatisticamente a partir do conjunto de histórias simuladas. Os algoritmos responsáveis por essa estimativa são denominados estimadores ou, no jargão dos códigos de transporte de partículas, *tallies*. Cada *tally* implementa um procedimento específico para registrar a

contribuição de cada partícula simulada a uma grandeza-alvo definida pelo usuário sobre uma região do espaço, um ponto, uma superfície ou um volume (Werner, 2017; Lux; Koblinger, 1991).

O código MCNP disponibiliza um conjunto padronizado de *tallies*, identificados por uma letra-prefixo seguida de número (Werner, 2017). Os mais frequentemente empregados em aplicações dosimétricas são o F1 (corrente), que contabiliza o número de partículas que atravessam uma superfície; o F2 (fluência superficial), que estima a fluência média sobre uma superfície; o F4 (*track-length flux*), que estima a fluência média de partículas em um volume a partir do somatório dos comprimentos de trajetória dentro da célula; o F5 (estimador pontual), que fornece a fluência em um ponto específico do espaço por meio de um estimador determinístico-pontual ponderado; o F6 (deposição de energia em volume), que calcula a energia depositada por unidade de massa em uma célula, expressa em MeV/g por partícula primária; e o F8 (deposição total de energia por evento), que registra a energia efetivamente depositada em uma célula por evento individual, mediante transporte explícito dos elétrons secundários (Werner, 2017).

Esses *tallies* podem ainda ser modificados por cartões auxiliares como o FM (*tally multiplier*), utilizado para converter unidades ou aplicar fatores de conversão fluência-dose; o DE/DF (*dose energy/dose function*), que aplica curvas de conversão dose-energia tabuladas; e o SD (*segment divisor*), que subdivide o resultado em sub-regiões da célula, ampliando a flexibilidade do código no atendimento a problemas dosimétricos específicos (Werner *et al.*, 2017).

O *tally* F6 é amplamente utilizado em dosimetria pela sua eficiência computacional e por fornecer, sob a aproximação de equilíbrio de partículas carregadas (CPE *charged particle equilibrium*), uma estimativa direta de dose absorvida. Tecnicamente, o F6 calcula o kerma de colisão, isto é, a energia transferida pelos fótons a partículas carregadas no volume de interesse, descontada a fração reemitida como *bremsstrahlung*; sob CPE, o kerma de colisão aproxima-se da dose absorvida com erro inferior a 1% em meios de baixo número atômico (AAPM, 2007).

Essa aproximação justifica o uso preferencial do F6 em fantasmas homogêneos de água submetidos a feixes de megavoltagem em condições de equilíbrio. Em regiões onde o CPE não é localmente satisfeito, como por exemplo em interfaces entre materiais de densidades distintas, regiões de *buildup* superficial ou volumes pequenos em campos colimados de pequena dimensão. O *tally* F6 pode apresentar discrepâncias, e o uso do F8 torna-se preferível. O F8

simula explicitamente o transporte e a deposição dos elétrons secundários, registrando a distribuição estatística de energia depositada por evento individual, sua precisão é maior em situações de não equilíbrio, ao custo, contudo, de simulações computacionalmente mais demoradas (Werner *et al.*, 2017).

Independentemente do *tally* empregado, a estimativa obtida em uma simulação Monte Carlo é inerentemente estocástica e vem acompanhada de uma incerteza estatística. O MCNP reporta, para cada *tally*, o erro relativo $R = \sigma_{\bar{x}}/\bar{x}$, definido como a razão entre o desvio padrão estimado da média ($\sigma_{\bar{x}}$) e o valor médio estimado ($\bar{x}$). Conforme estabelece a lei dos grandes números, R decresce com o número de histórias N segundo a relação $R \propto 1/\sqrt{N}$. O manual do código adota critérios qualitativos para a interpretação de R em *tallies* de volume: valores inferiores a 0,10 são considerados geralmente confiáveis; inferiores a 0,05, robustos; valores superiores a 0,10 indicam necessidade de aumento do número de histórias ou de emprego de técnicas de redução de variância (Werner *et al.*, 2017).

O critério sobre R , embora informativo, é insuficiente como único indicador de qualidade estatística. Para complementá-lo, o MCNP submete cada *tally* a um conjunto de dez verificações estatísticas automáticas, apresentadas em uma tabela específica no arquivo de saída do código, que avaliam a maturidade estatística do resultado a partir da evolução de grandezas-chave com o número de histórias simuladas. Essas verificações podem ser organizadas em cinco eixos: (i) estabilidade da média $\bar{x}$ ao longo da simulação, que deve oscilar aleatoriamente em torno de um valor assintótico, sem tendência monótona; (ii) comportamento do erro relativo R , avaliado em três aspectos independentes: valor numérico, monotonicidade do decréscimo com N e inclinação da curva $R \times N$ em escala logarítmica, que deve aproximar-se de 0,5, consistente com $R \propto 1/\sqrt{N}$ são testados independentemente; (iii) comportamento da variância da variância (*variance of the variance* VOV), grandeza que estima a confiabilidade do próprio R e que deve satisfazer $VOV \leq 0,1$ e decrescer com $1/N$; (iv) estabilidade do FOM ($FOM = 1/(R^2 \cdot T)$, onde T é o tempo de simulação), métrica que combina precisão estatística e custo computacional e que, em uma simulação convergida, deve manter-se aproximadamente constante na região assintótica; e (v) comportamento da função densidade de probabilidade (PDF) dos *scores* individuais, avaliado pela forma da distribuição e pela inclinação de sua cauda. Para que o resultado seja considerado estatisticamente convergido, todas as dez verificações devem ser aprovadas, a reprovação de qualquer uma delas sinaliza possível

enviesamento por amostragem insuficiente da distribuição subjacente e exige ampliação do NPS ou ajustes no esquema de simulação (Werner, 2017).

3.3.4. Definição da fonte (SDEF) para feixes FFF de 6 MV

A definição apropriada da fonte primária de radiação é etapa crítica em qualquer simulação Monte Carlo aplicada à dosimetria, uma vez que os parâmetros geométricos, espectrais e angulares da fonte governam diretamente o transporte subsequente das partículas e a fidelidade dosimétrica do modelo. No código MCNP6.2, esse procedimento é realizado por meio do cartão SDEF (*source definition*), instrução que permite ao usuário declarar a posição, a direção, o tipo e a distribuição estatística das partículas emitidas pela fonte. O SDEF aceita distribuições probabilísticas arbitrárias para cada parâmetro, desde valores fixos até funções tabuladas e expressões analíticas, e é flexível o suficiente para representar desde fontes monoenergéticas pontuais até feixes de aceleradores clínicos com geometria complexa de emissão (Werner *et al.*, 2017).

A modelagem da fonte primária de aceleradores lineares clínicos operados em modo *flattening filter free* apresenta particularidades que se distinguem daquelas associadas a feixes filtrados convencionais. A ausência do filtro achatador preserva a distribuição angular intrínseca do *bremsstrahlung* gerado no alvo, resultando em fluência fortemente concentrada no eixo central com decaimento radial monotônico (Xiao *et al.*, 2015). Adicionalmente, a fração de fótons de baixa energia é maior do que em feixes filtrados de mesma tensão nominal, deslocando a energia média efetiva para valores tipicamente situados entre 1,4 e 1,5 MeV (Parsai *et al.*, 2007; Xiao *et al.*, 2015). Essas duas características tornam a representação da fonte particularmente sensível à fidelidade espectral e angular dos parâmetros declarados ao código de transporte, aproximações aceitáveis em feixes filtrados, como a hipótese de fluência aproximadamente uniforme no plano transversal, deixam de ser adequadas em modo FFF.

Três estratégias são reportadas na literatura para a modelagem da fonte primária em simulações Monte Carlo de aceleradores clínicos. A primeira consiste na modelagem completa do cabeçote, na qual se simulam explicitamente os elétrons incidentes no alvo de tungstênio e todas as etapas subsequentes, produção de *bremsstrahlung* no alvo, transporte através do colimador primário, da câmara monitora e dos demais elementos, gerando o feixe a partir de princípios físicos primários (Sheikh-Bagheri *et al.*, 2002; Reynaert *et al.*, 2007; Chetty *et al.*, 2007)

Essa abordagem é a mais fiel à realidade do equipamento, mas tem custo computacional elevado e demanda conhecimento detalhado da geometria interna, frequentemente protegida por sigilo industrial. A segunda estratégia consiste no uso de arquivos de espaço de fase (*phase-space files*, PSF), nos quais o estado de cada partícula posição, energia, direção e peso estatístico ao final do cabeçote é registrado em arquivo binário e utilizado como entrada da simulação subsequente, desacoplando o transporte no cabeçote daquele no paciente, com ganho computacional significativo. A terceira estratégia, mais frequente em estudos com restrição de acesso à informação proprietária, consiste na definição de uma fonte virtual equivalente uma fonte fictícia posicionada no plano do alvo, cujas distribuições espectrais e angular são parametrizadas a partir de dados experimentais ou de modelos analíticos da literatura, de forma a reproduzir a fluência de fótons que efetivamente emerge do cabeçote (Reynaert *et al.*, 2006; Sheikh-Bagheri *et al.*, 2002).

Na implementação do cartão SDEF para representar uma fonte virtual de feixe FFF de 6 MV, quatro parâmetros têm papel central: (i) a posição da fonte, tipicamente fixada no plano do alvo de tungstênio, com pequeno deslocamento ao longo do eixo do feixe para reproduzir o ponto efetivo de emissão; (ii) o tipo de partícula emitida, em geral fótons primários, eventualmente combinados com a emissão de elétrons contaminantes quando exigido pela aplicação dosimétrica; (iii) a distribuição angular da emissão, comumente representada por uma direção média alinhada ao eixo do feixe modulada por uma função de espalhamento cônico que reproduz o decaimento radial característico do modo FFF; e (iv) a distribuição espectral, declarada como espectro discretizado em faixas de energia, com pesos relativos extraídos de modelos de *bremsstrahlung* ou de espectros tabulados na literatura específica para feixes FFF de 6 MV (Sheikh-Bagheri *et al.*, 2002). O ajuste desses parâmetros é etapa de calibração que precede a validação dosimétrica do modelo, conduzida pela comparação entre as distribuições simuladas e dados de referência sejam medidas experimentais em fantoma de água, sejam dados de comissionamento de sistemas de planejamento de tratamento.

3.4. Métodos de cálculo de dose em sistemas de planejamento (TPS)

O sistema de planejamento Eclipse, comercializado pela Varian Medical Systems, oferece dois algoritmos principais para o cálculo de dose em feixes externos o *Anisotropic Analytical Algorithm* (AAA), baseado em convolução-superposição com kernels monoenergéticos pré-calculados em água por simulação Monte Carlo e correção por escalonamento de densidade radiológica (Sievinen; Ulmer; Kaissl, 2005); e o *Acuros External*

Beam (Acuros XB), que adota abordagem determinística pela solução numérica da equação linear de transporte de Boltzmann discretizada por ordenadas discretas, contemplando explicitamente a composição química dos materiais voxelizados (Vassiliev *et al.*, 2010). O Acuros XB apresenta superioridade em meios heterogêneos com elevada variação de número atômico, ao custo de tempos de cálculo significativamente maiores; o AAA, pela sua eficiência computacional, mantém-se como o algoritmo mais frequentemente empregado em planejamentos clínicos de IMRT e VMAT (Han *et al.*, 2011).

Apesar da acurácia adequada em regiões internas do volume irradiado, ambos os algoritmos apresentam limitações sistemáticas no cálculo de dose fora do campo (*out-of-field*). Estudos comparativos com simulações Monte Carlo e com medidas experimentais demonstram que algoritmos analíticos subestimam a dose periférica de forma progressiva com a distância da borda do campo dentro de um raio de 10 cm, as discrepâncias em relação ao MC variam tipicamente entre 10% e 50%; em distâncias superiores, podem alcançar 70% a 90% (Howell *et al.*, 2010; Shine *et al.*, 2019). A origem dessa limitação é o tratamento simplificado das fontes secundárias de radiação, vazamento do cabeçote, espalhamento do colimador e radiação retroespalhada por componentes estruturais, que são mal representadas pelos kernels convolucionais e pela discretização S_n longe do volume primário.

Em interfaces entre materiais de números atômicos significativamente distintos como tecido-osso, tecido-metal e ar-tecido, ambos os algoritmos apresentam limitações na modelagem do transporte de elétrons secundários e do retroespalhamento gerado em alta densidade eletrônica. O AAA, em particular, baseia-se exclusivamente na densidade radiológica do meio, sem considerar a composição química local; consequentemente, não reproduz adequadamente a produção de fotoelétrons nem a fluorescência atômica em meios de alto Z (Akyol *et al.*, 2021). O Acuros XB, embora considere a composição material, ainda recorre a aproximações nas seções de choque tabuladas e na discretização angular do transporte.

Para compensar essas limitações em situações específicas, sistemas de planejamento clínico recorrem a correções fatores empíricos calibrados durante o comissionamento, que ajustam a saída do algoritmo principal em condições nas quais o modelo é sabidamente impreciso. Entre essas correções estão os fatores de output para campos pequenos, o *Dosimetric Leaf Gap* (DLG) na modelagem do MLC, fatores de transmissão tabulados para componentes do cabeçote e correções específicas para regiões de *buildup*. Tais correções, embora eficazes nas condições previstas pelo comissionamento, não derivam dos princípios físicos do modelo e

podem revelar limitações em geometrias que se afastam das condições de calibração situação típica em estudos que envolvem componentes estruturais não-padronizados ou interfaces de alto número atômico (Das *et al.*, 2008 [TG-106]; Sievinen *et al.*, 2005).

3.4.1 Índice Gama na radioterapia

Descritas as ferramentas de cálculo de dose por meio do transporte estocástico do Monte Carlo e os algoritmos analíticos e determinísticos do sistema de planejamento, a validação de um modelo requer confrontar a distribuição por ele produzida com uma distribuição de referência, e dela extrair uma medida objetiva de concordância. A abordagem mais imediata, calcular em cada posição a diferença percentual de dose entre duas curvas, é ineficiente nas regiões de gradiente dosimétrico acentuado, como a penumbra de um perfil lateral ou a queda de percentual de dose em profundidade após o ponto de dose máxima, considerando que nessas regiões, um deslocamento espacial de poucos décimos de milímetros converte-se em diferenças de dose de vários por cento, reprovando curvas cuja concordância é, na prática, aceitável (IAEA, 2004 [TRS-430]).

O critério alternativo, baseado na distância entre um ponto de referência e o ponto da curva avaliada de mesma dose, mostrando-se pouco sensível a discrepâncias de dose em regiões de baixo gradiente, como o platô interno do campo. Isoladamente, nenhum dos dois critérios descreve de modo adequado a concordância de distribuição que reúnem, ao longo da mesma curva, trechos de alto e baixo gradiente (Low *et al.*, 1998; Miften *et al.*, 2018).

O índice gama, formulado por Low (1998), supera essa limitação ao incorporar os dois critérios em uma única métrica. A cada ponto da distribuição de referência associam-se uma tolerância de diferença de dose, ΔD , e uma tolerância de distância, DTA; combinando-as no espaço normalizado de dose e distância, define-se para um ponto de referência na posição r_{ref} e dose D_{ref} , o índice gama com o menor valor da distância generalizada calculado sobre todos os pontos r da distribuição avaliada, como demonstrada na Equação 5:

$$\gamma_{r_{ref}} = \min_r \sqrt{\frac{(r - r_{ref})^2}{DTA^2} + \frac{(D_r - D_{ref})^2}{\Delta D^2}} \quad (5)$$

em que $(r - r_{ref})$ é a separação espacial entre os pontos e $(D_r - D_{ref})$, a diferença de dose. Geometricamente, o critério equivale a verificar se a curva avaliada penetra uma região de

aceitação, uma elipse, no caso unidimensional, de semieixos DTA e ΔD centrada em cada ponto de referência (Low *et al.*, 1998; Miften *et al.*, 2018).

Quando $\gamma_{ref} \leq 1$, existe ao menos um ponto da distribuição avaliada que satisfaz simultaneamente os critérios de dose e de distância, e a concordância no ponto é aceitável; quando $\gamma_{ref} > 1$, o ponto é reprovado. A concordância entre as duas distribuições é sintetizada pela taxa de aprovação gama, a fração de pontos avaliados com $\gamma \leq 1$, expressa em percentual. A normalização da diferença de dose admite duas modalidades, na global ΔD refere-se à dose máxima da distribuição; na local, à dose de cada ponto, o que torna o critério mais severo em baixas doses. É ainda prática consolidada excluir os pontos abaixo de um limiar de dose baixa, tipicamente 10% da dose máxima, evitando que a cauda de baixa dose, dominada por flutuação estatística contamine a estatística de aprovação.

Dois pares de tolerância concentram a maior parte dos relatos da literatura de comissionamento o 3%/3mm, adotado como padrão e o 2%/2mm, mais restritivo. Recomendações como as do *Task Group 218* da AAPM (Miften *et al.*, 2018) estabelecem, para a verificação de planos, uma taxa de aprovação de pelo menos 95% no critério 3%/3mm como limiar de aceitação clínica. Embora a métrica seja habitualmente aplicada a matrizes bidimensionais ou tridimensionais de dose, sua formulação e seus critérios igualmente válidos na comparação unidimensional de curvas, modo em que é empregada na validação descrita no capítulo 4.

3.5. Proteção radiológica e blindagem em sistemas *O-Ring*

3.5.1. Princípios de proteção radiológica e marco regulatório

A proteção radiológica é o conjunto de princípios e procedimentos voltados à minimização da exposição de seres humanos e do ambiente à radiação ionizante. Em sua formulação contemporânea, consolidada pela *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) na Publicação 103 (ICRP, 2007), três princípios fundamentais orientam todas as práticas que envolvam o uso intencional de radiação. O princípio da justificação estabelece que toda prática que produza exposição à radiação deve produzir benefício suficiente para os indivíduos expostos ou para a sociedade que supere o detrimento associado. O princípio da otimização, sintetizado pelo acrônimo ALARA (*as low as reasonably achievable*), determina que as doses individuais e o número de pessoas expostas sejam mantidos no menor valor razoavelmente atingível, considerando fatores econômicos e sociais. O princípio da limitação

de dose estipula valores máximos para a dose absorvida por indivíduos do público e por trabalhadores ocupacionalmente expostos, abaixo dos quais a probabilidade de efeitos estocásticos é considerada aceitável.

A operacionalização desses princípios em instalações de radioterapia exige a categorização de indivíduos e de espaços conforme o nível de exposição associado. Em relação aos indivíduos, distinguem-se duas categorias principais trabalhadores ocupacionalmente expostos (IOE), que executam atividades sujeitas a regime regulatório específico e estão associados a programas de monitoramento individual; e indivíduos do público, que compreendem todos os demais, com limites de dose substancialmente mais restritivos (CNEN, 2014 [NN 3.01]; ICRP, 2007).

Em relação aos espaços físicos da instalação, definem-se as áreas controladas nas quais o acesso é restrito a IOE e a exposição é monitorada por procedimentos específicos e as áreas livres, nas quais a permanência de indivíduos do público é admitida sem restrições adicionais. O dimensionamento das blindagens estruturais de uma sala de radioterapia tem como objetivo principal garantir que, do lado externo das barreiras, o nível remanescente de radiação seja compatível com os limites estabelecidos para áreas livres ou para áreas controladas adjacentes, conforme a classificação do espaço (CNEN, 2014 [NN 3.01]; NCRP, 2005 [Report 151]).

No Brasil, a regulamentação dessas práticas é atribuição da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), órgão vinculado ao Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovações, responsável pela emissão de normas que disciplinam o uso de radiação ionizante em atividades médicas, industriais e de pesquisa. A norma central em proteção radiológica é a CNEN NN 3.01 Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica (CNEN, 2014), que estabelece os requisitos técnicos e administrativos para o controle das exposições, define os limites primários de dose para trabalhadores e público e formaliza os princípios da ICRP no contexto regulatório brasileiro. Os limites primários de dose efetiva estabelecidos pela CNEN NN 3.01 são de 20 mSv/ano, em média sobre cinco anos consecutivos, para indivíduos ocupacionalmente expostos, e de 1 mSv/ano para indivíduos do público, valores em consonância com as recomendações internacionais. A norma é complementada por requisitos específicos para a área de radioterapia, com destaque para a CNEN NN 6.10, que trata dos requisitos de segurança e proteção radiológica em serviços de radioterapia (CNEN, 2011).

No plano internacional, três conjuntos de recomendações têm papel central no dimensionamento de blindagens para radioterapia. As publicações NCRP 49 (NCRP, 1976) e, mais recentemente, NCRP 151 (NCRP, 2005), do *National Council on Radiation Protection and Measurements* dos Estados Unidos, fornecem metodologias específicas para o cálculo de barreiras estruturais em instalações com aceleradores lineares de megavoltagem. O *Safety Reports Series* No. 47 da *Agência Internacional de Energia Atômica* (IAEA, 2006) estende e complementa essas recomendações no contexto de aplicações em países membros, integrando aspectos de licenciamento e de garantia de qualidade. Em conjunto com a CNEN NN 3.01 e a CNEN NN 6.10, esses documentos constituem a base normativa empregada no projeto de instalações de radioterapia e fornecem os parâmetros de entrada para o cálculo de blindagem de barreiras primárias e secundárias, tema da subseção subsequente.

3.5.2. Grandezas fundamentais para cálculo de blindagem

O dimensionamento de barreiras estruturais para instalações de radioterapia parte de três grandezas operacionais que caracterizam o uso do equipamento (carga de trabalho W , fator de uso U) e a ocupação do entorno (fator de ocupação T), articuladas com um limite de dose externamente desejado (dose máxima permissível P). Essas grandezas, formalizadas pelas recomendações NCRP e adotadas pelas normativas brasileiras, permitem traduzir o regime operacional de um acelerador linear em uma especificação de transmissão B que a barreira deve atender que, por sua vez, é convertida em espessura física por meio das propriedades de atenuação do material empregado.

A carga de trabalho (W) representa a quantidade total de radiação útil emitida pelo equipamento em um intervalo de referência, expressa habitualmente em Gy por semana à distância de 1 metro do isocentro ($\text{Gy} \cdot \text{m}^2/\text{semana}$). Para instalações de radioterapia, o valor de W é calculado a partir do número estimado de pacientes tratados por semana, da dose média prescrita por fração e do tempo médio de irradiação por paciente, considerando todas as técnicas planejadas para a instalação. As recomendações da NCRP 151 sugerem valores típicos de W entre 300 e 600 Gy/semana para aceleradores lineares operando em regime clínico convencional, com tendência crescente em instalações que adotam técnicas hipofracionadas e estereotáxicas (NCRP, 2005). Em sistemas operados em modo *flattening filter free*, a carga de trabalho semanal pode atingir valores superiores aos clinicamente convencionais devido à combinação de elevadas taxas de dose e de tempos reduzidos por fração, fator que deve ser ponderado no projeto da blindagem.

O fator de uso (U) é definido como a fração do tempo total de operação do equipamento em que o feixe primário é direcionado para uma barreira específica. Para a barreira primária do *bunker*, paredes nas quais o feixe pode incidir diretamente, U assume valores entre 0,25 e 0,5 dependendo da geometria da sala e da distribuição angular dos planejamentos típicos; para o teto e o piso, em equipamentos com *gantry* rotativo capazes de orientar o feixe verticalmente, U pode atingir 0,25 (NCRP, 2005). Para barreiras secundárias, paredes que recebem apenas radiação espalhada e de fuga, o conceito de U primário não se aplica, sendo substituído por análises específicas de espalhamento. O fator de ocupação (T), por sua vez, expressa a fração do tempo em que a área adjacente é efetivamente ocupada por pessoas e varia significativamente conforme a função do espaço assume T=1 para áreas de ocupação contínua, como salas de controle, escritórios e corredores de uso constante; T=1/2 para áreas adjacentes ocupadas em meio expediente; T=1/8 para corredores externos e elevadores; T=1/16 para banheiros e estacionamentos cobertos; e T=1/32 para áreas de ocupação esporádica, como escadarias externas e áreas técnicas (NCRP, 2005).

A dose máxima permissível (P) é o valor de dose efetiva que se pretende assegurar como limite externo da barreira em uma área pré-definida, considerando os limites primários estabelecidos pela CNEN NN 3.01 e a aplicação de fatores de segurança adequados ao tipo de área. Em geral, adota-se P = 0,1 mSv/semana para áreas controladas e P = 0,01 mSv/semana para áreas livres, valores que correspondem, em uma operação de 50 semanas anuais, aos limites de 5 mSv/ano e 1 mSv/ano, respectivamente (NCRP, 2005).

A combinação dessas quatro grandezas fornece a transmissão requerida da barreira, expressa pela Equação 6,

$$B = \frac{P \cdot d^2}{W \cdot U \cdot T} \quad (6)$$

onde d é a distância entre a fonte de radiação e o ponto de interesse imediatamente externo à barreira. O valor de B obtido por meio da Equação 6 representa o fator pelo qual a fluência primária deve ser atenuada para que o limite de dose seja respeitado, e constitui o ponto de partida para o cálculo da espessura da barreira em termos das camadas decirredutoras do material empregado, conforme detalhado na subseção subsequente (NCRP, 2005; IAEA, 2006).

3.5.3. Barreiras primárias, secundárias e cálculo de transmissão

As barreiras estruturais de uma sala de radioterapia são classificadas em duas categorias funcionais distintas, conforme a natureza da radiação que devem atenuar. As barreiras primárias são aquelas dispostas perpendicularmente à direção em que o feixe primário pode incidir diretamente, sendo dimensionadas para atenuar a totalidade da radiação útil emitida pelo equipamento. Em aceleradores lineares com *gantry* rotativo, as barreiras primárias correspondem tipicamente às paredes ortogonais ao isocentro e ao teto e ao piso, conforme a amplitude angular operacional do *gantry*. As barreiras secundárias, por sua vez, são aquelas que recebem apenas radiação espalhada, produzida pela interação do feixe primário com o paciente, com a mesa de tratamento e com elementos estruturais do *bunker*, e radiação de fuga, originada no cabeçote do equipamento e regulamentada por limites máximos do fabricante, tipicamente em até 0,1% da fluência primária a 1 metro do alvo (NCRP, 2005). O dimensionamento de cada categoria emprega procedimentos distintos, refletindo as características espectrais e geométricas dessas duas componentes da radiação.

O cálculo da transmissão requerida para a barreira primária parte diretamente da Equação 6, na qual a carga de trabalho W , o fator de uso U , o fator de ocupação T e a dose máxima permissível P são combinados com a distância d entre a fonte e o ponto de interesse externo à barreira. O valor de d adotado nesse cálculo corresponde tipicamente à distância foco-ponto de cálculo, situando esse ponto a 30 cm além da face externa da barreira projetada, conforme recomendação da NCRP 151. A transmissão B_{pri} assim obtida fornece o fator pelo qual a fluência do feixe primário, normalizada a 1 metro do isocentro, deve ser atenuada para que o limite de dose externo seja respeitado em condições conservadoras de uso clínico do equipamento.

O dimensionamento das barreiras secundárias requer o tratamento separado das duas componentes da radiação que incidem sobre elas. A radiação espalhada pelo paciente, originada de interações Compton no volume corporal, tem sua transmissão calculada em função do coeficiente de espalhamento α fração do feixe primário redirecionada em um determinado ângulo, tabulado pela NCRP 151, das distâncias foco-paciente e paciente-ponto de cálculo, e do tamanho do campo no paciente. A radiação de fuga do cabeçote, por sua vez, é dimensionada considerando o limite regulamentar máximo de 10^{-3} da fluência primária e a geometria foco-ponto-de-cálculo. A barreira secundária é projetada para o pior caso entre as duas transmissões em geral, aquela que demanda maior espessura, com verificação subsequente da equivalência

espectral entre as duas componentes, uma vez que radiação espalhada e radiação de fuga apresentam espectros médios distintos e podem requerer espessuras ligeiramente diferentes para a mesma transmissão (NCRP, 2005; IAEA, 2006).

Determinada a transmissão B requerida, a espessura física da barreira é calculada a partir das propriedades de atenuação do material empregado. A grandeza fundamental nesse cálculo é a camada decirredutora (TVL), definida como a espessura de material que reduz a fluência de fótons por um fator de dez. Na prática, distinguem-se a TVL inicial (TVL_1), correspondente à primeira camada de material atravessada, onde o efeito do espectro original é mais pronunciado, e as TVLs equilibradas (TVL_e), aplicáveis às camadas subsequentes, nas quais o espectro já se estabilizou após o endurecimento espectral inicial. A espessura total t da barreira pode ser estimada pela Equação 7 (NCRP, 2005):

$$t = TVL_1 + (n - 1) \cdot TVL_e \quad (7)$$

onde $n = -\log_{10}(B)$ representa o número de camadas decirredutoras necessárias para atingir a transmissão requerida. Para descrições mais precisas, especialmente em valores de B que não correspondem a potências exatas de dez, emprega-se a formulação empírica de Archer (1983) (Equação 8), que ajusta o comportamento da atenuação com três parâmetros tabulados (α , β , γ) específicos do material e da energia do feixe (Archer; Thornby; Bushong, 1983):

$$B(t) = \left[\left(1 + \frac{\beta}{\alpha} \right) e^{\alpha \gamma t} - \frac{\beta}{\alpha} \right]^{-1/\gamma} \quad (8)$$

a Equação 8 fornece a transmissão em função da espessura t , e sua inversão permite obter a espessura requerida para um dado B projetado (Archer; Thornby; Bushong, 1983).

Os materiais mais frequentemente empregados em barreiras estruturais de salas de radioterapia incluem o concreto convencional, com densidade nominal de 2,35 g/cm³, padrão de uso amplo pela disponibilidade e pelo custo; o concreto de alta densidade, com densidades entre 3,5 e 5 g/cm³, obtido pela incorporação de agregados pesados como barita ou hematita e empregado quando restrições de espaço impedem a utilização de concreto convencional em grandes espessuras; o chumbo, utilizado em portas blindadas e em pontos onde restrições de espessura mínima se aplicam; e o aço, frequentemente empregado em estruturas de portas e em barreiras secundárias. A título de referência, para um feixe de 6 MV, a TVL_1 em concreto convencional é de aproximadamente 36 cm, com TVL_e em torno de 33 cm; para chumbo, $TVL_1 \approx 5,7$ cm e $TVL_e \approx 5,5$ cm (NCRP, 2005). A escolha do material para cada barreira

específica é orientada pelo balanço entre espessura disponível, peso estrutural admissível, custo de instalação e características espectrais da radiação a ser atenuada.

3.5.4. Particularidades dos sistemas com *beam stopper* na redução de barreiras

A presença do *beam stopper* nos sistemas com arquitetura *O-Ring* introduz uma alteração relevante nos procedimentos clássicos de cálculo de blindagem para radioterapia. Conforme apresentado nas subseções anteriores, o dimensionamento das barreiras primárias parte da premissa de que a totalidade da fluência primária produzida pelo equipamento incide diretamente sobre a parede oposta à fonte. Em equipamentos como o Halcyon™, contudo, o feixe primário é parcialmente interceptado pelo *beam stopper* antes de atingir a parede estrutural, de modo que a fluência primária efetivamente incidente na barreira é a fluência transmitida através do dispositivo, atenuada por seu fator de transmissão característico (Cai *et al.*, 2021; NCRP, 2005).

A consequência dosimétrica direta dessa configuração é a redução da transmissão B_{barr} requerida da barreira estrutural propriamente dita. Em termos formais, a transmissão total experimentada pelo feixe primário entre a fonte e o ponto de cálculo externo à barreira pode ser expressa pelo produto entre a transmissão do *beam stopper* (B_{bs}) e a transmissão da barreira estrutural, conforme a Equação 9 (Cai *et al.*, 2021),

$$B_{total} = B_{bs} \cdot B_{barr} \quad (9)$$

assim, para uma transmissão total requerida pela combinação dos parâmetros W , U , T e P , a transmissão exigida da barreira estrutural pode ser substancialmente menor do que aquela necessária em equipamentos sem *beam stopper*. Estudos publicados reportam que a presença do dispositivo permite reduzir a espessura da barreira primária em três a quatro camadas decirredutoras (TVLs), o que se traduz em economia de 1,0 a 1,4 metro de concreto convencional ou redução equivalente em concreto de alta densidade (Cai *et al.*, 2021; Caravani *et al.*, 2022).

A redução de espessura proporcionada pelo *beam stopper* é, contudo, restrita à barreira primária única que recebe radiação útil em incidência direta. As barreiras secundárias do *bunker*, dimensionadas para radiação espalhada pelo paciente e radiação de fuga do cabeçote, não se beneficiam diretamente da presença do dispositivo, uma vez que essas componentes da radiação não interceptam o *beam stopper* em sua trajetória. Consequentemente, em sistemas *O-Ring*, a economia estrutural concentra-se na barreira primária, enquanto as barreiras secundárias

permanecem dimensionadas pelos critérios convencionais. Adicionalmente, o *beam stopper* atenua a fluência primária por mecanismos físicos que envolvem absorção fotoelétrica, espalhamento Compton e produção de partículas secundárias, alguns desses produtos retornam parcialmente em direção ao paciente, configurando uma escolha entre a função protetora do dispositivo e sua contribuição ao incremento da dose periférica (Cai *et al.*, 2021; NCRP, 2005).

Na prática, o dimensionamento de barreiras em salas que abrigam equipamentos com *beam stopper* requer considerações específicas que não estão contempladas de maneira explícita nas tabelas e nos procedimentos clássicos da NCRP 151 e da IAEA SRS 47, originalmente concebidos para aceleradores convencionais sem dispositivos integrados de atenuação primária. Recomendações específicas para o projeto de *bunkers* de sistemas *O-Ring* têm sido propostas em literatura recente (Cai *et al.*, 2021; Choi *et al.*, 2024) e incluem a verificação experimental do fator de transmissão real do *beam stopper* em condições clínicas, a consideração de cenários de rotação do *gantry* em que o feixe pode estar parcialmente desalinhado com o eixo do dispositivo; e a quantificação da contribuição do retroespalhamento gerado no próprio *beam stopper* à dose periférica do paciente. Essa literatura recomenda que projetos de *bunkers* para sistemas *O-Ring* sejam acompanhados por simulações Monte Carlo de validação, especialmente em cenários geométricos não convencionais ou em instalações com restrições espaciais que se aproximem dos limites permitidos pela regulamentação.

3.6. Implicações clínicas da dose periférica e cutânea

Apesar da capacidade dos sistemas modernos de planejamento em conformar a distribuição de dose ao volume-alvo, uma fração mensurável da radiação produzida pelo equipamento atinge regiões fora do campo terapêutico, resultando em dose periférica e cutânea recebida por estruturas anatômicas que não compõem o plano de tratamento (Kry *et al.*, 2017 [TG-158; Howell *et al.*, 2010]). Embora baixa em magnitude absoluta quando comparada à dose prescrita, essa componente da dose é clinicamente relevante por três motivos principais pode produzir efeitos determinísticos em tecidos superficiais, pode contribuir para o risco estocástico de neoplasias secundárias radioinduzidas, e pode interferir com a função de dispositivos médicos implantados em pacientes específicos.

Os efeitos de reação tecidual associados à dose cutânea decorrem da deposição de energia nas camadas mais superficiais da pele, particularmente na camada basal da epiderme e na derme adjacente, e manifestam-se clinicamente como eritema, descamação seca, descamação úmida ou, em casos extremos, necrose. A radiação retroespalhada por componentes

estruturais de alto número atômico, como o *beam stopper*, é particularmente relevante neste contexto porque os fótons retroespalhados emergem com energias limitadas, e os fotoelétrons resultantes apresentam alcance limitado em meios densos, depositando energia preferencialmente nas camadas superficiais do tecido (Lankinen *et al.*, 2025). O acréscimo de dose cutânea, embora geralmente abaixo dos limiares de reação tecidual em protocolos de fracionamento convencional, pode tornar-se relevante em tratamentos hipofracionados, em campos pélvicos posteriores extensos e em pacientes com sensibilidade cutânea individual aumentada.

Os efeitos estocásticos da dose periférica, em contraste com os de reação tecidual, não apresentam limiar mínimo conhecido, e sua probabilidade de ocorrência é considerada proporcional à dose absorvida em todo o intervalo dosimétrico de interesse clínico (ICRP, 2007). A consequência mais frequentemente discutida na literatura é a indução de neoplasias secundárias radioinduzidas em tecidos sadios localizados a alguma distância do volume primário de tratamento. Em pacientes com expectativa de longa sobrevida notadamente em radioterapia pediátrica e em tratamentos de tumores de bom prognóstico em adultos jovens, a quantificação rigorosa da dose periférica é considerada componente essencial da avaliação do risco a longo prazo e tem motivado um corpo crescente de literatura voltado à mensuração e à modelagem dessa componente dosimétrica (Howell *et al.*, 2010; AAPM, 2017).

Há também contextos clínicos específicos em que mesmo doses periféricas modestas adquirem relevância particular. Em pacientes gestantes, os limites de dose fetal estabelecidos pela ICRP impõem restrições rigorosas tipicamente abaixo de 100 mGy ao longo da gestação para minimizar riscos teratogênicos e de comprometimento do desenvolvimento neuropsicomotor (ICRP, 2007). Em pacientes portadores de dispositivos eletrônicos cardíacos implantáveis, como marca-passos e desfibriladores, a literatura recomenda limites de dose acumulada significativamente abaixo dos limites de dose terapêutica, com base na sensibilidade desses dispositivos a perturbações eletromagnéticas e a danos por radiação ionizante (Hurkmans *et al.*, 2012). Em ambos os contextos, a precisão na quantificação da dose periférica recebida por essas estruturas anatômicas críticas é considerada elemento essencial do planejamento e do acompanhamento clínico, motivando o emprego de ferramentas dosimétricas adequadas à precisão exigida nessas avaliações.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

O presente capítulo descreve as etapas metodológicas empregadas para o desenvolvimento, a validação e a aplicação do modelo MCNP6.2 do acelerador linear Halcyon™. O capítulo está organizado em cinco seções, alinhadas aos objetivos específicos definidos no Capítulo 2 a modelagem geométrica do cabeçote (seção 4.1); a definição da fonte de partículas e dos parâmetros operacionais da simulação (seção 4.2); a validação dosimétrica do modelo frente aos dados de comissionamento do TPS Eclipse, fornecidos pelo serviço do Hospital de Amor Interestadual de Lagarto, SE (seção 4.3); a modelagem de um *bunker* para avaliação da contribuição do *beam stopper* à blindagem primária (seção 4.4); e a reconstrução do plano VMAT de próstata por meio de *trajectory logs*, com quantificação do retroespalhamento gerado pelo *beam stopper*, com base em dados clínicos cedidos pelo serviço de Lagarto (seção 4.5).

4.1. Modelagem geométrica do cabeçote no código MCNP6.2

O modelo geométrico do cabeçote do acelerador linear Halcyon™ (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, EUA) foi implementado no código de transporte de radiação MCNP6.2 (Werner, 2018), considerando os componentes estruturais e dosimetricamente relevantes do equipamento. A geometria foi desenvolvida com base em modelos previamente reportados na literatura para aceleradores lineares Varian (Bednarz; Xu, 2009; Han *et al.*, 2011) e adaptada às especificidades arquitetônicas do Halcyon™, notadamente a configuração *jawless*, o sistema de colimação multilâmina *dual-layer* e a presença do *beam stopper* integrado à estrutura *O-Ring*. O modelo reproduz o equipamento operando a 6 MV em modo *flattening filter free*, com os componentes posicionados em relação ao isocentro situado a 100 cm do alvo de tungstênio (SAD = 100 cm).

O alvo de tungstênio foi modelado como um cilindro de 0,602 cm de diâmetro e 0,0635 cm de altura, com densidade de 18,0 g/cm³, posicionado em $z = 0$ e alinhado ao eixo de simetria do equipamento. Imediatamente abaixo do alvo, foi implementada a base de cobre de densidade $\rho = 8,96$ g/cm³, responsável pelo suporte estrutural e pela absorção residual do feixe de elétrons primário não convertido em radiação de freamento. O colimador primário foi modelado como um tronco de cone construído em aço ($\rho = 7,87$ g/cm³), com abertura que delimita a divergência angular do feixe primário antes da câmara monitora. A câmara monitora, representada por lâminas alternadas de cobre, Kapton (composição C₂₂H₁₀N₂O₅ e densidade 1,42 g/cm³) e ar incluindo a janela de berílio ($\rho = 1,85$ g/cm³), ocupa a região entre $z = 8,66$ cm e $z = 16,55$ cm.

Entre a câmara monitora e o sistema de colimação, foi implementado o espelho de Mylar (m102, $C_{10}H_8O_4$, $\rho = 1,39 \text{ g/cm}^3$), inclinado a 35° em relação ao eixo do feixe, responsável pela projeção do retículo de luz utilizado no alinhamento clínico do paciente.

O sistema de colimação do Halcyon™ é composto por dois bancos de MLC montados em série, sem mandíbulas (*jaws*) convencionais. Cada banco é constituído por dois grupos de 28 lâminas opostas de tungstênio ($\rho = 18,0 \text{ g/cm}^3$), totalizando 58 lâminas na camada proximal e 56 na distal, sendo 114 lâminas no conjunto. A geometria de cada lâmina individual foi modelada com perfil escalonado em 0,5 cm, reproduzindo a forma característica das lâminas Varian que minimiza o vazamento interfolhas por meio de degraus no perfil lateral. As lâminas foram posicionadas por meio de *cards* de transformação de coordenadas (TRCL) específicas para cada lâmina, permitindo a configuração individual em cenários de campos quadrados, retangulares ou conformacionais. Para a validação dosimétrica descrita na seção 4.3, as lâminas foram posicionadas de modo a reproduzir os tamanhos nominais de campo de 2×2 , 4×4 , 6×6 , 8×8 , 10×10 , 20×20 e $28 \times 28 \text{ cm}^2$ projetados no isocentro, conforme as configurações empregadas no comissionamento do TPS no Serviço do Hospital de Amor Interestadual de Lagarto, SE.

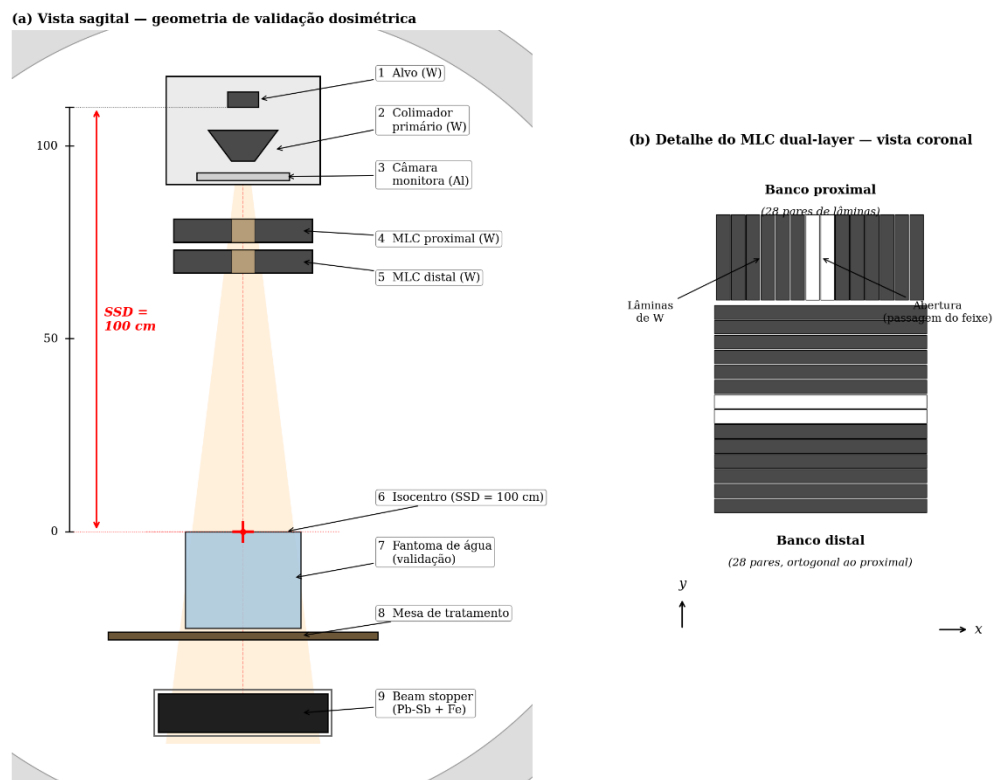
O *beam stopper* foi modelado com dimensões nominais de $75,4 \text{ cm} \times 66,0 \text{ cm} \times 17,2 \text{ cm}$, representando o bloco de blindagem que, na arquitetura *O-Ring* do Halcyon™, intercepta o feixe primário oposto ao isocentro. A composição modelada corresponde a uma matriz de chumbo dopada com antimônio (Pb-Sb, $\rho = 11,34 \text{ g/cm}^3$), conforme especificações disponíveis em literatura recente sobre o equipamento (Lankinen *et al.*, 2025). O encapsulamento estrutural em aço, presente no equipamento real, foi modelado de forma simplificada como uma camada externa fina, considerando sua contribuição limitada à atenuação total do dispositivo abordagem consistente com a empregada em estudos prévios sobre blindagem em sistemas *O-Ring* (Cai *et al.*, 2021; Caravani; Murry; Healy, 2022).

A mesa de tratamento foi modelada como um paralelepípedo de Bakelite ($\rho = 1,25 \text{ g/cm}^3$; composição mássica de carbono com 77,5%; oxigênio 16,8%; hidrogênio 5,7%) com dimensões de $54 \times 180 \times 5 \text{ cm}^3$, posicionada longitudinalmente em relação ao isocentro de modo a reproduzir a configuração clínica indexada do equipamento. A base estrutural da mesa foi modelada como cinco placas empilhadas em aço, representando o suporte da *couch* do equipamento. Para a validação dosimétrica, foi adicionalmente implementado um fantoma de água ($\rho = 1,0 \text{ g/cm}^3$, H_2O) com dimensões de $50 \times 50 \times 30 \text{ cm}^3$, com sua superfície superior

posicionada coincidindo com o isocentro ($SSD = 100$ cm) reproduzido a geometria empregada nas medições de comissionamento do TPS Eclipse-AAA fornecidas pelo Serviço do Hospital de Amor Interestadual de Lagarto, SE.

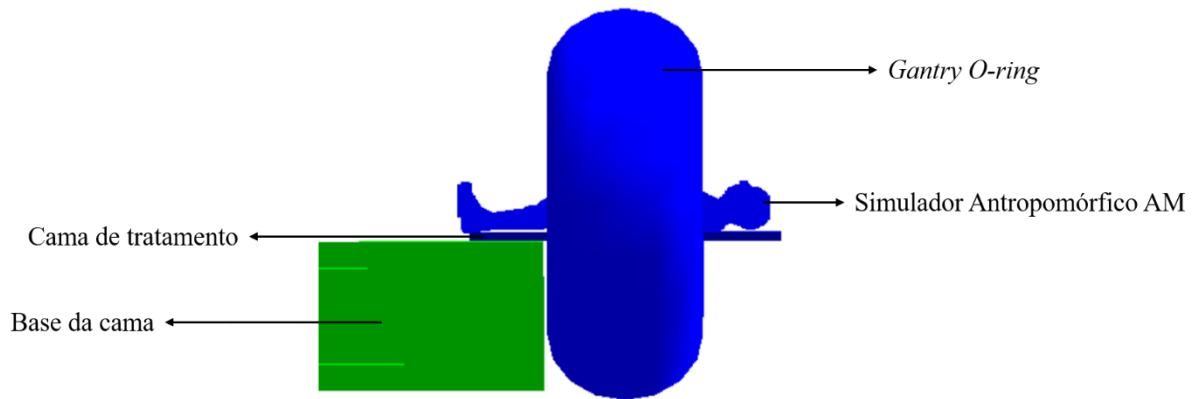
A Tabela 1 sintetiza os materiais empregados no modelo geométrico, com suas densidades nominais, composições e identificadores de material no input MCNP6.2. As composições isotópicas e moleculares foram implementadas conforme as bibliotecas de seções de choque ENDF/B-VII.1 (Chadwick *et al.*, 2011) e MCPLIB04 (White, 2002), utilizadas pelo MCNP6.2 para fótons e elétrons na faixa de energia clínica de interesse. A esquematização do modelo é apresentada na Figura 2, e a geometria completa do modelo com o pórtilo, o fantoma e o *beam stopper*, é apresentada na Figura 3.

Figura 2. Diagrama esquemático do modelo geométrico do Halcyon™ desenvolvido no MCNP6.2 (a) vista sagital; (b) detalhe do MLC de dupla camada.



Fonte: A autora, 2026.

Figura 3. Geometria 3D implementada no código MCNP para o Halcyon™, detalhando o pórtico *O-Ring*, o simulador antropomórfico.



Fonte: A autora, 2026.

Tabela 1. Materiais empregados no modelo geométrico do Halcyon™ no MCNP6.2.

Material	Composição	Densidade (gcm ³)	Cells representativas
Tungstênio	W (Z=74)	18,0	Alvo, MLC, estruturas de blindagem
Cobre	Cu (Z=29)	8,96	Base do alvo, câmara monitora, suportes
Aço	Fe (Z=26)	7,87	Colimador primário, base da mesa
Pb-Sb	Pb (Z=82) com Sb	11,34	<i>Beam stopper</i>
Água	H ₂ O	1,0	Fantoma de validação
Ar	N 75,5%; O 23,2%; Ar 1,3%	1,2 x 10 ⁻³	Cavidades internas, ambiente
Berílio	Be (Z = 4)	1,85	Janela da câmara monitora
Kapton	C ₂₂ H ₁₀ N ₂ O ₅	1,42	Lâminas da câmara monitora
Mylar	C ₁₀ H ₈ O ₄	1,39	Espelho
Bakelite	C 77,5%; O 16,8%; H 5,7%	1,25	Mesa de tratamento
Berílio	Be (Z = 4)	1,85	Janela da câmara monitora

Fonte: A autora, 2026.

4.2. Definição da fonte e parâmetros de simulação

A fonte primária do modelo MCNP6.2 foi definida considerando a física da geração de radiação de freamento (*bremssstrahlung*) no alvo de tungstênio. Elétrons primários foram amostrados a partir de um espectro de energia abrangendo o intervalo de 6,0 a 6,2 MeV, definido a partir do ajuste iterativo do espectro nominal frente aos dados de comissionamento dosimétrico empregados na validação descrita na seção 4.3. A fonte foi configurada por meio

do cartão SDEF, com partícula tipo 3 (elétron, $par=3$), distribuição espacial Gaussiana bidimensional no plano xy , centrada no eixo de simetria do equipamento, e direção inicial coincidente com o eixo $+z$ ($vec = 0\ 0\ 1$), incidindo sobre a face superior do alvo de tungstênio em $z = -0,25$ cm. A propagação dos elétrons primários através do alvo gera o espectro contínuo de fótons de freamento característico do feixe FFF de 6 MV, o qual, ao atravessar os demais componentes do cabeçote modelados conforme a seção 4.1, constitui a fluência efetivamente incidente sobre o fantoma de validação.

O modo de transporte acoplado fóton-elétron (*mode p e*) foi adotado em todas as simulações, garantindo o tratamento explícito da produção de *bremsstrahlung* no alvo e da deposição de energia por partículas carregadas secundárias nas regiões de interesse dosimétrico. Os limites inferiores de energia (cortes) foram configurados em 10 keV para fótons ($cutp\ 1e20\ 0.01$) e 100 keV para elétrons ($cute\ 1e20\ 0.1$), valores compatíveis com o intervalo dosimetricamente relevante e adequados ao compromisso entre exatidão e custo computacional, conforme práticas recomendadas para simulações de feixes clínicos de megavoltagem (Sheikh-Bagheri; Rogers, 2002; Reynaert *et al.*, 2007). O cartão *phys p 23.1* define o limite superior de energia para fótons em 23,1 MeV adequado à modalidade do feixe FFF de 6 MV, e o cartão *phys e 23.1 j j j j 10* configura a estratégia de transporte eletrônico com tratamento detalhado da produção de *bremsstrahlung*.

As bibliotecas de seções de choque empregadas para o transporte de fótons e elétrons foram aquelas distribuídas com o pacote MCNP6.2 (Werner, 2018), construídas a partir das tabulações ENDF/B-VII.1 (Chadwick *et al.*, 2011) e MCPLIB04 (White, 2002), conforme descrito na subseção 3.3.3.

A grandeza dosimétrica de interesse, energia depositada por unidade de massa, foi quantificada por meio do *tally* F6 do MCNP6.2, aplicado a estruturas de células repetidas (*lattice*) no fantoma de água. Para a obtenção das curvas de PDD, o *tally* F6 foi aplicado a uma sequência de células ao longo do eixo central do feixe, com discretização ajustada para reproduzir a resolução espacial das medições de comissionamento. Para a obtenção dos perfis laterais, o *tally* F6 foi aplicado em estruturas de células dispostas no plano transversal ao eixo do feixe, em cinco profundidades correspondentes às disponíveis nos arquivos de comissionamento do Serviço de Radioterapia do Hospital do Amor, Lagarto, SE, 1,4 cm (profundidade do máximo de dose, $d_{máx}$), 5 cm, 10 cm, 20 cm e 30 cm. Os resultados do *tally* F6 foram exportados em MeV/g por partícula primária e posteriormente convertidos para dose

absorvida em água por meio de procedimento de calibração descrito na subseção 4.3, com base em fator de normalização determinado a partir da dose esperada à profundidade de referência.

O número total de histórias simuladas foi de $N_{ps} = 1 \times 10^9$ por configuração de campo, com critério de aceitação estatística condicionado ao atendimento dos 10 testes estatísticos automatizados do MCNP6.2 (Werner, 2018; Brown *et al.*, 2018) e à manutenção de incerteza relativa inferior a 2% nos *voxels* do eixo central nas profundidades de referência (d_{max} e 10 cm). O cartão `prdm p j 5000000 1 3` foi configurado para gerar arquivos intermediários a cada 5×10^6 histórias, permitindo o monitoramento da convergência ao longo da execução. As simulações foram realizadas em um Computador pessoal (PC) equipado com processador AMD Ryzen de 16 núcleos e 128 GB de memória RAM. A extração das grandezas dosimétricas (PDDs e perfis) a partir dos arquivos de saída do MCNP6.2, bem como o procedimento de comparação ponto a ponto com os dados do TPS Eclipse, são descritos na subseção 4.3.

4.3. Validação dosimétrica frente ao TPS Eclipse

A validação dosimétrica do modelo MCNP6.2 foi realizada a partir da comparação direta de seus resultados com os dados de comissionamento do sistema de planejamento Eclipse® (Varian Medical Systems) operado por um serviço de Radioterapia do Hospital de Amor Interestadual, Lagarto, SE, instituição parceira que disponibilizou os arquivos de comissionamento clínico do equipamento Halcyon™ instalado em sua sala de tratamento. O algoritmo de cálculo de dose empregado pelo TPS no comissionamento utilizado foi o *Anisotropic Analytical Algorithm* (AAA), conforme indicado nos arquivos de origem. As medições experimentais que sustentaram o comissionamento foram realizadas utilizando uma câmara de ionização *PTW Semiflex* (raio interno de 2,75 mm) em fantoma de água com SSD = 100 cm e *gantry* posicionado em 0°, para sete tamanhos nominais de campo quadrado (2×2 , 4×4 , 6×6 , 8×8 , 10×10 , 20×20 e 28×28 cm² no isocentro), resultando em 7 curvas de PDD e 35 perfis laterais *inplane* em cinco profundidades de referência (1,4 cm, 5 cm, 10 cm, 20 cm e 30 cm). Os arquivos foram disponibilizados no formato MCC do software *PTW BeamScan* (CC-Export V1.9), que preserva os dados originais das varreduras e os parâmetros de aquisição associados a cada curva.

Para a validação do modelo MCNP6.2, foram selecionadas as setes configurações de tamanhos de campo, agrupados em três regimes representativos 2×2 , 4×4 , 6×6 e 8×8 cm² (campos pequenos), 10×10 cm² (campo de referência) e 20×20 e 28×28 cm² (campo

máximo), abrangendo o intervalo dosimetricamente relevante para a maioria das aplicações clínicas do equipamento e cobrindo os regimes de equilíbrio eletrônico, transição e ausência de equilíbrio nas bordas do campo. As lâminas do MLC *dual-layer* foram configuradas individualmente, por meio dos cartões TRCL, de modo a reproduzir os tamanhos nominais de campo no isocentro com tolerância submilimétrica. O fantoma de água (*cell* 800, dimensões de $50 \times 50 \times 30 \text{ cm}^3$) foi posicionado com $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$, coincidindo com o *setup* das medições de comissionamento. A geometria foi mantida invariante entre as sete simulações, com modificação restrita à configuração das lâminas do MLC.

As curvas de PDD foram extraídas dos resultados do *tally* F6 (subseção 4.2) ao longo do eixo central do feixe, considerando as células alinhadas ao eixo z entre a superfície do fantoma e a profundidade de 30 cm. Os perfis laterais foram extraídos a partir do *tally* F6 aplicado a estruturas de células dispostas no plano transversal ao eixo do feixe, em cada uma das cinco profundidades de referência. Os valores foram transcritos manualmente dos arquivos *outp* do MCNP6.2 para planilhas Excel®, com intervalo amostral de 5,0 mm entre pontos consecutivos para os perfis laterais. Os valores resultantes, em MeV/g por partícula primária, foram normalizados à profundidade do máximo de dose ($d_{\text{máx}} \approx 1,4 \text{ cm}$ para 6 MV FFF), procedimento equivalente ao adotado pelo software *PTW BeamScan* na exportação dos dados clínicos, e expressos em escala percentual (PDD%) e em escala normalizada ao eixo central (perfis), para fins de comparação direta com os dados do TPS.

A concordância entre as curvas obtidas com o modelo MCNP6.2 e os dados de referência do TPS Eclipse foi quantificada pelo índice gama (γ), que combina em uma única métrica a diferença de dose e a distância até a concordância (*distance-to-agreement*, DTA) entre duas distribuições (Low *et al.*, 1998). Em cada comparação, os dados de comissionamento do TPS foram adotados como distribuição de referência e os resultados da simulação, como distribuição avaliada.

A análise foi conduzida no modo global, no qual a diferença de dose é normalizada pela dose máxima de cada curva, e um ponto foi considerado aprovado quando $\gamma \leq 1$. Foram empregados os critérios de 3%/3 mm e 2%/2 mm, com um limiar de baixa dose de 10% da dose máxima, abaixo do qual os pontos foram excluídos da estatística de aprovação, conforme as recomendações do relatório TG-218 da AAPM (Miften *et al.*, 2018).

Como métricas complementares à taxa de aprovação gama, computou-se a diferença média absoluta de dose em regiões específicas de cada tipo de curva: nos perfis laterais, na região interna do campo (platô de dose); e nas curvas de dose percentual em profundidade (PDD), na região posterior ao ponto de dose máxima. Essas diferenças permitem identificar eventuais desvios sistemáticos de pequena magnitude que a taxa de aprovação gama, isoladamente, poderia não evidenciar. Os valores obtidos em ambos os critérios, para cada tamanho de campo, são apresentados no Capítulo 5.

O processamento, geração das curvas comparativas, sobreposição gráfica das distribuições do MCNP6.2 e do TPS do Eclipse e cálculo do índice gama em rotina de análise numérica foi conduzido sobre os valores extraídos dos arquivos de saída das simulações. Os tempos de simulação para as configurações $2 \times 2 \text{ cm}^2$ e $28 \times 28 \text{ cm}^2$ foram da mesma ordem de magnitude, com variação determinada principalmente pelas diferenças de fluxo de partículas nas regiões do *tally*.

4.4. Simulação da blindagem estrutural da sala de tratamento

Uma das questões centrais associadas ao *beam stopper* do acelerador Halcyon™ reside não no seu efeito sobre a dose ao paciente, mas sim na sua contribuição efetiva para a atenuação do feixe primário transmitido na direção das barreiras estruturais da sala de tratamento. Para investigar quantitativamente essa contribuição, foi construído um modelo geométrico simplificado de um *bunker* de radioterapia no código MCNP6.2, permitindo a comparação direta entre duas configurações uma com o *beam stopper* modelado como liga Pb-Sb e outra com o mesmo componente geométrico substituído por ar.

A sala de tratamento foi representada por três camadas concêntricas em formato de paralelepípedo retangular. A camada mais externa, com 20 cm de espessura, foi preenchida com argamassa baritada de densidade $3,35 \text{ g/cm}^3$, cuja composição elementar foi extraída do compêndio de materiais para transporte de radiação PNNL-15870 (McConn Jr. *et al.*, 2011), classificada como *Barite Concrete, Type BA*. Esse material é composto predominantemente por bário (46,3%), oxigênio (31,2%), enxofre (10,8%), cálcio (5,0%) e ferro (4,8%) em fração mássica, com contribuições menores de silício, alumínio, hidrogênio e magnésio. A camada interna, com 4 cm de espessura, foi modelada com argamassa convencional de densidade $1,97 \text{ g/cm}^3$. A cavidade interna da sala foi preenchida com ar seco, resultando em dimensões externas totais de $500 \times 500 \times 400 \text{ cm}$.

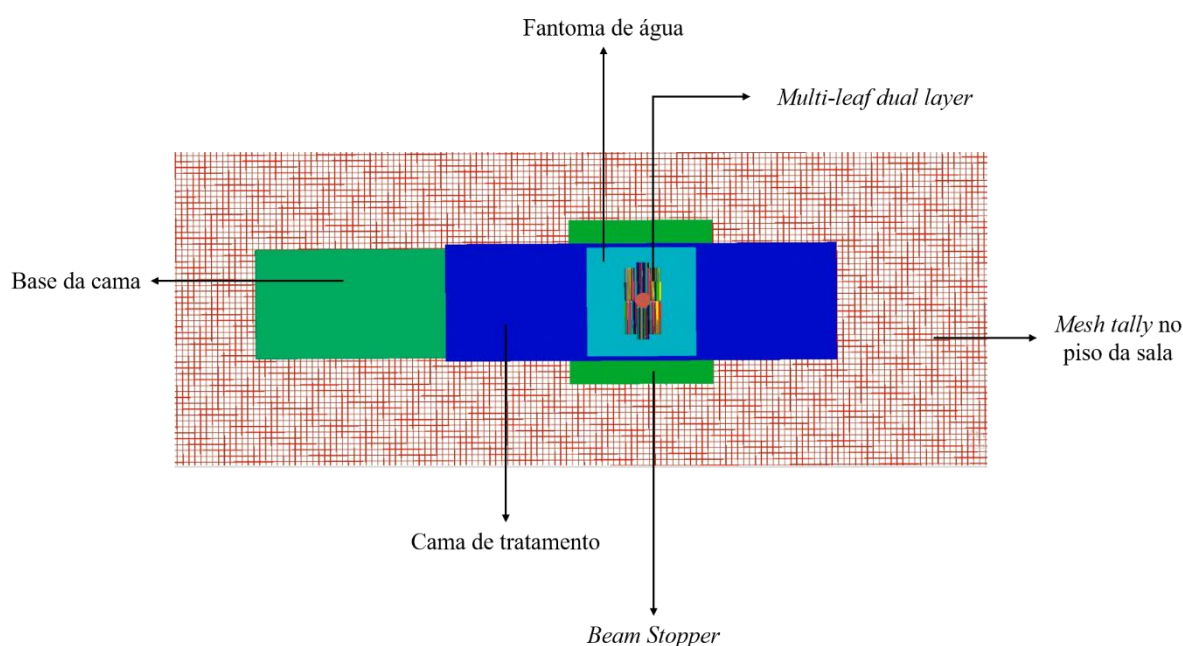
As espessuras das camadas de blindagem foram estimadas a partir de cálculo analítico adaptado da metodologia de dimensionamento de salas de tomografia computadorizada, com base nas recomendações do NCRP *Report* 147 (NCRP, 2004) e nos requisitos da norma CNEN NN 6.02. O cálculo analítico indicou 17 cm de argamassa baritada e 4 cm de argamassa convencional; para fins de modelagem computacional, a espessura da camada baritada foi arredondada para 20 cm. Cabe ressaltar que, embora o dimensionamento tenha seguido a metodologia do NCRP 147, originalmente concebida para instalações de radiodiagnóstico, o contexto de aplicação é de radioterapia com feixe de megavoltagem, cuja referência complementar é o NCRP *Report* 151 (NCRP, 2005). O objetivo da simulação Monte Carlo não é validar o dimensionamento analítico, mas sim quantificar a contribuição específica do *beam stopper* para a atenuação na barreira primária.

O modelo do cabeçote do acelerador Halcyon™, incluindo o alvo de tungstênio, o colimador primário, a câmara monitora e o sistema MLC de dupla camada, foi incorporado à geometria da sala conforme descrito nas seções anteriores deste capítulo. A simulação principal utilizou um campo estático de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ no isocentro, correspondente ao campo de referência padronizado para comissionamento dosimétrico e caracterização de feixes em radioterapia (IAEA TRS-398, 2000). A escolha deste campo permite a comparação direta com dados de comissionamento e representa uma condição de irradiação bem definida para a avaliação da contribuição do *beam stopper* à blindagem. Simulações complementares foram realizadas com campo de $28 \times 28 \text{ cm}^2$, correspondente à abertura máxima do MLC do Halcyon™, para avaliar se a cobertura geométrica do *beam stopper* é suficiente nas condições de maior divergência do feixe, e com fantoma de água de dimensões ampliadas, para distinguir a contribuição do espalhamento no fantoma daquela do feixe primário transmitido na fluência observada na barreira primária. O fantoma de água para referência dosimétrica foi posicionado entre $z = 100 \text{ cm}$ e $z = 130 \text{ cm}$, correspondendo à posição do paciente no isocentro.

O *beam stopper* foi modelado, com dimensões de $75,4 \times 66,0 \times 17,2 \text{ cm}$, posicionado imediatamente a jusante do fantoma de água na direção do feixe primário, entre $z = 136 \text{ cm}$ e $z = 153,2 \text{ cm}$. Na configuração com o material foi atribuído ao componente a liga de Pb-Sb com densidade de $11,34 \text{ g/cm}^3$. Na configuração sem o material da mesma célula geométrica foi substituído por ar ($\rho = 0,0012 \text{ g/cm}^3$), sem qualquer outra alteração no arquivo de entrada da simulação, garantindo que a única variável entre as duas execuções fosse a composição do componente investigado.

A contribuição do *beam stopper* à atenuação na barreira primária foi quantificada pelo fator de transmissão $B = \Phi_{sem}/\Phi_{com}$, razão entre a fluência fotônica que atravessa o piso nas configurações sem e com o componente, da qual decorre a espessura de concreto que poderia ser dispensada, expressa em camadas decirredutoras ($TVL = \log_{10} B$). Todas as simulações foram conduzidas com 2×10^8 histórias, número necessário para reduzir a incerteza estatística na região de interesse, particularmente crítica na configuração com *beam stopper*, em que apenas uma pequena fração de fótons atravessa o piso no eixo. A malha de pontuação da fluência sobre a geometria é mostrada na Figura 4.

Figura 4. Malha de pontuação (mesh tally) sobre a geometria posicionada no piso.



Fonte: A autora, 2026.

A análise apoiou-se em comparações controladas, nas quais cada par de simulações difere por um único elemento, isolando a contribuição de cada componente à fluência no piso. A comparação principal confronta as configurações com e sem o *beam stopper*, alternando-se o material entre liga Pb-Sb e ar. A partir dela, variaram-se individualmente o material da base da mesa de tratamento, a presença e a dimensão do fantoma de água e o tamanho de campo ($10 \times 10 \text{ cm}^2$ de referência e $28 \times 28 \text{ cm}^2$ de abertura máxima do MLC).

A mesa de tratamento foi incluída no modelo com base estrutural em aço, condição que reproduz o cenário real de irradiação. Por moldar o padrão de fluência registrado no piso ao atenuar parte da radiação ao longo de seu trajeto, seu efeito foi isolado por meio de uma simulação adicional em que o material da base foi substituído por ar, mantida a geometria no

restante. A comparação entre as duas configurações permite distinguir a atenuação devida à mesa daquela devida ao *beam stopper*.

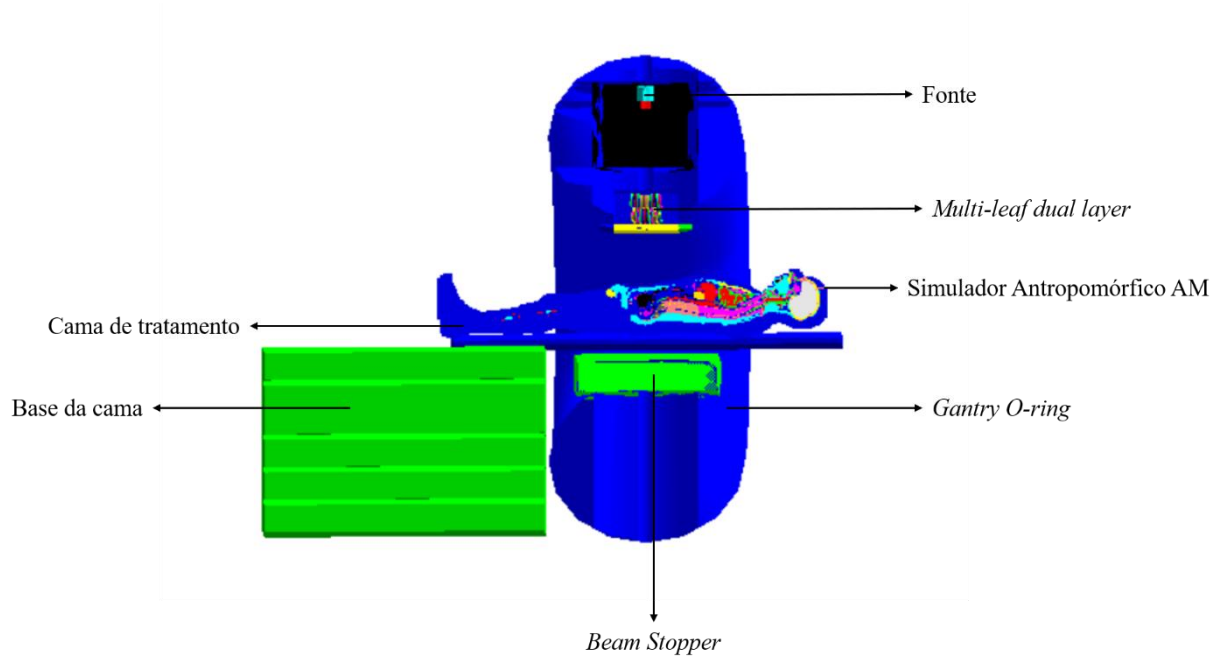
A contribuição do fantoma de água, que representa o paciente, foi investigada por duas vias complementares. Na primeira, o fantoma foi removido, substituído por ar em simulação de configuração idêntica, permitindo quantificar sua participação na fluência total do piso. Na segunda, suas dimensões foram ampliadas, evidenciando a fluência espalhada que dele se origina e atinge o piso.

Além da malha horizontal sobre o piso, empregou-se uma malha em plano vertical (y-z), destinada a visualizar a trajetória completa da radiação do feixe colimado no eixo, passando por sua atenuação ao atravessar o fantoma e pelo bloqueio no *beam stopper*, até o espalhamento que se distribui em direção ao piso, tornando explícita a origem da componente espalhada.

4.5. Simulação de um VMAT de próstata através de arquivos *trajectory logs*

Esta seção descreve o procedimento desenvolvido para reconstruir, em ambiente Monte Carlo, um plano VMAT de próstata efetivamente entregue por um equipamento Halcyon™, a partir do *trajectory log* registrado durante o tratamento clínico (formato VOSTL), com o objetivo de quantificar a contribuição do retroespalhamento gerado pelo *beam stopper* à dose periférica e cutânea posterior do paciente. As subseções subsequentes detalham, em sequência a origem dos dados clínicos (seção 4.5.1), o formato e o *parsing* do *trajectory log* (seção 4.5.2), o simulador antropomórfico empregado (seção 4.5.3), a geração automatizada dos inputs MCNP6.2 por discretização *step-and-shoot* (seção 4.5.4), a configuração dosimétrica e a correção introduzida ao *tally* F6 em estruturas voxelizadas (seção 4.5.5), a composição da dose total e a análise de convergência (seção 4.5.6) e a estratégia de execução paralelizada (seção 4.5.7). O simulador antropomórfico AM, com as estruturas pélvicas, é apresentado na Figura 5.

Figura 5. Representação geométrica (corte axial) dos principais equipamentos do acelerador Halcyon e do simulador antropomórfico AM.



Fonte: A autora, 2026.

4.5.1. Origem dos dados clínicos e características do plano VMAT

Os dados clínicos empregados nesta etapa do trabalho foram cedidos pelo Hospital de Amor Interestadual instalado na cidade de Lagarto SE, instituição parceira. O plano selecionado refere-se a um paciente do sexo masculino submetido a tratamento radioterápico de neoplasia de próstata pela técnica VMAT (*Volumetric Modulated Arc Therapy*) em equipamento Halcyon™ operando em modalidade *flattening filter free* de 6 MV. A identidade do paciente foi preservada, sendo o caso identificado exclusivamente pelo número de prontuário, conforme registrado nos arquivos de log do equipamento.

O plano de tratamento é composto por três arcos VMAT completos, totalizando 1332,73 unidades monitoras (UM) por fração, com prescrição de 200 cGy/fração ao volume-alvo de planejamento (PTV) prostático. A faixa angular do gantry varre os 360° em sentido alternado entre os arcos, conforme padrão clínico do Halcyon™ para a sequência VMAT prostática. Cada arco é discretizado em 177 *control points* (CPs) pelo sistema de planejamento, correspondendo a um passo angular médio de aproximadamente 2° por CP, discretização compatível com a recomendação para simulações Monte Carlo de planos VMAT por aproximação *step-and-shoot* equivalente.

4.5.2. *Trajectory log do Halcyon (estrutura e parsing do formato VOSTL)*

A reconstrução fiel do plano efetivamente entregue exige acesso aos parâmetros operacionais do equipamento durante o tratamento. O Halcyon™ registra esses parâmetros em um arquivo de *trajectory log*, o registro, gravado pelo próprio acelerador ao longo da entrega, do estado de cada eixo da máquina, em formato binário proprietário da Varian, com extensão .bin. O formato organiza-se em um cabeçalho, identificado pela assinatura textual VOSTL em seus primeiros bytes, seguido dos dados de eixo amostrados a intervalo fixo de tempo, para cada *snapshot*, ou ciclo de controle, registram-se o ângulo do *gantry* e do colimador, as posições planejadas e medida de cada lâmina do colimador multilâminas e dos demais eixos, e a unidade monitora acumulada, além de uma seção final de verificação de integridade. O cabeçalho declara ainda, entre outros campos, a versão do log, o intervalo de amostragem, o número de eixos amostrados e o número de lâminas do colimador.

A leitura desse arquivo foi realizada com a biblioteca *pylinac*, módulo de análise de logs, implementação de código aberto amplamente validada na comunidade de física médica para a análise de logs de aceleradores Varian, que decodifica o formato conforme a especificação do fabricante e disponibiliza, para cada *snapshot*, os valores de *gantry*, colimador, posições do colimador multilâminas e unidade monitora. O colimador multilâminas do Halcyon™ é do tipo dupla camada, com 114 lâminas, totalizando 29 pares na camada proximal e 28 pares na distal, cada lâmina com 1 cm de largura projetada no isocentro e as duas camadas escalonadas em 0,5 cm uma em relação à outra, o que confere ao conjunto resolução efetiva de 5 mm e transmissão interlâminas reduzida. A recuperação das 114 lâminas a partir do log é condição necessária para reproduzir a modulação real de cada arco.

A identificação das fronteiras dos três arcos por detecção da inversão do sentido de rotação do *gantry* durante o regime *beam-on* e a extração dos 177 *control points* equiespaçados por arco foram conduzidas sobre os dados decodificados pelo *pylinac*, alimentando a geração automatizada dos *inputs* MCNP6.2 descrita na subseção 4.5.3.

4.5.3. *Simulador antropomórfico adulto masculino*

Para a representação anatômica do paciente nas simulações, foi empregado o simulador antropomórfico AM (*Male Adult voxel-based*), de referência da ICRP 145. O AM foi construído a partir da fusão de superfícies poligonais (*mesh*) representativas de cada órgão e tecido humano de um adulto masculino padrão, posteriormente voxelizadas em uma grade tridimensional de resolução compatível com aplicações dosimétricas de radioterapia (Kim *et al*, 2020).

No modelo implementado neste trabalho, o simulador AM foi representado como um *lattice voxelizado* de $372 \times 176 \times 1024$ *voxels*, totalizando aproximadamente 67 milhões de *voxels* com aresta nominal de 1,755 mm (volume unitário de aproximadamente $5,4 \times 10^{-3} \text{ cm}^3$). As dimensões físicas resultantes do fantoma são de 65,3 cm na direção lateral, 30,9 cm na direção ântero-posterior e 179,7 cm na direção crânio-caudal, compatíveis com a anatomia de um adulto masculino padrão. O isocentro foi posicionado no centro geométrico do volume prostático, em coordenadas (x, y, z) = (32,47; 14,48; 90,55) cm no referencial do fantoma.

A Tabela 2 identifica as principais estruturas anatômicas modeladas e a função clínica desempenhada na análise dosimétrica. A pele do paciente foi modelada em três camadas distintas, correspondentes à superfície e às profundidades de 50 μm e 100 μm , respectivamente, discretização que permite quantificar com precisão a deposição de dose nas camadas mais superficiais do tecido cutâneo, alvo central do estudo do retroespalhamento posterior do *beam stopper*.

Tabela 2. Estruturas anatômicas de interesse modeladas e respectivas células no simulador antropomórfico AM.

Estrutura	Classificação
Pele (superfície)	Tecido superficial
Pele (50 μm)	Tecido superficial
Pele (100 μm)	Tecido superficial
Intestino delgado	OAR
Sigmoide (parede)	OAR
Sigmoide (conteúdo)	OAR
Bexiga (parede)	OAR
Bexiga (conteúdo)	OAR
Reto	OAR
Próstata	PTV (alvo)
Testículo esquerdo	OAR
Testículo direito	OAR
Linfonodos das pernas	OAR
Cabeças femorais	OAR
Pelve cortical	Estrutura óssea
Sacro cortical	Estrutura óssea
Spongiosa	Estrutura óssea

Fonte: A autora, 2026.

4.5.3. Geração automatizada dos inputs MCNP6.2 por discretização *step-and-shoot*

Para a transposição do plano VMAT contínuo registrado no *trajectory log* para o ambiente de simulação MCNP6.2 que opera por aproximação estática da fluência, foi adotada a estratégia de discretização *step-and-shoot* equivalente, na qual cada um dos 177 *control points* por arco é representado por uma simulação independente, com configuração geométrica fixa (ângulo do *gantry*, posições das 114 lâminas do MLC) e ponderação de fluência proporcional à fração de UM associada ao trecho angular correspondente. A dose total por arco resulta da soma das contribuições individuais ponderadas, conforme descrito na subseção 4.5.6.

A geração automática dos 531 inputs ($3 \text{ arcos} \times 177 \text{ CPs}$) foi implementada por um *script* Python desenvolvido especificamente para este trabalho. O fluxo de processamento, executado para cada *control point*, compreende as seguintes etapas (fluxograma exibido na Figura 6):

- 1- Leitura do *snapshot* correspondente no arquivo .bin, com extração dos parâmetros ângulo do *gantry* (após conversão para escala IEC), ângulo do colimador, posições planejadas das 114 lâminas e UM acumulada;
- 2- Cálculo da fração de UM do CP, definida como a razão entre o passo angular do *gantry* desde o CP anterior e o passo angular total do arco, premissa de taxa de dose constante ao longo do arco, válida para o Halcyon™ em regime VMAT-FFF;
- 3- Modificação da geometria das lâminas do MLC no input base, por substituição dos valores de translação X em cada um dos cartões TRCL correspondentes às 114 cells do MLC *dual-layer*, com aplicação do fator de magnificação geométrica SAD/d_{MLC} para conversão das posições do plano do isocentro para o plano de cada camada do MLC ($d_{MLC,proximal} = 50,55 \text{ cm}$ e $d_{MLC,distal} = 58,05 \text{ cm}$);
- 4- Aplicação de restrições geométricas dos *carriers* do MLC, com *clamping* das posições das lâminas que ultrapassariam os limites físicos definidos no modelo;
- 5- Atualização da rotação do *gantry* por meio do cartão *TR, que reposiciona o fantoma do paciente em torno do isocentro estratégia geometricamente equivalente à rotação do *gantry* com o linac fixo, e computacionalmente mais eficiente para fantasmas voxelizados;

- 6- Ajuste do parâmetro NPS para 10^7 histórias por CP, valor adotado a partir de análise prévia de balanço entre incerteza estatística e custo computacional total ao longo do arco;
- 7- Escrita do arquivo de input com nomenclatura padronizada `vmat_arc{N}_cp{XXX}.inp`, onde N indica o número do arco (1, 2 ou 3) e XXX o índice do *control point* (001 a 177).

A configuração da fonte primária e dos parâmetros físicos de transporte (*mode p* e, cortes de energia em 10 keV para fótons e 100 keV para elétrons, bibliotecas de seções de choque) foi mantida idêntica à empregada na validação dosimétrica, preservando-se a coerência metodológica entre as duas frentes do trabalho.

Figura 6. Fluxo de processamento, por *control point*, do *script* de geração automática dos 531 arquivos de input do MCNP para a reconstrução do plano VMAT.



Fonte: A autora, 2026.

4.5.4. Configurações dosimétricas tally F6 e correção da normalização em estruturas voxelizadas

A grandeza dosimétrica de interesse, energia depositada por unidade de massa, foi quantificada por meio do *tally* F6 do MCNP6.2 (Werner, 2018), aplicado às estruturas anatômicas listadas na Tabela 2. A sintaxe utilizada foi a de células contidas em *lattice* (*cell<lattice*), formulação tratada de modo específico pelo código durante a normalização da dose em estruturas voxelizadas.

4.5.4.1. Correção da normalização do tally F6 em lattice

Durante a análise dos arquivos de saída (.out) do MCNP6.2, foi identificado que o emprego do *tally* F6 com sintaxe (*cell<lattice*) sem a especificação do cartão SD produzia, para cada estrutura voxelizada, uma normalização da dose pela massa de um único voxel ($\rho \cdot V_{\text{voxel}}$), e não pela massa total do órgão constituído pelos múltiplos voxels que compartilham aquele identificador material. Esse comportamento é sinalizado pelo próprio código por meio do warning "*vol/area for repeated structure tally NNNN may be wrong*" no arquivo .out, e foi confirmado por inspeção do arquivo de saída do CP 001.

Como a energia depositada na estrutura é integrada sobre todos os voxels que a compõem, o resultado bruto reportado pelo *tally* F6 sai inflado por um fator igual ao número de voxels da estrutura (N_{voxels}). A correção adotada consiste em dividir a dose reportada pelo número total de voxels da estrutura, conforme a Equação 10,

$$D_{\text{corrigida}} = \frac{D_{F6}}{N_{\text{voxels}}} \quad (10)$$

onde D_{F6} é a dose reportada pelo *tally* e N_{voxels} é o número de voxels da estrutura no simulador antropomórfico AM, determinado a partir da contagem de voxels de cada material no *array fill* do *lattice*. A correção foi aplicada uniformemente a todas as estruturas voxelizadas e validada pelo recálculo da dose no PTV em comparação com a normalização esperada da prescrição clínica.

4.5.4.2. Calibração para conversão em cGy

Em razão de a simulação MCNP6.2 não incorporar o fator absoluto de conversão entre número de partículas primárias simuladas e UM efetivamente entregues, relação que depende da resposta dosimétrica específica do equipamento (calibração de saída em cGy/UM), a

calibração absoluta da dose foi realizada por normalização indireta via PTV. O procedimento adota a dose prescrita ao volume-alvo (200 cGy/fração) como referência, e calcula o fator de conversão pela razão dada na Equação 11:

$$f_{cGy/UM} = \frac{D_{prescrita}^{PTV}}{D_{F6\text{ corrigida}}^{PTV}} \cdot \frac{1}{UM_{total}} \quad (11)$$

onde $D_{prescrita}^{(PTV)} = 200$ cGy/fração, $D_{F6,corrigida}^{(PTV)}$ é a dose corrigida no PTV e $UM_{total} = 1332,73$ UM/fração é a soma das unidades monitoras dos três arcos extraída do *header* do *trajectory log*. O fator $f_{cGy/UM}$ assim obtido é então aplicado uniformemente a todas as estruturas para a conversão das doses simuladas em cGy/UM.

4.5.5. Composição da dose total e análise de convergência estatística

4.5.5.1. Soma ponderada das contribuições dos control points

A dose total recebida por cada estrutura anatômica do simulador antropomórfico foi obtida pela soma ponderada das contribuições individuais dos 531 *control points*, empregando-se como peso a fração dada na Equação 12 de UM de cada CP,

$$D_{total}^{cell} = \sum_{cp=1}^{531} D_{CP}^{cell} \cdot f_{UM}^{CP} \quad (12)$$

onde $D_{cp}^{(cell)}$ é a dose depositada por cada *control point* (após correção por N_{voxels}) e $f_{UM}^{(cp)}$ é a fração de UM associada ao CP. A dose em cada estrutura estudada foi obtida somando-se as contribuições de doses de cada *control point* individual. Os valores de dose foram somados diretamente, enquanto os respectivos desvios-padrão estatísticos foram combinados pela raiz da soma dos quadrados. Esse tratamento é adequado porque as simulações de diferentes *control points* são estatisticamente independentes, de modo que as suas incertezas não se somam de forma linear.

4.5.5.2. Análise de convergência estatística

A confiabilidade estatística das simulações foi avaliada por análise da incerteza relativa R reportada pelo MCNP6.2 para cada estrutura anatômica em cada *control point*. Os critérios adotados, conforme práticas estabelecidas para simulações Monte Carlo em radioterapia (Brown *et al.*, 2018; Werner, 2017), foram

- $R \leq 1\%$ convergência ótima, característica de estruturas no eixo do feixe primário;

- $R \leq 5\%$ convergência adequada para análise dosimétrica direta;
- $R \leq 10\%$ convergência aceitável para análise comparativa;
- $R > 10\%$ estatística insuficiente, valor reportado apenas com ressalva metodológica.

Para o PTV, alvo principal da análise dosimétrica, o critério de aceitação estatística do conjunto de simulações foi manter o erro relativo abaixo de $R_{PTV} \leq 1\%$ na maioria dos 531 *control points*. Os *control points* que excederam esse limite correspondem a configurações angulares em que a fluência sobre o PTV é baixa, sendo esses casos identificados individualmente e tratados conforme protocolo descrito no Capítulo 5.

Para as demais estruturas, adotou-se uma tolerância gradual de incerteza. Em regiões afastadas do feixe primário (camadas superficiais da pele e os órgãos posteriores ao isocentro) admitiram-se erros relativos mais elevados, uma vez que essas estruturas recebem baixas doses e, portanto, tem menor peso na análise dosimétrica. O nível de incerteza tolerado em cada estrutura foi, assim, pautado por sua relevância dosimétrica relativa.

4.5.6. Execução paralelizada e tempo computacional

A execução das 531 simulações independentes foi paralelizada por meio de uma estratégia de *batches* no *shell* do sistema operacional. Para cada arco, os 177 *control points* foram distribuídos por sorteio *round-robin* em onze *batches* de aproximadamente 16 CPs cada, executados simultaneamente em núcleos independentes do processador. Os três arcos foram processados sequencialmente, totalizando, portanto, 33 *batches* em sequência. Esta estratégia permite o aproveitamento eficiente de recursos computacionais multinúcleo sem demandar infraestrutura de *cluster* distribuído.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este capítulo apresenta e discute os resultados obtidos nas três frentes metodológicas descritas no Capítulo 4. A seção 5.1 reporta a validação dosimétrica do modelo MCNP6.2 do Halcyon™ frente aos dados de comissionamento do TPS Eclipse cedidos pelo Serviço de Radioterapia do Hospital de Amor, Lagarto-SE. A seção 5.2 avalia a contribuição do *beam stopper* do Halcyon™ à blindagem da barreira primária no piso da sala, por meio de simulação Monte Carlo de um *bunker* de radioterapia que compara as configurações com e sem o componente, com ênfase na distinção entre a atenuação do feixe primário e a componente espalhada que domina o fluxo no piso periférico. A seção 5.3 apresenta os resultados da reconstrução VMAT do plano de próstata, com ênfase na quantificação da dose periférica e cutânea posterior associada ao retroespalhamento gerado pelo *beam stopper*.

5.1. Validação dosimétrica do modelo MCNP6.2

A validação dosimétrica do modelo MCNP6.2 foi conduzida pela comparação direta entre as curvas obtidas pela simulação Monte Carlo e os dados de comissionamento clínico do TPS Eclipse-AAA, conforme a metodologia descrita na seção 4.3. Os resultados são apresentados em três conjuntos percentuais de dose em profundidade, perfis laterais *inplane* nas cinco profundidades de referência e síntese da concordância dosimétrica.

5.1.1. Percentuais de dose em profundidade (PDDs)

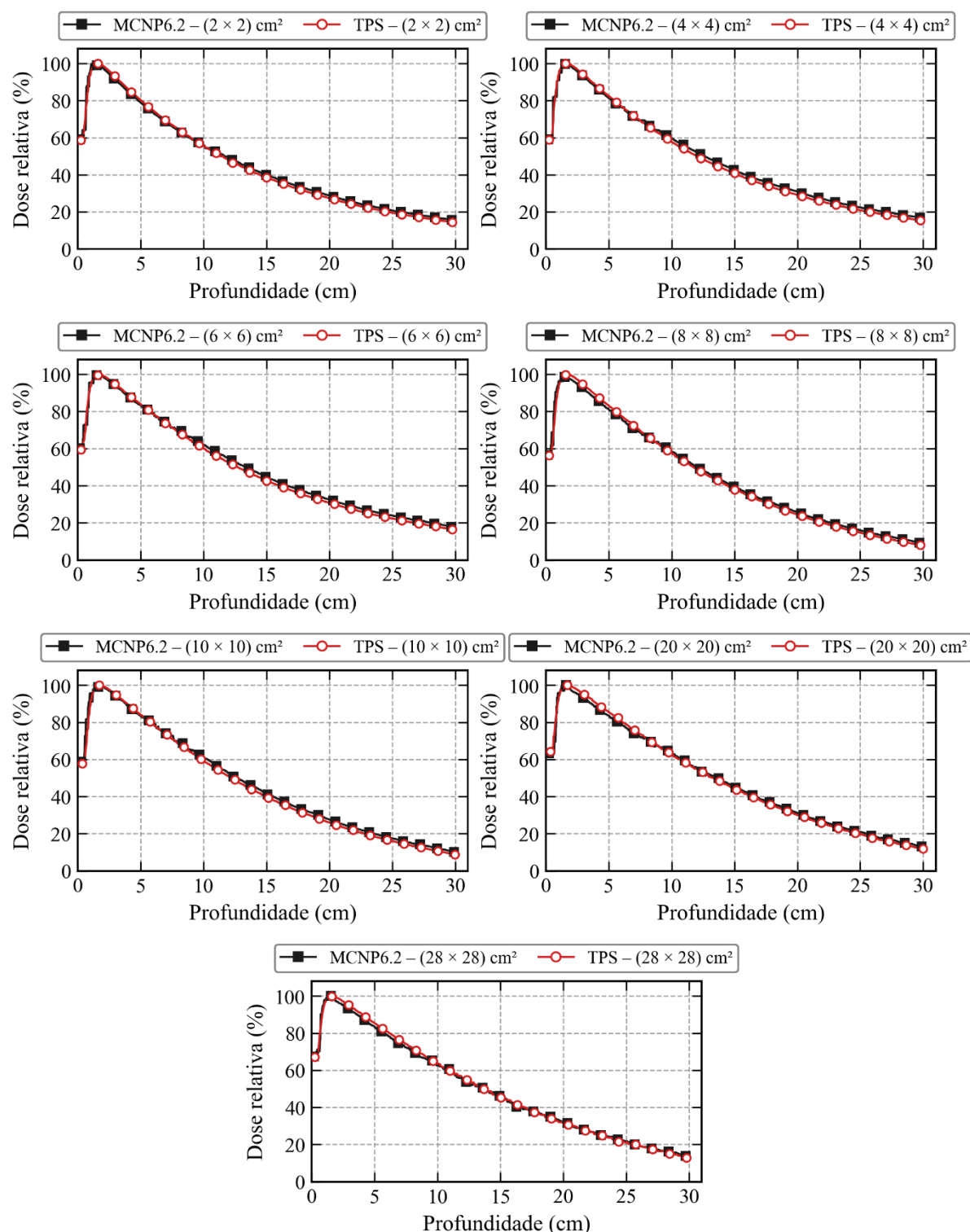
A Figura 7 apresenta a comparação entre as curvas de percentual de dose em profundidade obtidas por simulação Monte Carlo e pelo TPS Eclipse-AAA para os sete tamanhos de campo quadrado avaliados, em fantoma de água com SSD = 100 cm e *gantry* em 0°; a Tabela 3 reúne as taxas de aprovação gama correspondentes, nos critérios de 3 %/3 mm e 2 %/2 mm, e a diferença média de dose na região posterior ao ponto de dose máxima.

Tabela 3. Taxas de aprovação gama e diferença média de dose máxima para as curvas de PDD (MCNP6.2 × TPS Eclipse-AAA), por tamanho de campo.

Campo (cm²)	Υ 3%/3mm médio	Υ 2%/2mm médio	Dif. Média no campo
2x2	99,9%	99,6%	1,2%
4x4	99,5%	99,2%	1,4%
6x6	99,7%	97,6%	1,4%
8x8	99,9%	98,4%	1,4%
10x10	99,4%	98,3%	1,4%
20x20	99,5%	97,7%	1,2%
28x28	99,9%	97,3%	0,9%
Média geral	99,7%	98,3%	1,3%

Fonte: A autora, 2026.

Figura 7. Comparação das curvas de PDD (MCNP6.2 $\times$ TPS) para os sete campos em água.



Fonte: A autora, 2026.

A concordância entre as duas curvas é elevada em todos os campos. No critério de 3%/3 mm, a taxa de aprovação gama variou entre 99,4 % e 99,9 %, com média de 99,7 %; no critério mais restritivo de 2 %/2 mm, manteve-se entre 97,3 % e 99,6 %, com média de 98,3 %. A

diferença média de dose na região de queda exponencial, posterior ao máximo, situou-se em torno de 1,3 %. A profundidade do máximo de dose foi reproduzida pelo modelo entre 1,4 cm e 1,8 cm, conforme o tamanho de campo, comportamento condizente com o esperado para feixes FFF de 6 MV e em concordância com o TPS. O aumento sistemático da dose em profundidade com o tamanho do campo, decorrente da maior contribuição da radiação espalhada, foi igualmente reproduzido, sustentando a adequação do modelo geométrico do cabeçote e da configuração da fonte primária à reprodução dosimétrica do Halcyon™ em fantoma de água.

A análise comparativa das PDDs e dos perfis laterais *inplane* evidencia concordância dosimétrica satisfatória entre o modelo MCNP6.2 e os dados de comissionamento do TPS Eclipse-AAA, em todos os tamanhos de campo e profundidades avaliados. As curvas de PDD reproduzem o comportamento característico de feixes FFF de 6 MV profundidade do máximo de dose entre 1,4 e 1,8 cm, queda exponencial subsequente com hierarquia esperada em função do tamanho de campo (PDDs mais altas em profundidade para campos maiores, decorrente da maior contribuição da radiação espalhada), e ausência das características de aplainamento radial associadas a feixes filtrados convencionais.

5.1.2. Perfis laterais *inplane*

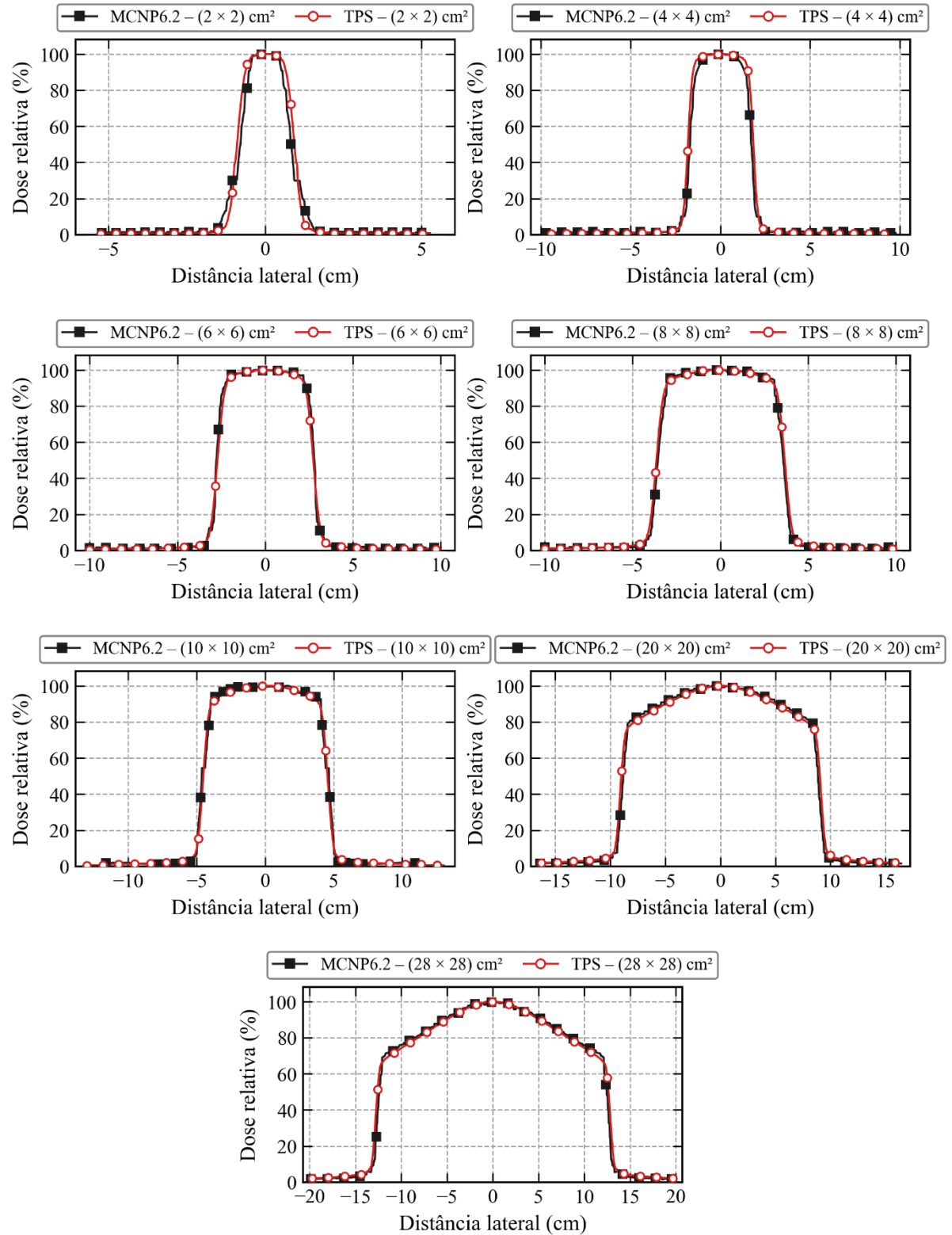
As Figuras 8 a 12 apresentam a comparação entre os perfis laterais *inplane* obtidos pelo modelo MCNP6.2 e pelo TPS Eclipse-AAA, nas cinco profundidades de referência (1,4; 5; 10; 20 e 30 cm), para os sete tamanhos de campo; a Tabela 4 reúne, para cada campo, as taxas de aprovação gama médias entre as cinco profundidades e a diferença média de dose na região interna do campo.

Tabela 4. Taxas de aprovação gama médias (cinco profundidades) e diferença média de dose na região interna do campo para os perfis laterais *inplane* (MCNP6.2 × TPS Eclipse-AAA), para cada campo.

Campo (cm²)	Y 3%/3mm médio	Y 2%/2mm médio	Dif. Média no campo
2x2	88,4%	73,0%	4,4%
4x4	93,3%	69,3%	1,7%
6x6	96,0%	84,9%	1,1%
8x8	98,0%	86,4%	1,4%
10x10	95,3%	84,2%	1,4%
20x20	97,0%	90,4%	0,9%
28x28	98,0%	89,7%	0,9%
Média geral	95,1%	83,4%	1,5%

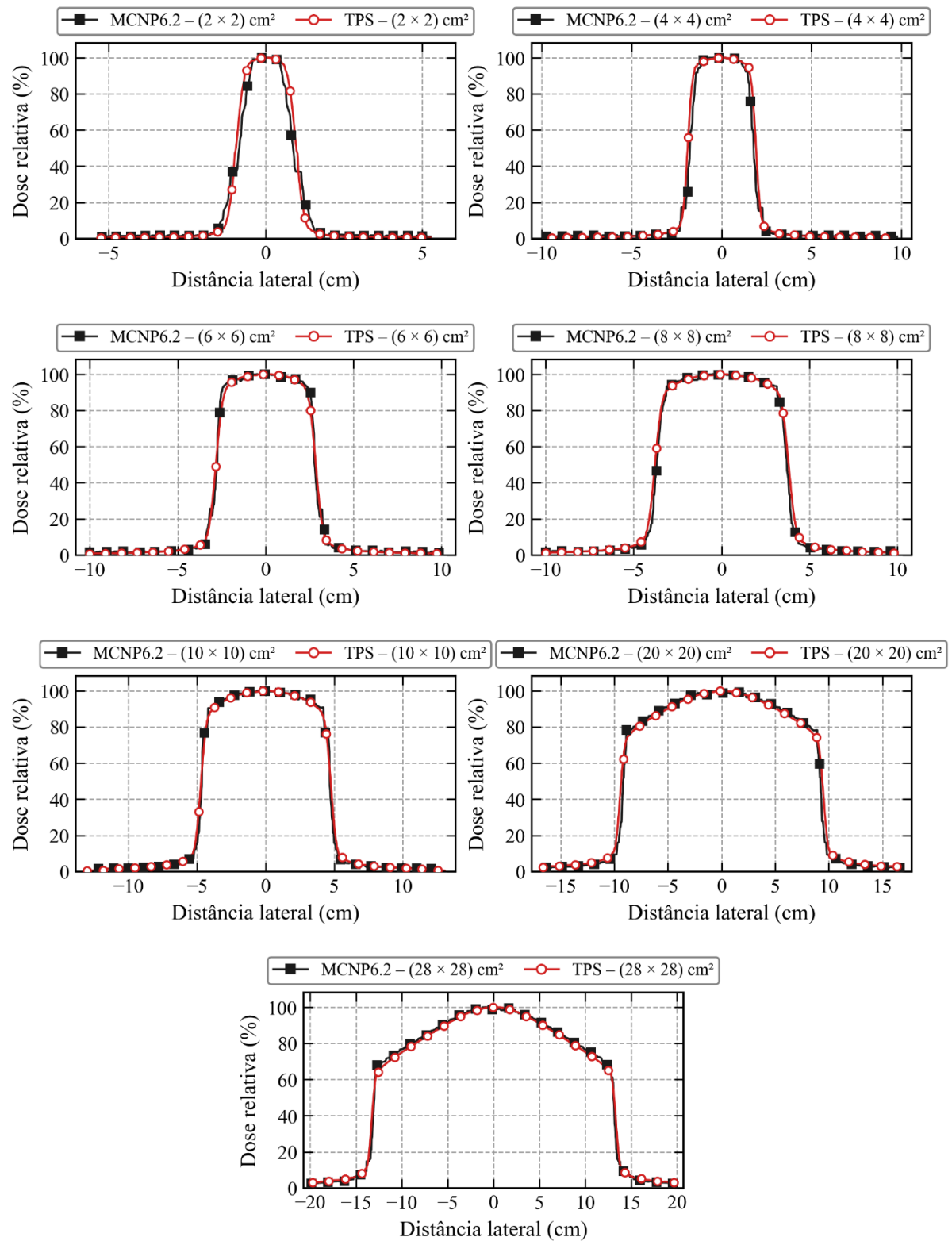
Fonte: A autora, 2026.

Figura 8. Perfis laterais *inplane* MCNP6.2 $\times$ TPS na profundidade de $d_{\text{máx}}$ 1,4 cm



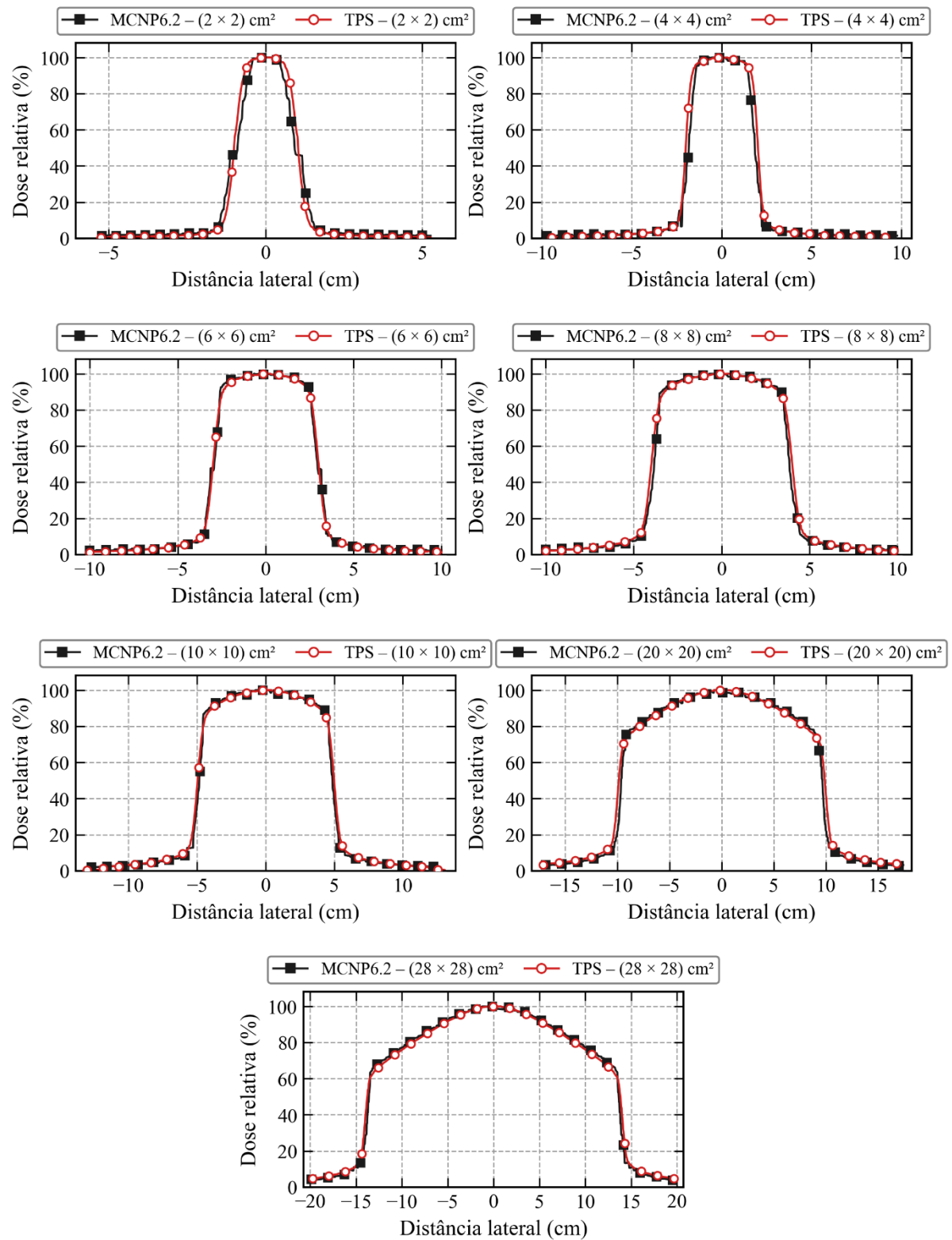
Fonte: A autora, 2026.

Figura 9. Perfis laterais *inplane* MCNP6.2 $\times$ TPS na profundidade de $d_{\text{máx}}$ 5 cm.



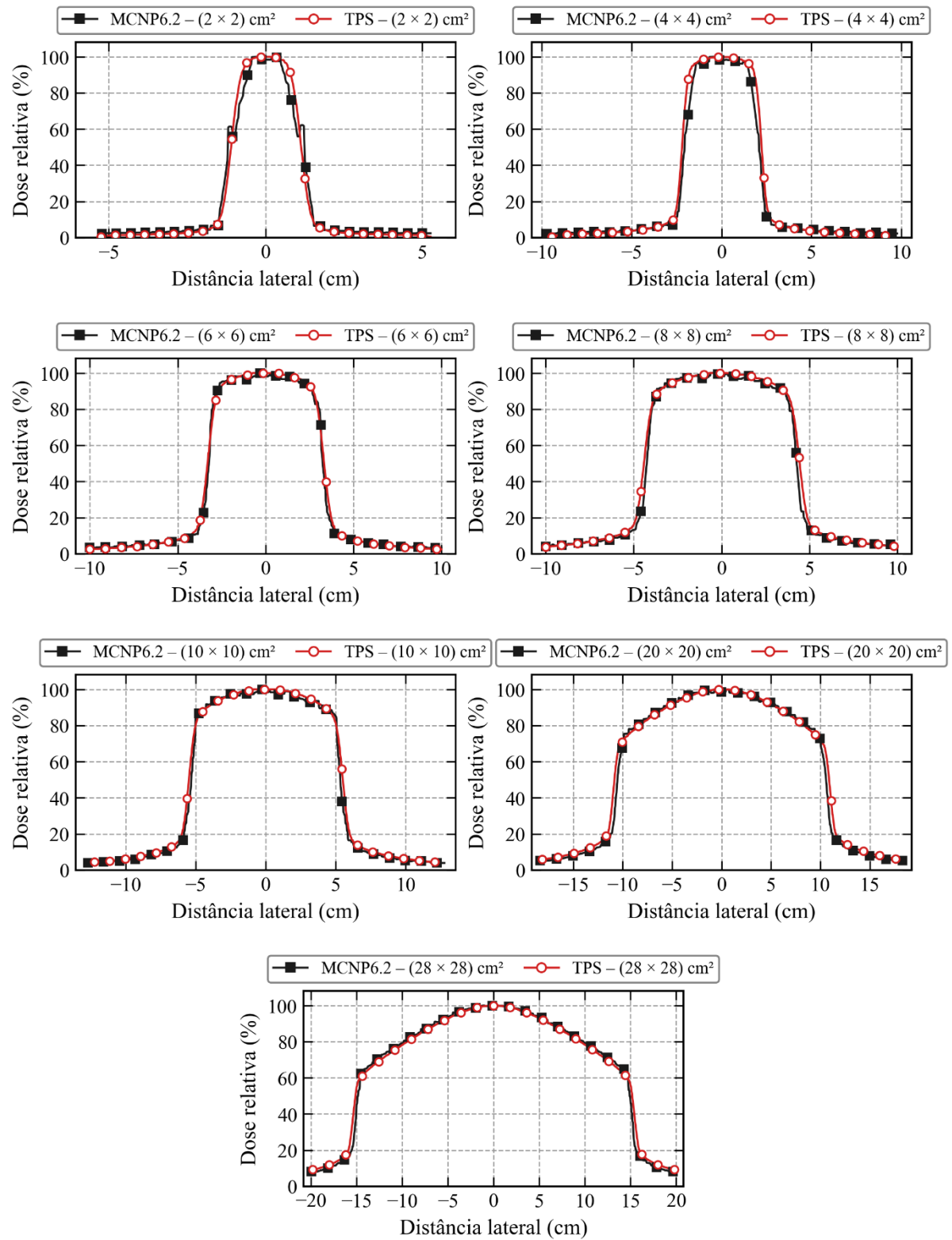
Fonte: A autora, 2026.

Figura 10. Perfis laterais *inplane* MCNP6.2 $\times$ TPS na profundidade de $d_{\text{máx}}$ 10 cm.



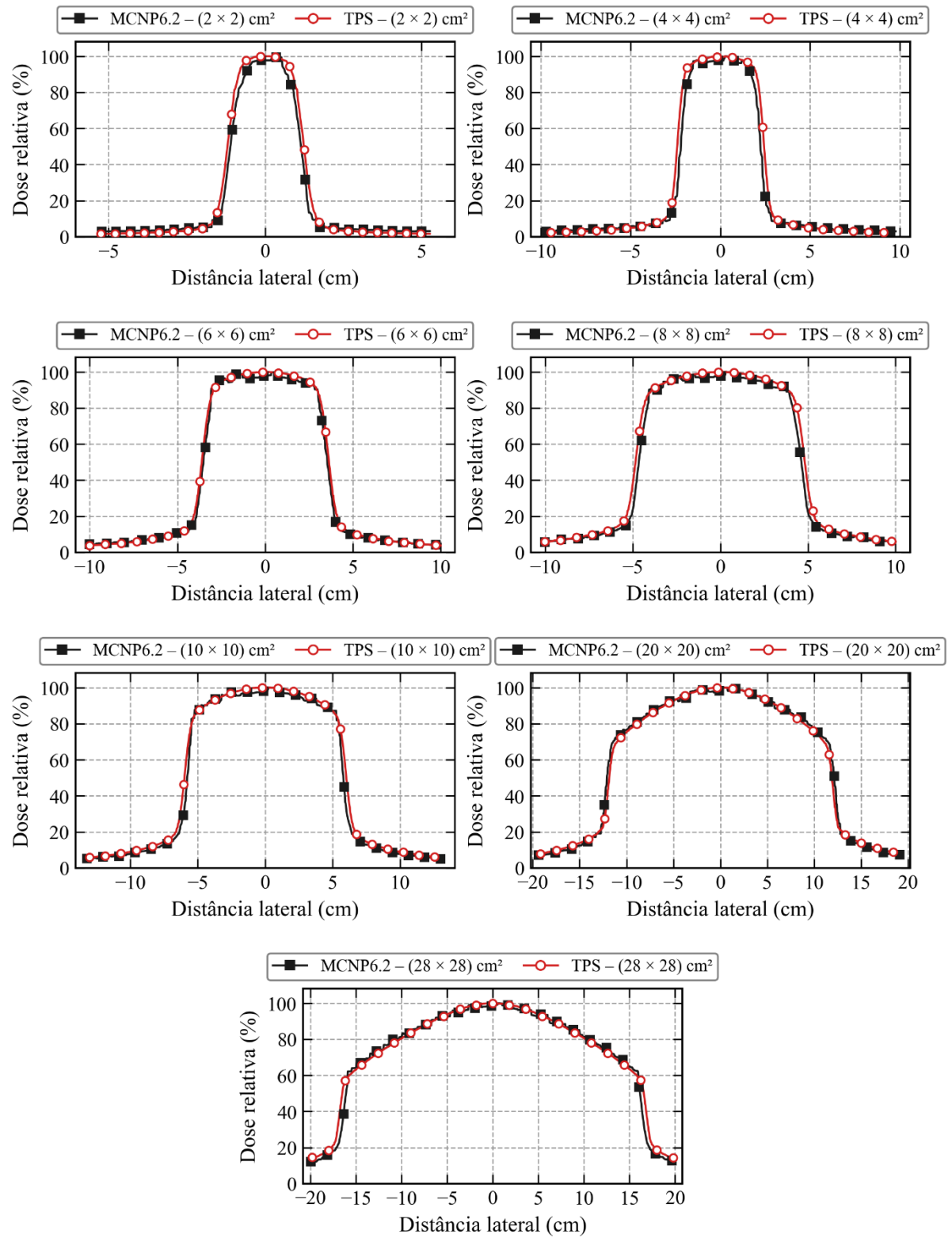
Fonte: A autora, 2026.

Figura 11. Perfis laterais *inplane* MCNP6.2 $\times$ TPS na profundidade de $d_{\text{máx}}$ 20 cm.



Fonte: A autora, 2026.

Figura 12. Perfis laterais *inplane* MCNP6.2 $\times$ TPS na profundidade de $d_{m\acute{a}x}$ 30,0 cm.



Fonte: A autora, 2026.

No critério de 3 %/3 mm, a taxa de aprovação gama média por campo variou de 88,4 % ($2 \times 2 \text{ cm}^2$) a 98,0 % (8×8 e $28 \times 28 \text{ cm}^2$), com média geral de 95,1 %, e a diferença média de dose na região interna do campo manteve-se próxima de 1 % na maioria das configurações. Com exceção dos dois menores campos, todas as configurações atenderam ao critério de aceitação de 95 % os campos de 6×6 a $28 \times 28 \text{ cm}^2$ situaram-se entre 95,3 % e 98,0 %, enquanto 2×2 e $4 \times 4 \text{ cm}^2$ apresentaram aprovação inferior, de 88,4 % e 93,3 %, respectivamente. Essa redução concentra-se na penumbra, região em que a estreiteza do perfil dos campos pequenos e a maior flutuação estatística relativa do Monte Carlo ampliam a sensibilidade do índice, e acentua-se no critério de 2 %/2 mm, cuja média geral foi de 83,4 %.

Na profundidade do máximo de dose ($\approx 1,4 \text{ cm}$), os perfis reproduzem o formato característico do feixe FFF, marcado pela intensificação central decorrente da ausência de filtro aplanador nos campos pequenos, o domo central agudo, com largura a meia altura próxima do tamanho nominal e penumbra estreita; nos campos maiores, o domo mais largo e atenuado, acompanhando a divergência geométrica do feixe. Nas profundidades intermediárias e elevadas, o formato característico e a coincidência da penumbra mantêm-se, observando-se dispersão estatística crescente do MCNP6.2 nas regiões periféricas, fora do volume primário, atribuível ao menor fluxo de partículas e ao número de histórias empregado, efeito que não compromete a concordância nas regiões de fluxo do feixe.

Os perfis laterais apresentaram, em todas as profundidades avaliadas, o domo central característico do feixe FFF, marcado pela ausência de filtro aplanador. A intensificação progressiva do domo com a redução do tamanho do campo, e seu achatamento relativo em campos maiores, foi reproduzida pelo modelo MCNP6.2 sem desvios visíveis em relação aos perfis do TPS. As regiões de penumbra coincidiram visualmente em todos os campos, indicando reprodução adequada da divergência geométrica do feixe e da modelagem das lâminas do colimador multilâminas.

5.1.3. Síntese da concordância dosimétrica

A análise por índice gama confirma a concordância dosimétrica entre o modelo MCNP6.2 do Halcyon™ e os dados de comissionamento do TPS Eclipse-AAA. Os percentuais de dose em profundidade apresentaram aprovação média de 99,7% no critério de 3 %/3 mm, com todos os campos acima de 99,4%, indicando que o espectro de energia e a atenuação do feixe estão adequadamente modelados. Os perfis laterais apresentaram aprovação média de

95,1% no mesmo critério, com diferença média de dose na região interna do campo em torno de 1%, reproduzindo a forma do campo, a penumbra e a fluência característica do feixe FFF.

A aprovação dos perfis atendeu ao critério de 95 % em todos os campos de $6 \times 6 \text{ cm}^2$ em diante, reduzindo-se apenas nos dois menores campos e no critério mais restritivo de 2%/2 mm, comportamento concentrado nas regiões de penumbra e compatível com a estreiteza do perfil, a maior flutuação estatística relativa nessas regiões e a severidade intrínseca do critério mais fino, conforme discutido na subseção 6.1.4. No conjunto, a concordância obtida no critério padrão de 3%/3 mm valida o modelo MCNP6.2 como ferramenta dosimétrica de referência para as análises subsequentes a caracterização da blindagem do *beam stopper* e a quantificação do retroespalhamento posterior em VMAT prostático.

A reprodução conjunta das duas grandezas dosimétricas fundamentais distribuição em profundidade e perfil lateral em sete tamanhos de campo cobrindo dois ordens de magnitude de área (4 a 784 cm^2) constitui evidência consistente de que a geometria do cabeçote, a composição material dos componentes e a configuração da fonte primária reproduzem o feixe clínico do equipamento Halcyon™ dentro da tolerância dosimétrica adotada.

5.1.4. Adequação dos parâmetros físicos da simulação

A configuração da fonte primária feixe de elétrons gaussiano centrado em 6,1 MeV com largura espectral compatível com a faixa esperada para feixes FFF de 6 MV produziu, após interação com o alvo de tungstênio e atravessamento dos componentes do cabeçote, um espectro de fótons cuja distribuição dosimétrica em água é compatível com o feixe clínico real, conforme demonstrado pela concordância com o TPS. A escolha do modo de transporte acoplado fóton-elétron (mode p e), com cortes de energia de 0,01 MeV para fótons e 0,1 MeV para elétrons, mostrou-se adequada para a captura tanto da dose primária no fantoma de água quanto dos efeitos de retroespalhamento e contaminação eletrônica próximos ao *build-up*.

A escolha do *tally* F6 (energia depositada por unidade de massa) sobre a alternativa F8 (deposição direta de energia em volume) foi adequada para o domínio dosimétrico avaliado meio homogêneo (água) com equilíbrio eletrônico estabelecido em todas as profundidades de medição. Em meios heterogêneos ou em regiões fora do equilíbrio eletrônico (interfaces, *build-up* profundo de campos pequenos), a equivalência entre F6 e a dose absorvida real exigiria avaliação complementar, fora do escopo da validação aqui apresentada.

A convergência estatística obtida com $N_{PS} = 10^9$ histórias por configuração de campo foi suficiente para reduzir o erro relativo dos tallies às frações de pontos percentuais nas regiões de fluxo dosimétrico, viabilizando a comparação ponto a ponto com os dados do TPS sem comprometimento por ruído estatístico.

5.1.5. *Domínio de aplicabilidade do modelo validado*

A concordância dosimétrica obtida estabelece o domínio de aplicabilidade do modelo MCNP6.2 desenvolvido. A validação foi conduzida em fantoma de água homogêneo de $50 \times 50 \times 30 \text{ cm}^3$ com geometria de fonte fixa (*gantry* em 0°), SSD de 100 cm e tamanhos de campo quadrados entre 2×2 e $28 \times 28 \text{ cm}^2$. Aplicações dosimétricas dentro deste domínio caracterização do feixe primário, cálculo de fatores de espalhamento, avaliação de dose em fantasmas equivalentes a água podem ser conduzidas com o modelo validado sem necessidade de revalidação adicional.

Aplicações fora deste domínio direto tais como cálculo de dose em meios heterogêneos representando o paciente real, geometrias com angulação de *gantry* distinta da configuração de validação, ou tamanhos de campo abaixo de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ (regime de campos pequenos com perda de equilíbrio eletrônico lateral) exigem avaliação adicional caso a caso, considerando a sensibilidade dos parâmetros dosimétricos relevantes às condições particulares de cada cenário. A reconstrução VMAT representa uma extensão controlada do modelo a um cenário clínico realístico, conduzida no software MCNP6.2 sob a hipótese sustentada pela validação geométrica e material de que o modelo do cabeçote permanece adequado para a aplicação rotacional.

5.1.6. *Limitações da abordagem comparativa adotada*

A comparação entre o modelo MCNP6.2 e os dados de comissionamento foi conduzida por meio do índice gama unidimensional, em curvas de percentual de dose em profundidade e de perfis laterais nas profundidades de referência, com critérios de 3%/3 mm e 2%/2 mm. Trata-se de uma análise quantitativa coerente com a prática de comissionamento dosimétrico, mas que comporta limitações que delimitam o alcance das conclusões. A primeira diz respeito à natureza da referência os dados utilizados correspondem às curvas medidas de comissionamento do Halcyon do Hospital de Amor (Lagarto/SE), que sustentam o modelo do feixe no algoritmo AAA do TPS Eclipse. A concordância obtida atesta, portanto, que o modelo

Monte Carlo reproduz um feixe clínico comissionado e medido em cuba d'água, e não uma referência dosimétrica absoluta independente, distinção relevante ao se interpretar a taxa de aprovação como medida de fidelidade do modelo.

A segunda limitação refere-se à dependência da concordância em relação ao tamanho de campo e ao rigor do critério. A taxa de aprovação permanece elevada no critério padrão de 3%/3 mm, sobretudo nos campos de uso clínico mais frequente, mas reduz-se de forma sistemática no critério mais restritivo de 2 %/2 mm e nos campos de menor dimensão (2×2 e 4×4 cm²), nos quais a penumbra estreita e a maior flutuação estatística relativa do Monte Carlo ampliam a sensibilidade do índice. Por fim, a comparação foi conduzida de forma unidimensional, ao longo do eixo central e de perfis em profundidades discretas, e não sobre a distribuição tridimensional completa de dose.

5.2. Contribuição do *beam stopper* à blindagem da barreira primária

5.2.1. Atenuação do feixe primário no eixo

A avaliação da blindagem estrutural concentrou-se na barreira primária (piso da sala), posição diretamente exposta ao feixe útil quanto o *gantry* do Halcyon™ aponta para 0°. O efeito do *beam stopper* foi quantificado pelo fator de transmissão $B = \phi_{sem}/\phi_{com}$, razão entre a fluência fotônica que atravessa o piso sem e com o componente, do qual decorre a espessura de concreto que poderia ser dispensada, expressa em camadas decirredutoras ($TVL = \log_{10} B$), avaliados na janela central de 54 x 54 cm² sob o eixo do feixe.

No campo de referência de 10×10 cm², a fluência fotônica média na janela central foi de $2,59 \times 10^{-8}$ fótons·cm⁻² por partícula-fonte sem o *beam stopper* ($\pm 0,2$ %) e de $6,84 \times 10^{-11}$ com o componente ($\pm 2,6$ %), correspondendo a uma redução de aproximadamente 379 vezes, equivalente a 2,58 camadas decirredutoras de concreto (Tabela 5). Para o ponto mais crítico do dimensionamento o piso diretamente sob o feixe, com o *gantry* apontando para baixo, trata-se de um crédito de blindagem real e relevante o componente intercepta o feixe primário transmitido pelo paciente e impede que ele alcance integralmente a barreira primária, fornecendo sozinho cerca de 2,6 TVL sem qualquer acréscimo à estrutura da sala. Com 2×10^8 histórias, a incerteza estatística da fluência no eixo na configuração com o *beam stopper* foi reduzida a $\pm 2,6$ %, assegurando a precisão do fator de transmissão a despeito da reduzida fração de fótons que atravessa o piso nessa região. Esse comportamento contrasta nitidamente com o efeito do *beam stopper* sobre a dose ao paciente, restrito ao campo de fótons secundários e

inferior a 0,3 % na blindagem, o componente atua diretamente sobre o feixe primário, com contribuição da ordem de grandeza da própria transmissão do feixe.

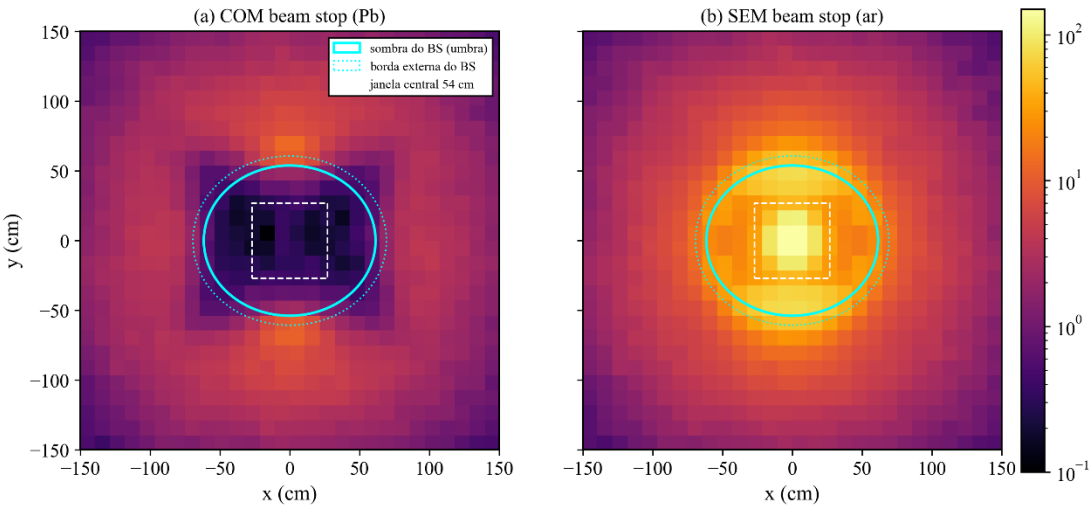
Tabela 5. Atenuação do feixe primário no eixo central pelo *beam stopper* no piso.

Campo (cm ²)	ϕ central com BS (fótons.cm ⁻²)	ϕ central sem BS (fótons.cm ⁻²)	$B = \frac{\phi_{sem}}{\phi_{com}}$	TVL
10 x 10	6,84 x 10 ⁻¹¹ (± 2,6%)	2,59 x 10 ⁻⁸ (± 0,2%)	379	2,58
28 x 28	9,57 x 10 ⁻¹¹ (± 2,5%)	9,14 x 10 ⁻⁸ (± 0,1%)	956	2,98

Fonte: A autora, 2026.

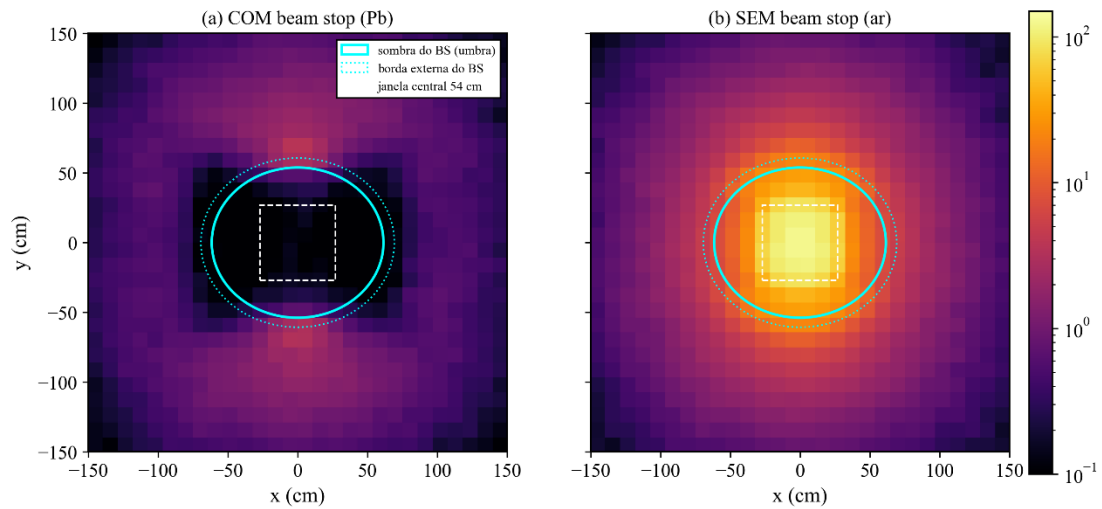
A redistribuição da fluência no piso, com e sem o *beam stopper*, é apresentado na Figura 13 (campo 10 x 10 cm²) e Figura 14 (campo 28 x 28 cm²), nota-se que sem o componente, a fluência concentra-se no eixo, com ele espalha-se em anel.

Figura 13. Mapa da fluência fotônica do piso em escala logarítmica, com e sem o beam stopper para o campo de 10 x 10 cm².



Fonte: A autora, 2026.

Figura 14. Mapa da fluência fotônica do piso em escala logarítmica, com e sem o beam stopper para o campo de 28 x 28 cm².



Fonte: A autora, 2026.

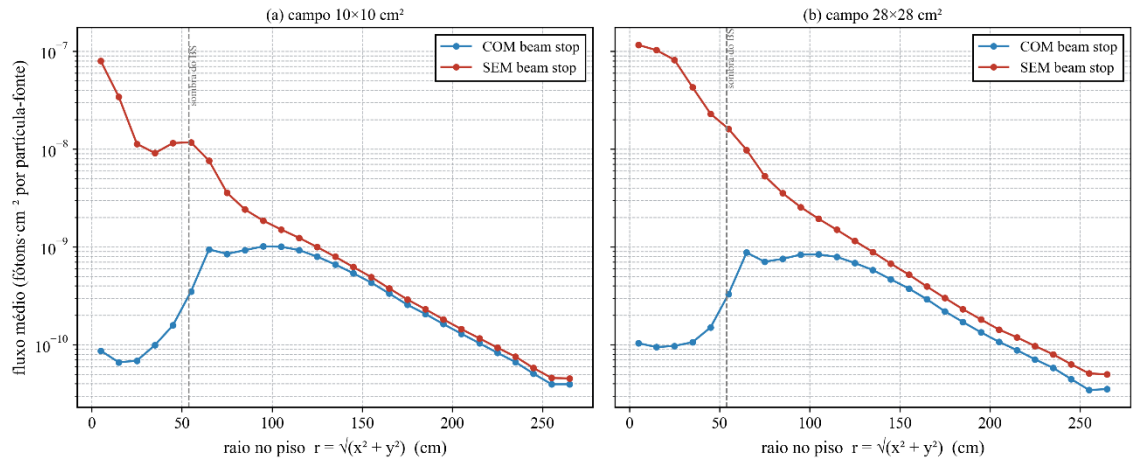
5.2.2. Distribuição espacial da fluência e predominância do espalhamento

A despeito da expressiva atenuação no eixo, a fluência total que atinge o piso foi reduzida por fator substancialmente menor, de aproximadamente 4,5 vezes. A diferença decorre da redistribuição espacial na ausência do *beam stopper* a fluência concentra-se no eixo, dominada pelo feixe primário transmitido; com o componente, interceptado o primário, o piso passa a ser atingido majoritariamente por radiação espalhada, distribuída por toda a sala cerca de 72 % da fluência situa-se além de 1 m do eixo, e a partir de aproximadamente 1,2 m as configurações com e sem o *beam stopper* tornam-se coincidentes, indicando o predomínio, nessa região, do espalhamento gerado nas paredes da sala. O perfil radial apresenta, com o componente, fluência baixa e aproximadamente uniforme no eixo, com um máximo em torno de $r \approx 6570$ cm, imediatamente além da sombra projetada que reflete um anel de vazamento associado à sua borda finita.

Esse resultado delimita que o alcance prático da blindagem do *beam stopper* reduz substancialmente a exigência da barreira primária, mas pouco altera a componente espalhada que governa as barreiras secundárias e o piso periférico. Em termos de projeto, portanto, o componente não substitui a blindagem dimensionada para o espalhamento, cuja necessidade permanece ditada pela geometria da sala e pelas recomendações aplicáveis à radioterapia de megavoltagem (NCRP Report 151). O perfil radial da fluência (Figura 15) evidencia o anel de

vazamento em $r \sim 65-70$ cm e a coincidência das curvas com e sem o componente além de $\sim 1,2$ m.

Figura 15. Perfil radial da fluência no piso (com x sem o beam stopper) para os campos de 10×10 (a) e 28×28 cm² (b).



Fonte: A autora, 2026.

5.2.3 Origem do espalhamento paciente, paredes e mesa

A origem da componente espalhada que domina o piso foi investigada por comparações controladas, nas quais cada par de simulações difere por um único elemento da geometria.

O fantoma de água, exerce um papel duplo, conforme o *beam stopper* esteja ausente ou presente. Sem o *beam stopper*, o fantoma atua predominantemente como atenuador do feixe primário, sua remoção praticamente duplica a fluência total no piso, de $4,41 \times 10^{-5}$ para $9,16 \times 10^{-5}$ fótons·cm⁻² por partícula-fonte. Com o feixe primário já bloqueado pelo *beam stopper*, o paciente revela-se como fonte de espalhamento e sua remoção reduz a fluência total em cerca de 15%, de $9,81 \times 10^{-6}$ para $8,37 \times 10^{-6}$ fótons·cm⁻² por partícula-fonte.

Nessa segunda configuração, portanto, o fantoma responde por aproximadamente 15% da fluência no piso, uma contribuição minoritária frente ao espalhamento gerado nas paredes da sala, que responde pela maior parte da fluência além de 1 m do eixo e independe do *beam stopper*.

A mesa de tratamento, com base de aço, comporta-se como atenuador adicional. Ao ser substituída por ar elevou a fluência total em cerca de 26% e alterou a distribuição dos focos de fluência. Esse resultado confirma seu papel de atenuador, e não de fonte de dose.

5.2.4 Sensibilidade ao tamanho de campo e considerações sobre a métrica de atenuação

A robustez da atenuação no eixo foi avaliada também para o campo de $28 \times 28 \text{ cm}^2$, correspondente à abertura máxima do MLC. Nessa condição, a fluência central foi de $9,14 \times 10^{-8} \text{ fótons} \cdot \text{cm}^{-2}$ por partícula-fonte sem o *beam stopper* ($\pm 0,1 \%$) e de $9,57 \times 10^{-11}$ com ele ($\pm 2,5 \%$), correspondendo a um fator de transmissão de aproximadamente 956 vezes, equivalente a 2,98 camadas decirredutoras, superior ao do campo de referência (Tabela 5). A maior atenuação na condição de maior divergência indica que a cobertura geométrica do *beam stopper* permanece adequada mesmo na abertura máxima do feixe.

Cabe uma ressalva metodológica quanto à métrica adotada. A avaliação da blindagem baseou-se na janela central, sob o eixo, conforme a definição clássica de barreira primária. Entretanto, o *beam stopper* desloca o máximo de fluência para fora do eixo, concentrando-o em um raio em torno de $r \approx 65 \text{ cm}$; a métrica centrada no eixo, portanto, não captura esse ponto de fluência máxima.

Assim, uma avaliação completa da blindagem deve considerar também a fluência na periferia, no ponto de máximo. Essa análise pode ser complementada por um detector pontual posicionado no eixo, logo após o piso, que fornece o número de blindagem de forma independente da malha (*mesh*) de pontuação.

5.3. Resultados da reconstrução VMAT prostática

A reconstrução via simulação Monte Carlo do tratamento VMAT de próstata foi conduzida ponto de controle a ponto de controle, totalizando os 531 pontos dos três arcos, com 1×10^7 histórias por ponto e $5,31 \times 10^9$ histórias no plano completo. A dose de cada estrutura foi obtida do *tally* F6 por órgão, corrigida pela contagem de voxels, e combinada pela fração de unidades monitoras dentro de cada arco e pela razão de unidades monitoras entre arcos, conforme descrito na seção 4.5. Os resultados são apresentados em quatro frentes a dose média por estrutura do plano completo, a decomposição dessa dose entre os três arcos, a análise de convergência estatística e, por fim, a comparação entre as reconstruções com e sem o *beam stopper*, que isola sua contribuição à dose recebida pelo paciente.

5.3.1. Dose absoluta no plano completo

A combinação ponderada pela fração de unidades monitores dos três arcos fornece a dose do paciente absorvida por estrutura ao longo de todo o tratamento. O volume-alvo de

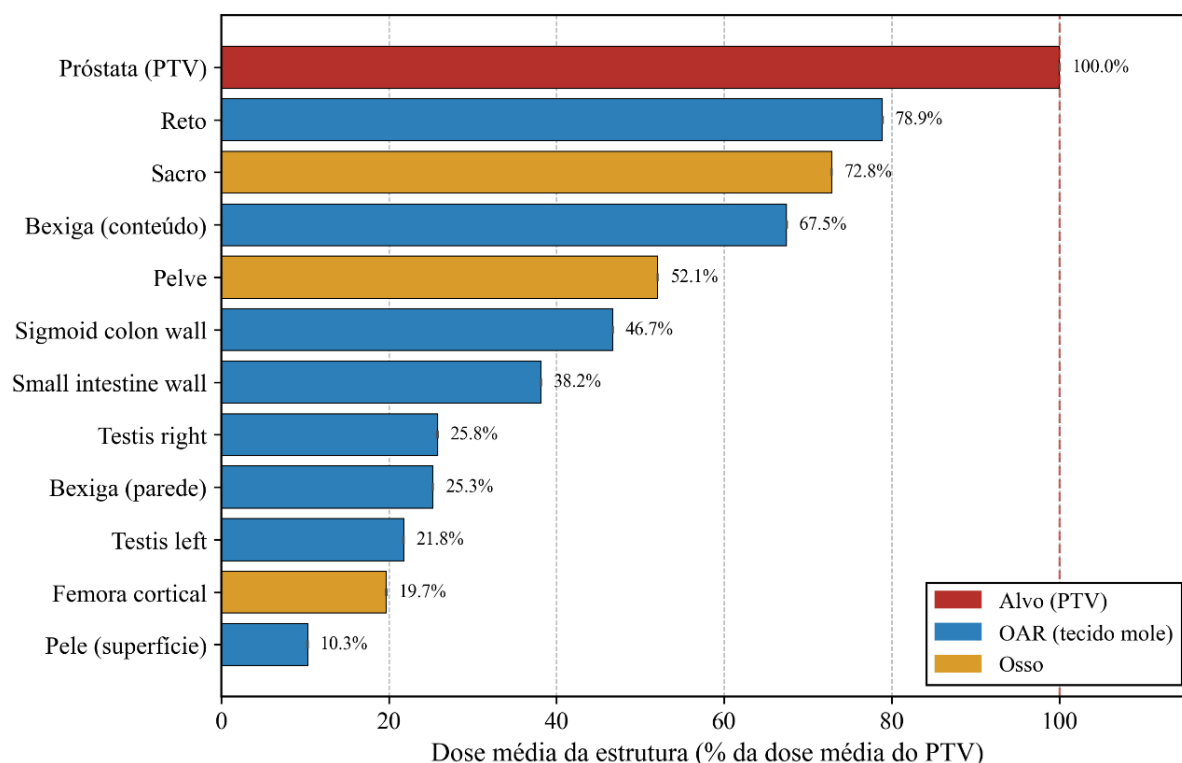
planejamento (próstata) do simulador AM, tomado como referência de normalização, atribuindo a ele uma dose de prescrição de 200 cGy por fração, equivalente a 4000 cGy nas 20 frações do tratamento, de modo que a dose de cada estrutura é expressa tanto em percentual da dose do alvo quanto em valor absoluto. A dose correspondente é de 0,15 cGy por unidade monitora entregue ao alvo. A Tabela 6 reúne, para as estruturas de maior relevância clínica, a dose por fração, a dose total nas vinte frações e o respectivo erro relativo estatístico. A dose média em cada estrutura, relativa à dose do PTV, é apresentada na Figura 16.

Tabela 6. Dose média por estrutura no plano completo relativa ao alvo e em valor absoluto, com erro relativo (R) estatístico.

Estrutura	N_{voxels}	Dose (% do alvo)	Dose por fração (cGy)	Dose 20 frações (cGy)	R (%)
PTV - próstata	2993	100,0	200,0	4000	0,05
Reto (parede)	6824	78,9	157,8	3157	0,05
Sacro	10371	72,8	145,7	2914	0,02
Bexiga (conteúdo)	34416	67,5	134,9	2699	0,03
Pelve (cortical)	37805	52,1	104,2	2086	0,01
Cólon sigmoide (parede)	9170	46,7	93,4	1869	0,03
Intestino delgado (parede)	145319	38,2	76,4	1527	0,02
Testículo direito	3243	25,8	51,6	1032	0,10
Bexiga (parede)	21420	25,3	50,5	1010	0,03
Testículo esquerdo	3223	21,8	43,5	871	0,11
Cabeças femorais (cortical)	52639	19,7	39,4	788	0,02
Pele (superfície)	17154	10,3	20,6	412	0,02

Fonte: A autora, 2026.

Figura 16. Dose média por estruturam em percentual da dose média do PTV, para o plano completo.



Fonte: A autora, 2026.

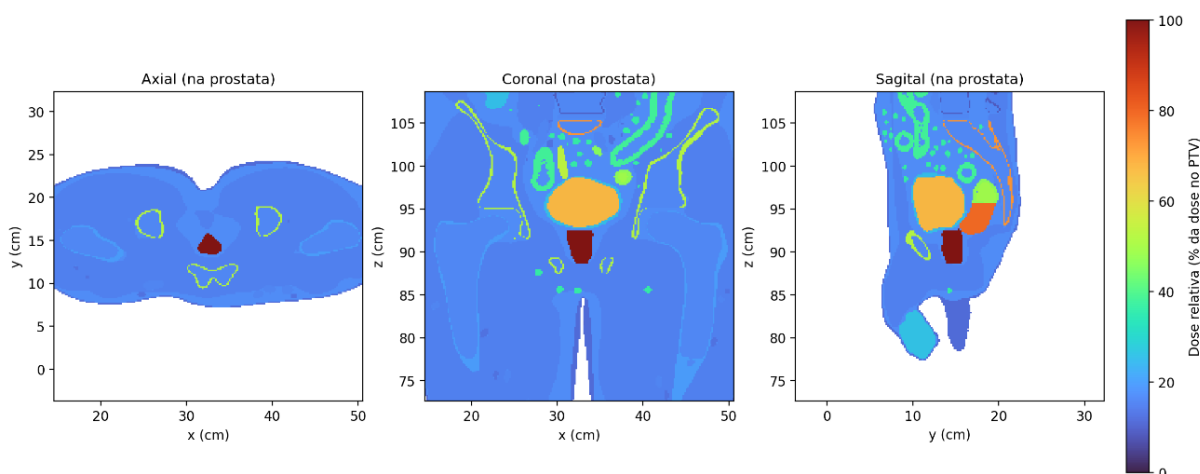
O reto, modelado por sua parede, é o órgão de risco de maior dose média 78,9% da dose do alvo, resultado coerente com a sua posição imediatamente posterior à próstata e com o fato de ser atravessado pelos três arcos. Seguem-se as estruturas ósseas pélvicas interpostas ao feixe; o sacro com 72,8%, a pelve óssea com 52,1%, mais distante, as cabeças femorais com 19,7%, e o conteúdo da bexiga com 67,5% anterior e superior ao alvo. As paredes do cólon sigmoide e do intestino delgado receberam dose intermediária de 48,7% e 38,2% respectivamente. As estruturas afastadas do campo principal, como a parede da bexiga com 25,3%, os testículos entre 1,8 e 25,8% e as superfícies cutâneas com 0,3% receberam dose baixa, originada pelo espalhamento e radiação de fuga, em valores coerentes com sua distância ao alvo.

A distribuição de dose absoluta obtida para o plano VMAT do paciente (Tabela 6) reproduz o comportamento esperado para tratamentos de próstata em técnica de arco volumétrico modulado dose máxima e calibrada no volume-alvo (200 cGy/fração ao alvo, por construção), com decaimento progressivo nos órgãos de risco em função da distância anatômica e da intersecção com o envelope de incidência rotacional do feixe. A parede do reto (157,8 cGy/fração; 3.157 cGy totais em 20 frações) é o órgão de risco de maior dose, consistente com sua posição imediatamente posterior ao alvo prostático, seguida do conteúdo da bexiga (134,9

cGy/fração) e das estruturas ósseas pélvicas atravessadas pelos feixes sacro e pelve. A parede da bexiga (50,5 cGy/fração) e o intestino delgado (76,4 cGy/fração) apresentam doses inferiores, e as cabeças femorais recebem 788 cGy totais em 20 frações, valor abaixo dos limites de tolerância tipicamente adotados para esta estrutura em protocolos de próstata.

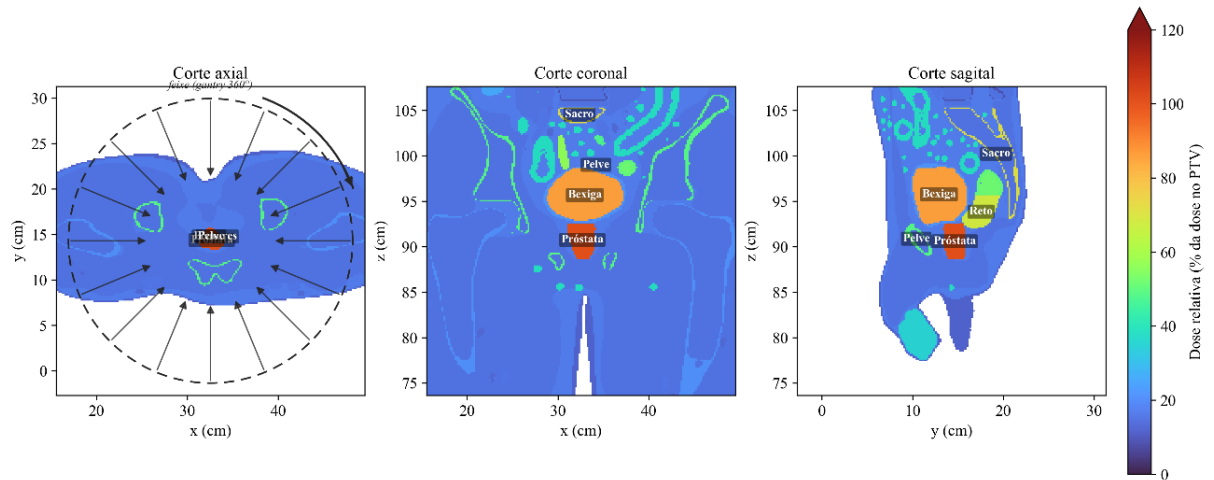
Estruturas anatomicamente afastadas do sítio pélvico, como tórax, cabeça e membros apresentaram doses totais baixas, de alguns cGy nas extremidades mais distais a algumas dezenas de cGy em estruturas próximas à borda do campo, consistentes com contribuição residual de espalhamento secundário em simulador antropomórfico realístico de corpo inteiro. A distribuição de dose do plano completo, em cortes axial, coronal e sagital é apresentada nas Figuras 17. Já na Figura 18, 19 e 20, estão as distribuições de dose de cada arco isolado, evidenciando a assimetria entre eles.

Figura 17. Distribuição de dose do plano VMAT completo no simulador antropomórfico AM (cortes axial, coronal e sagital), relativa à dose no PTV.



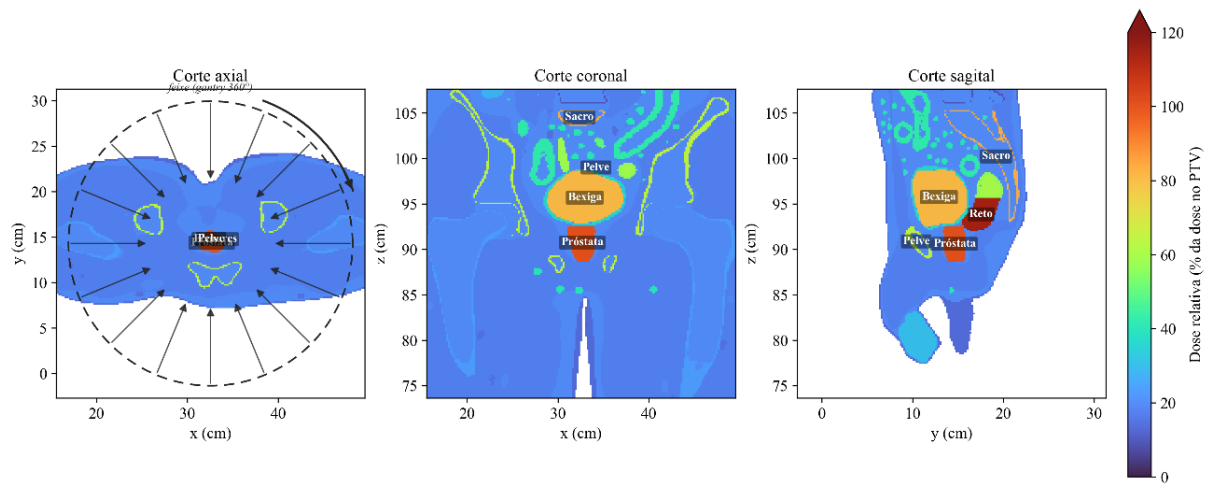
Fonte: A autora, 2026.

Figura 18. Distribuição de dose do plano VMAT no simulador antropomórfico AM (cortes axial, coronal e sagital), relativa à dose no PTV arco 1.



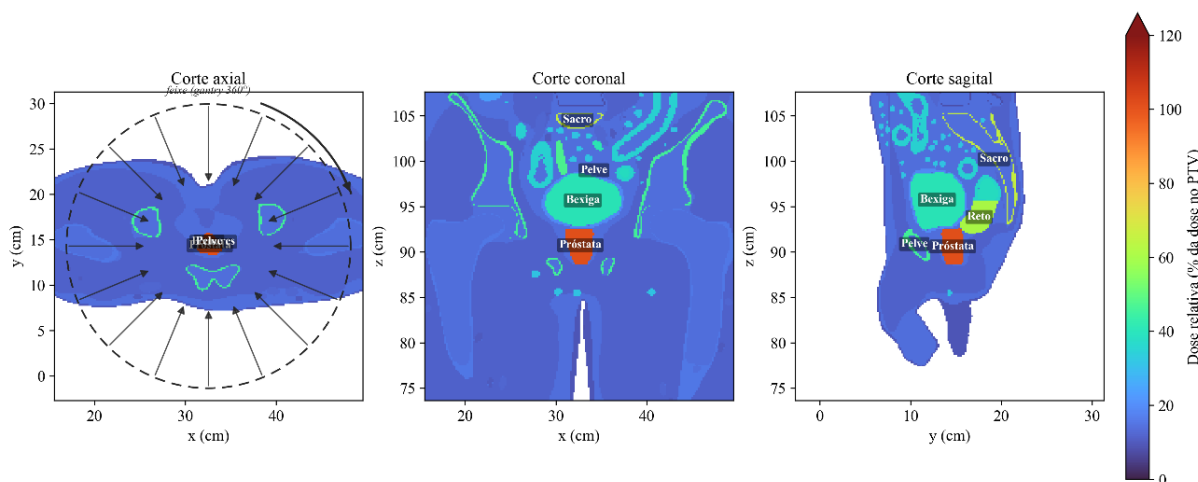
Fonte: A autora, 2026.

Figura 19. Distribuição de dose do plano VMAT no simulador antropomórfico AM (cortes axial, coronal e sagital), relativa à dose no PTV arco 2.



Fonte: A autora, 2026.

Figura 20. Distribuição de dose do plano VMAT no simulador antropomórfico AM (cortes axial, coronal e sagital), relativa à dose no PTV arco 3.



Fonte: A autora, 2026.

5.3.2. Contribuição dosimétrica individual dos arcos

A decomposição do plano em seus três arcos revela um padrão de deposição de dose distinto entre eles, coordenado pela combinação da modulação do colimador multilâminas com o ângulo de colimação próprio de cada arco (285° , 345° e 45°), cada um percorrendo uma rotação de *gantry* de aproximadamente 360° . Essa assimetria, esperada de um plano de intensidade modulada, é mais nítida no reto porque enquanto o primeiro e o terceiro arcos depositam 45,4 e 45,3 cGy respectivamente por fração, o segundo arco deposita 64,2 cGy, cerca de cinquenta por cento a mais, de modo que, nesse arco isolado, a dose média do arco chega a superar a dose do próprio alvo (114,1% contra os 100% da normalização).

O conteúdo da bexiga exibe gradiente oposto, com contribuição decrescente do primeiro ao terceiro arco, de 56,9 a 30,4 por fração. As estruturas ósseas centrais (sacro e pelve) recebem contribuição mais equilibrada entre os arcos, refletindo sua posição próxima ao eixo de rotação. A Tabela 7 apresenta a dose de cada estrutura relativa ao alvo dentro de cada arco, e a tabela 8 a contribuição absoluta de cada arco à dose do plano, cuja soma reconstitui a dose por fração da Tabela 6.

Tabela 7. Dose média por estrutura em cada arco, normalizada pela dose prescrita no alvo.

Estrutura	Arco 1 (%)	Arco 2 (%)	Arco 3 (%)	Plano (%)
PTV - próstata	100	100	100	100
Reto (parede)	68,2	114,1	60,7	78,9
Bexiga (conteúdo)	85,5	80,9	40,8	67,5
Sacro	71,6	83,2	65,8	72,8
Pelve (cortical)	48,4	64,5	45,5	52,1
Cólon sigmoide (parede)	0,3	56,7	35,7	46,7
Intestino delgado (parede)	38,1	42,6	34,7	38,2
Bexiga (parede)	21,7	35,8	20,1	25,3
Cabeças femorais (cortical)	20,7	23,2	16,0	19,7
Testículo direito	34,8	30,4	14,2	25,8
Testículo esquerdo	29,8	26,9	10,6	21,8
Pele (superfície)	10,6	12,1	8,6	10,3

Fonte A autora, 2026.

Tabela 8. Contribuição absoluta de cada arco à dose em função da quantidade de unidades monitoras: 449 UM (arco 1), 425 UM (arco 2), 459 UM (arco 3) e UM total de 1333.

Estrutura	Arco 1 (cGy)	Arco 2 (cGy)	Arco 3 (cGy)	Plano (cGy)
PTV - próstata	66,5	58,9	74,6	200,0
Reto (parede)	45,4	64,2	45,3	154,9
Bexiga (conteúdo)	56,9	47,6	30,4	134,9
Sacro	47,6	49,0	49,1	145,7
Pelve (cortical)	32,2	38,0	34,0	104,2
Cólon sigmoide (parede)	33,5	33,4	26,6	93,4
Intestino delgado (parede)	25,4	25,1	25,9	76,4
Bexiga (parede)	14,4	21,1	15,0	50,5
Testículo direito	23,1	17,9	10,6	51,6
Testículo esquerdo	19,8	15,8	7,9	43,5
Cabeças femorais (cortical)	13,8	13,7	12,0	39,4
Pele (superfície)	7,1	7,1	6,4	20,6

Fonte: A autora, 2026.

5.3.3. Convergência estatística

A convergência estatística da reconstrução foi avaliada em três níveis de combinação. Cada *control point*, simulado com 1×10^7 histórias, apresentou erro relativo no alvo da ordem de 1%, parcela dominante na hierarquia de incertezas. A combinação ponderada dos 177 *control points* de cada arco, totalizado $1,77 \times 10^9$ histórias por arco, reduz esse erro, por propagação em quadratura a 0,09% no alvo, e a combinação dos três arcos, sobre $5,31 \times 10^9$ histórias no plano completo a 0,05%, valor coerente com a redução esperada de três contribuições

aproximadamente iguais combinadas em quadratura. As demais estruturas pélvicas de interesse apresentam erro relativo igualmente inferior a 0,1% no plano completo, e nenhuma estrutura do simulador antropomórfico excedeu 10%. Apenas estruturas distais que recebem dose abaixo de 1 cGy (cristalino, hipófise e córnea) atingiram erros de até cerca de 5%, magnitude esperada e sem impacto sobre as conclusões dado o nível de dose envolvido.

Tabela 9. Erro relativo estatístico no alvo por nível de combinação.

Nível de combinação	Histórias de partículas	Erro relativo no alvo (%)
<i>Control point</i> (individual)	1×10^7	~ 1
Arco (177 <i>control point</i>)	$1,77 \times 10^9$	0,09
Plano (três arcos)	$5,31 \times 10^9$	0,05

Fonte: A autora, 2026.

5.3.4. Efeito do *beam stopper*

O objetivo central da reconstrução é isolar a contribuição do *beam stopper* à dose recebida pelo paciente. Para tanto, o plano foi reconstruído duas vezes sob condições idênticas de fonte, geometria, modulação e número de histórias, diferindo apenas pela presença do *beam stopper* na configuração de referência, com a placa de liga chumbo-antimônio (Pb-Sb, $\rho = 11,34 \text{ g/cm}^3$) em posição; e na configuração de comparação, com a placa substituída por ar. A comparação é feita sobre a dose absoluta por estrutura, e não sobre o percentual relativo ao alvo, no qual o efeito do *beam stopper* se cancela por afetar de modo semelhante o alvo e os demais órgãos. Para cada estrutura, quantificou-se a variação relativa Δ (%), demonstrada na Equação 12, entre as duas reconstruções e sua significância estatística z (Equação 13), com a incerteza obtida por propagação em quadratura das incertezas das duas reconstruções:

$$\Delta (\%) = \frac{D_{sem} - D_{com}}{D_{com}} \times 100 \quad (12)$$

$$z = \frac{D_{sem} - D_{com}}{\sqrt{\sigma_{com}^2 + \sigma_{sem}^2}} \quad (13)$$

onde, $\Delta(\%)$ é a variação relativa, z a significância estatística, D_{sem} a dose calculada sem o *beam stopper*, D_{com} a dose com o componente, σ_{sem} o desvio padrão sem o *beam stopper* e σ_{com} o desvio padrão com o BS.

Foi adotado como limares $|z| \geq 3$ para efeito forte e $2 \leq |z| < 3$ para efeito moderado; o limiar superior, mais conservador, justifica-se pelo caráter de comparação múltipla sobre as 79

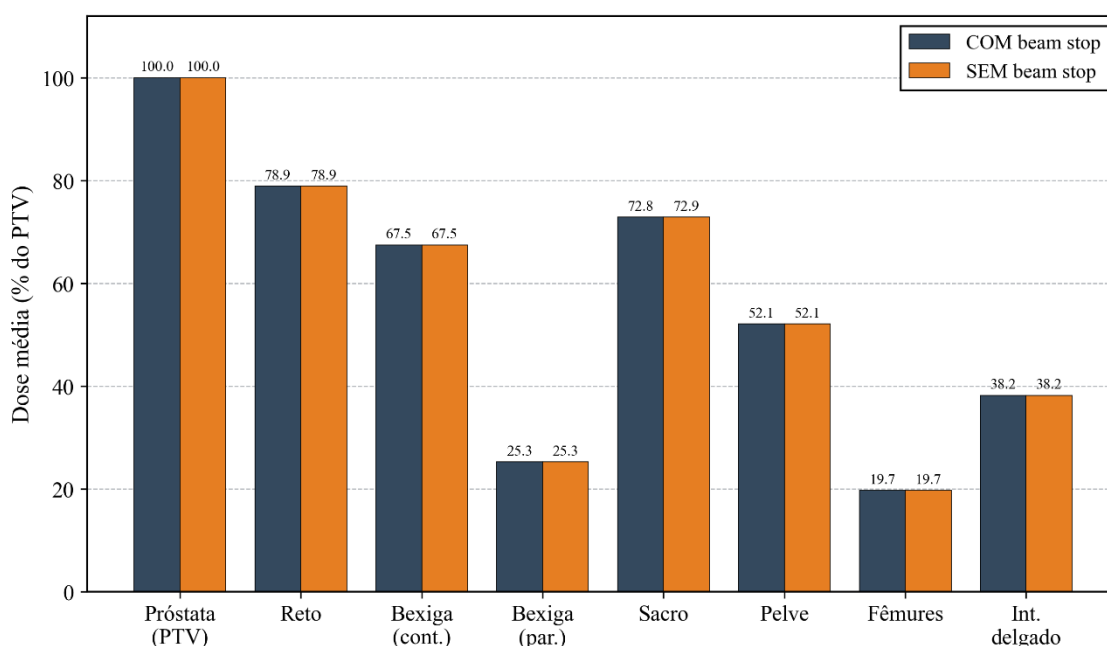
estruturas do simulador antropomórfico, em que um pequeno número de estruturas poderia exceder $|z| \geq 2$ por mero acaso.

Das 79 estruturas comparadas, seis apresentaram variação forte e dez, variação moderada. Em todos esses casos a diferença é negativa segundo a convenção adotada ($\Delta(\%) = (D_{\text{sem}} - D_{\text{com}})/D_{\text{com}} \times 100\%$), o que indica que a presença do *beam stopper* aumenta a dose depositada, o que é coerente com seu papel de atenuador.

O padrão dessa diferença é nítido. As estruturas dentro do campo de tratamento (o alvo, o reto, o sacro, a pelve, a bexiga, as cabeças femorais e os testículos) não exibem efeito estatisticamente significativo: $|z| < 1$ em todas e variações inferiores a 0,05% em módulo. Nessas regiões, a fluência primária domina a dose depositada e a contribuição do *beam stopper* é desprezível.

O efeito concentra-se, ao contrário, em estruturas ósseas corticais fora do campo principal, e é tanto mais acentuado quanto mais distais do isocentro: tornozelos e pés (-1,39%), crânio (-1,26%), encéfalo (-1,06%), escápulas (-0,64%), tíbias, fíbulas e patelas (-0,57%) e costelas (-0,28%). Efeitos moderados foram ainda observados nos úmeros, na mandíbula e nos pulmões. A comparação da dose por estrutura entre as configurações com e sem o *beam stopper* é apresentada na Figura 21.

Figura 21. Dose relativa com e sem beam stopper por estrutura.



Fonte: A autora, 2026.

A interpretação física desses achados é coerente. O *beam stopper*, posicionado a jusante do paciente para interceptar o feixe primário transmitido, comporta-se como uma fonte secundária de radiação espalhada de baixa energia (fótons de retroespalhamento Compton e radiação característica do chumbo) que retorna ao simulador antropomórfico.

A distribuição desse efeito decorre da dose de base de cada região. Nas regiões de alta dose da pelve, a contribuição do *beam stopper* é uma fração pequena da dose primária e não se distingue da flutuação estatística. Nas regiões distais, fora do campo, a dose local é quase integralmente composta por radiação espalhada, nesse caso, a parcela proveniente do *beam stopper* passa a representar fração não desprezível do total.

O realce observado no osso cortical decorre de dois fatores adicionais. O primeiro é o maior coeficiente de absorção fotoelétrica do meio ósseo, de número atômico efetivo elevado, frente aos fótons de baixa energia em questão. O segundo é o fato de o *tally* F6 reportar a dose no meio, sistematicamente superior à dose na água no tecido ósseo.

Por fim, as estruturas mais distais, como pés e crânio, apresentam simultaneamente a maior variação relativa (por terem a menor dose de base) e a maior significância estatística. Esse padrão, somado ao sinal sistematicamente negativo em estruturas independentes entre si, confirma tratar-se de um efeito físico real, e não de um artefato estatístico.

A magnitude desse efeito, contudo, não ultrapassa cerca de 1,4 % mesmo nas estruturas mais sensíveis, e é nula nas estruturas de interesse clínico do tratamento. O *beam stopper*, portanto, não altera de forma clinicamente relevante a dose recebida pelo paciente em um tratamento de próstata, resultado coerente com seu papel primário, discutido na seção 5.2, de atenuar o feixe primário transmitido em benefício da blindagem estrutural da sala, e não de elemento modulador da dose terapêutica.

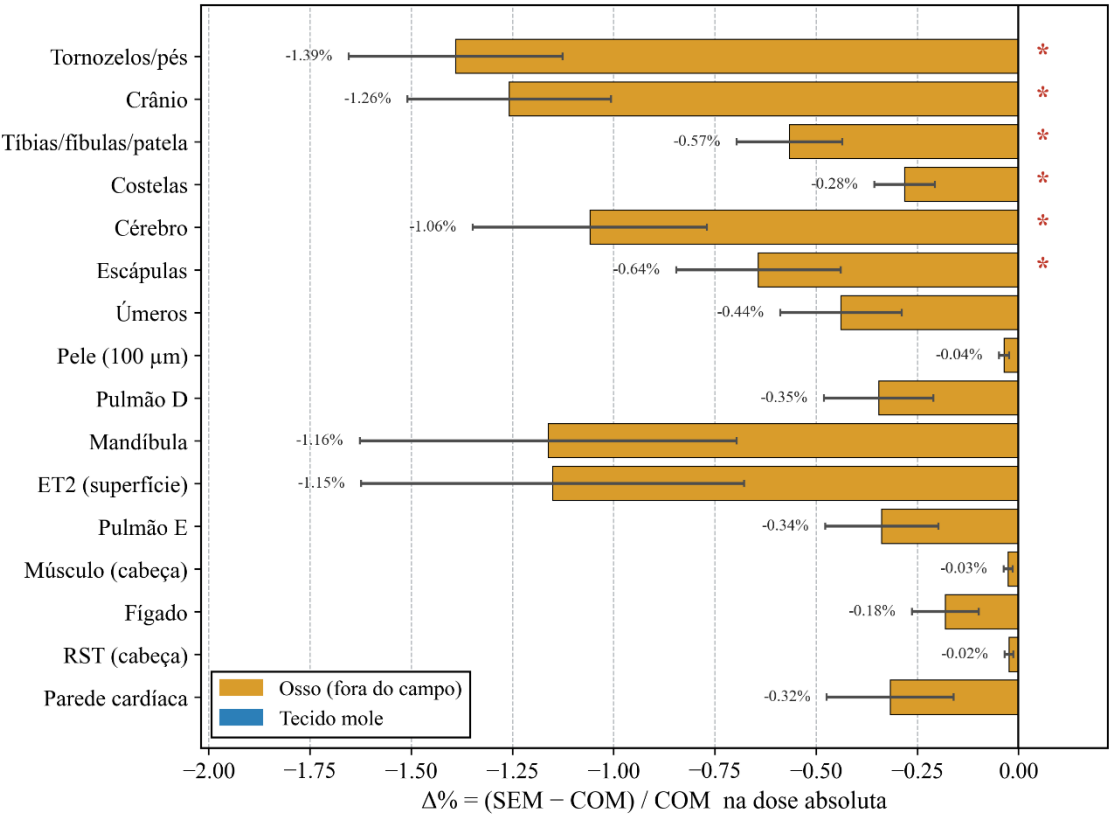
Tabela 10. Efeito do *beam stopper* por estrutura variação relativa Δ da dose absoluta entre as reconstruções sem e com a placa, erro associado e significância z.

Estrutura	Região	$\Delta\%$	Erro de Δ	Classificação
Tornozelos e pés	Fora do campo	-1,39	0,26	Forte
Crânio	Fora do campo	-1,26	0,25	Forte
Tíbias, fíbulas e patelas	Fora do campo	-0,57	0,13	Forte
Costelas	Fora do campo	-0,28	0,07	Forte
Encéfalo	Fora do campo	-1,06	0,29	Forte
Escápulas	Fora do campo	-0,64	0,20	Forte
Úmeros	Fora do campo	-0,44	0,15	Moderado
Pele (100 μm)	Fora do campo	-0,04	0,01	Moderado
Pulmão direito	Fora do campo	-0,35	0,14	Moderado
Mandíbula	Fora do campo	-1,16	0,47	Moderado
Pulmão esquerdo	Fora do campo	-0,34	0,14	Moderado
Fígado	Fora do campo	-0,18	0,08	Moderado
Coração	Fora do campo	-0,32	0,16	Moderado
Próstata (alvo)	No campo	-0,02	0,07	Não significativo
Reto (parede)	No campo	-0,01	0,06	Não significativo
Sacro (cortical)	No campo	-0,01	0,03	Não significativo
Pelve (cortical)	No campo	-0,01	0,02	Não significativo

Fonte: A autora, 2026.

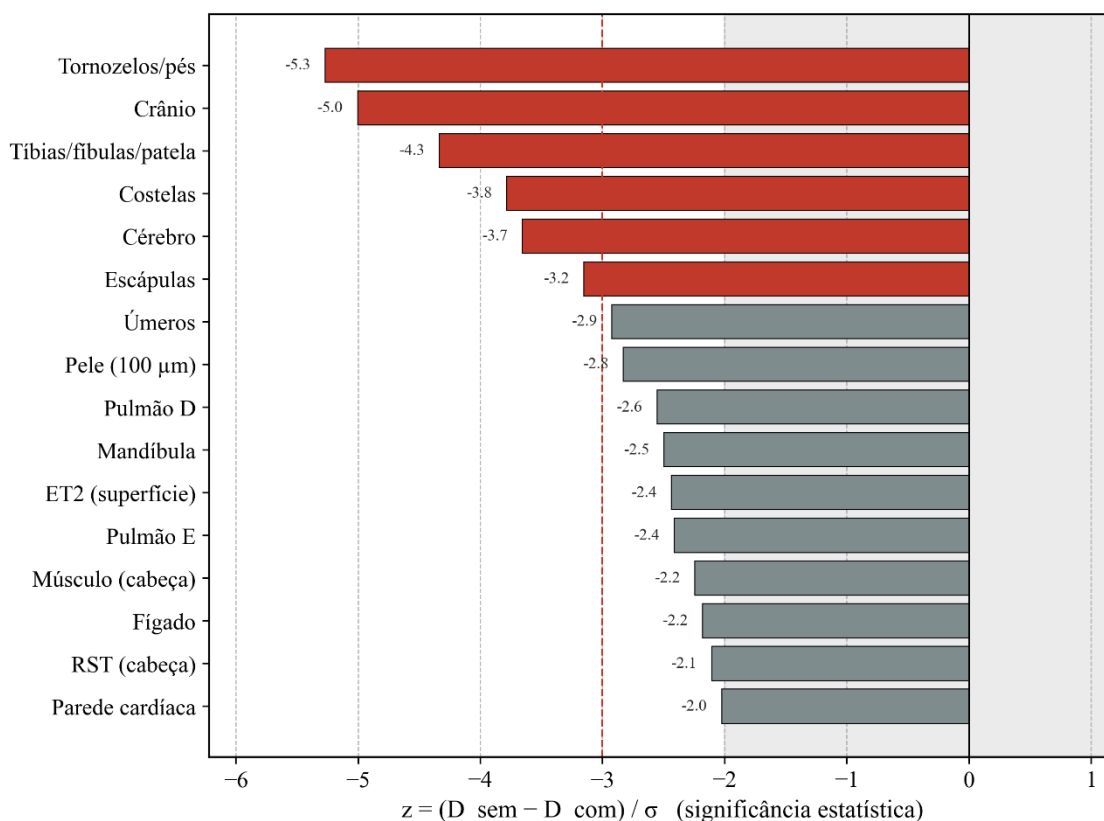
A comparação entre as reconstruções com e sem o *beam stopper*, revelou um padrão com dois significados complementares para o trabalho. A diferença percentual introduzida pelo *beam stopper* em cada estrutura é apresentada na Figura 22. Já a significância estatística do efeito, pelo z, é apresentada na Figura 23.

Figura 22. Diferença percentual ($\Delta\%$) do *beam stopper* por estrutura.



Fonte: A autora, 2026.

Figura 23. Significância estatística da diferença de dose por estrutura.



Fonte: A autora, 2026.

Do ponto de vista da reconstrução do plano, as estruturas de interesse clínico (o alvo e os órgãos de risco pélvicos) não apresentaram efeito estatisticamente significativo da presença do *beam stopper*, com variações inferiores a 0,05% em módulo e significância $|z| < 1$.

Essa invariância é uma propriedade dosimétrica desejável. As quantidades reportadas para o paciente, na distribuição de dose entre os arcos e as doses absolutas às estruturas pélvicas adjacentes ao alvo, permanecem essencialmente inalteradas, independentemente da fidelidade com que se modela o componente situado a jusante do paciente. Isso aumenta a confiabilidade dos resultados frente a incertezas residuais na geometria ou na composição do *beam stopper*.

Do ponto de vista físico, contudo, o efeito do *beam stopper* não é nulo. Ele manifesta-se de forma sistemática e estatisticamente significativa nas estruturas ósseas corticais fora do campo (os ossos dos pés, o crânio, as tíbias e fibulas, as costelas, as escápulas e o encéfalo) e é tanto mais acentuado quanto mais distais do isocentro. Em todas elas, a diferença tem o mesmo sinal, então a dose é maior quando o componente está presente, coerente com seu papel de atenuador do feixe primário e da radiação espalhada que alcançaria essas regiões.

A interpretação é que o *beam stopper*, ao interceptar o feixe primário transmitido a jusante do paciente, atua como fonte secundária de radiação espalhada de baixa energia (retroespalhamento Compton e radiação característica do chumbo), cuja contribuição é desprezível nas regiões de alta dose, dominadas pela fluência primária, mas representa fração não desprezível da dose nas regiões distais, onde quase toda a dose depositada é de origem espalhada. O realce preferencial em osso cortical reflete tanto o maior coeficiente de absorção fotoelétrica do meio ósseo frente a fótons de baixa energia quanto o fato de o *tally* F6 reportar dose no meio. A magnitude, ainda assim, não ultrapassa cerca de 1,4% mesmo nas estruturas mais sensíveis, sem relevância clínica para o tratamento.

Esse contraste é o ponto de articulação com o estudo de blindagem. A contribuição do *beam stopper* à dose do paciente é de frações de ponto percentual, mesmo nas estruturas de interesse; sua contribuição à atenuação da fluência primária transmitida em direção ao piso da sala, por outro lado, é expressiva. Os dois resultados são coerentes com a função arquitetônica do componente: interceptar a fluência primária, e não modular a dose ao volume-alvo. O fato de o efeito mensurável sobre o paciente concentrar-se em estruturas distais fora do campo, e não na pelve, tem ainda relevância para a discussão de dose ao corpo inteiro e de risco de neoplasia secundária pós-tratamento, contexto em que justamente as doses baixas a tecidos afastados do alvo são as grandezas de interesse.

6. CONCLUSÕES

O presente trabalho desenvolveu, validou e aplicou um modelo geométrico computacional do cabeçote do acelerador Varian Halcyon™ no código MCNP6.2, com o objetivo de caracterizar o desempenho radioprotetor do *beam stopper*, o componente de elevado número atômico posicionado a jusante do paciente nos aceleradores de arquitetura *O-Ring*. O modelo reproduziu a geometria dos principais elementos de conformação e atenuação do feixe, com destaque para o colimador multilâminas de dupla camada e para o próprio *beam stopper*, e serviu de base a duas frentes complementares: a quantificação da contribuição do componente à blindagem da barreira primária e a avaliação de seu efeito sobre a dose recebida pelo paciente em um tratamento real de próstata por VMAT.

A validação foi conduzida pela comparação, por meio do índice gama, entre as distribuições simuladas e os dados de comissionamento clínico do TPS Eclipse para o feixe de 6 MV no modo *flattening filter free* (FFF). Observou-se concordância satisfatória nas curvas de dose percentual em profundidade e nos perfis laterais, para os tamanhos de campo e profundidades avaliados, com taxas de aprovação superiores a 95% no critério 3%/3 mm na maioria das configurações.

A concordância mostrou-se mais sensível nos campos menores, de 2×2 e 4×4 cm², cujas taxas ficaram abaixo desse limiar no critério mais estrito, comportamento esperado, dados os elevados gradientes dosimétricos e a maior influência relativa da modelagem da fonte e do espalhamento nessas dimensões. O modelo foi, assim, considerado validado e adequado às aplicações subsequentes, dentro do domínio de campos e profundidades estudado.

A aplicação ao estudo de blindagem confirmou o papel do *beam stopper* como elemento atenuador da barreira primária. No eixo central do feixe, o componente reduziu a fluência fotônica primária transmitida por um fator da ordem de centenas, equivalente a aproximadamente 2,6 camadas decirredutoras (TVL) no campo de referência de 10×10 cm². Essa atenuação reduz expressivamente a fluência que atinge o piso da sala na direção de incidência do feixe e, por conseguinte, a espessura de blindagem estrutural que seria necessária na ausência do dispositivo.

A análise espacial mostrou, ainda, que a distâncias maiores do eixo a fluência passa a ser dominada pela radiação espalhada, sobre a qual o *beam stopper* exerce influência limitada, que é coerente com sua função de interceptar preferencialmente o feixe primário transmitido.

A reconstrução do plano clínico de próstata em VMAT, alimentada pelo *trajectory log* do acelerador e discretizada *control point* por *control point*, reproduziu o padrão dosimétrico esperado para a técnica, com o reto como órgão de risco de maior dose e decaimento progressivo nas estruturas mais afastadas do alvo.

A comparação entre as reconstruções com e sem o *beam stopper* isolou sua contribuição à dose do paciente. Nas estruturas de interesse clínico (o volume-alvo e os órgãos de risco pélvicos) e nas camadas superficiais da pele, o efeito do retroespalhamento mostrou-se estatisticamente não significativo. Um efeito real, porém, de magnitude inferior a 1,4%, restringiu-se a estruturas ósseas corticais distais e fora do campo, no sentido de um pequeno acréscimo de dose na presença do componente. Esse acréscimo é atribuível à radiação de baixa energia retroespalhada pela placa e ao maior coeficiente de absorção dessa radiação no meio ósseo. Conclui-se que o *beam stopper* não altera de forma clinicamente relevante a dose entregue ao paciente em um tratamento de próstata.

Os dois resultados convergem para uma caracterização coerente do *beam stopper* do Halcyon™, é essencialmente um elemento de blindagem, cuja função é interceptar o feixe primário transmitido em benefício da proteção estrutural da sala, e não um componente com impacto dosimétrico relevante sobre o paciente. A assimetria entre um efeito expressivo sobre a fluência transmitida às barreiras e um efeito desprezível sobre a dose terapêutica sintetiza o desempenho radioprotetor do dispositivo e responde ao objetivo central do trabalho.

Referências

1. AKYOL, Oya et al. Dose distribution evaluation of different dental implants on a real human dry-skull model for head and neck cancer radiotherapy. *Radiation Physics and Chemistry*, v. 189, p. 109751, 2021. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2021.109751>
2. ARCHER, Benjamin R.; THORNBY, J. I.; BUSHONG, Stewart C. Diagnostic x-ray shielding design based on an empirical model of photon attenuation. *Health physics*, v. 44, n. 5, p. 507-517, 1983. <https://doi.org/10.1097/00004032-198305000-00005>
3. ATTIX, Frank Herbert. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. John Wiley & Sons, 2008.
4. BEDNARZ, Bryan; XU, X. George. Monte Carlo modeling of a 6 and 18 MV Varian Clinac medical accelerator for in-field and out-of-field dose calculations development and validation. *Physics in Medicine & Biology*, v. 54, n. 4, p. N43-N57, 2009. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/4/N01>
5. BERGER, Martin J.; HUBBELL, John Howard. XCOM Photon cross sections on a personal computer. National Bureau of Standards, Washington, DC (USA). Center for Radiation Research, 1987. <https://doi.org/10.2172/6016002>
6. BROWN, David A. et al. ENDF/B-VIII. 0 the 8th major release of the nuclear reaction data library with CIELO-project cross sections, new standards and thermal scattering data. *Nuclear data sheets*, v. 148, p. 1-142, 2018.
7. CAI, Bin et al. Self-shielding evaluation and radiation leakage measurement of a jawless ring gantry linac with a beam stopper. *Medical physics*, v. 48, n. 6, p. 3143-3150, 2021. <https://doi.org/10.1002/mp.14858>
8. CARAVANI, Kirstie; MURRY, Rebecca; HEALY, Brendan. Characterisation of in-room leakage and scattered radiation for the Varian Halcyon linear accelerator. *Physical and Engineering Sciences in Medicine*, v. 45, n. 1, p. 73-81, 2022. <https://doi.org/10.1007/s13246-021-01084-1>
9. CHADWICK, Mark B. et al. ENDF/B-VII. 1 nuclear data for science and technology cross sections, covariances, fission product yields and decay data. *Nuclear data sheets*, v. 112, n. 12, p. 2887-2996, 2011. <https://doi.org/10.1016/j.nds.2011.11.002>
10. CHETTY, Indrin J. et al. Report of the AAPM Task Group No. 105 Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. *Medical physics*, v. 34, n. 12, p. 4818-4853, 2007. <https://doi.org/10.1118/1.2795842>
11. CHOI, Dong Hyeok et al. Development of shielding evaluation and management program for O-Ring type linear accelerators. *Scientific Reports*, v. 14, n. 1, p. 10719, 2024. <https://doi.org/10.1038/s41598-024-60362-6>
12. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica. Norma CNEN NN 3.01. Rio de Janeiro CNEN, 2014.
13. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. Licenciamento de Instalações Radiativas. Norma CNEN NN 6.02. Rio de Janeiro CNEN, 2017.
14. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Radioterapia. Norma CNEN NN 6.10. Rio de Janeiro CNEN, 2014.
15. CULLEN, Dermott E.; HUBBELL, John H.; KISSEL, Lynn. EPDL97 the evaluated photo data library97 version. Lawrence Livermore National Lab., CA (United States), 1997. <https://doi.org/10.2172/295438>
16. E EVANS, Robley Dunglison; EVANS, R. D. *The atomic nucleus*. New York McGraw-Hill, 1955.

17. GIANNAKOPOULOS, Georgios. Applications of Monte Carlo Simulations in Medical Physics Enhancing Precision and Accuracy in Radiation Therapy. 2025.
<https://doi.org/10.20944/preprints202509.2179.v1>
18. HAN, Tao et al. Dosimetric comparison of Acuros XB deterministic radiation transport method with Monte Carlo and model-based convolution methods in heterogeneous media. *Medical Physics*, v. 38, n. 5, p. 2651-2664, 2011.
<https://doi.org/10.1118/1.3582690>
19. HOWELL, Rebecca M. et al. Accuracy of out-of-field dose calculations by a commercial treatment planning system. *Physics in Medicine & Biology*, v. 55, n. 23, p. 6999-7008, 2010. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/23/S03>
20. HUBBELL, John Howard et al. Atomic form factors, incoherent scattering functions, and photon scattering cross sections. *Journal of physical and chemical reference data*, v. 4, n. 3, p. 471-538, 1975. <https://doi.org/10.1063/1.555523>
21. HURKMANS, Coen W. et al. Management of radiation oncology patients with a pacemaker or ICD a new comprehensive practical guideline in The Netherlands. *Radiation oncology*, v. 7, n. 1, p. 198, 2012. <https://doi.org/10.1186/1748-717X-7-198>
22. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy an International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water. Technical Reports Series No. 398. Vienna IAEA, 2000.
23. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer. Technical Reports Series No. 430. Vienna IAEA, 2004.
24. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities. Safety Reports Series No. 47. Vienna IAEA, 2006.
25. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Annals of the ICRP*, v. 37, n. 2-4, 2007.
26. JOHNS, Harold Elford et al. The physics of radiology. 1983.
27. KHAN, Faiz M.; GIBBONS, John P. Khan's the physics of radiation therapy. Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
28. KIM, Hayeon et al. Early clinical experience with Varian halcyon V2 linear accelerator dual-isocenter IMRT planning and delivery with portal dosimetry for gynecological cancer treatments. *Journal of applied clinical medical physics*, v. 20, n. 11, p. 111-120, 2019. <https://doi.org/10.1002/acm2.12747>
29. KIM, Chan Hyeong et al. ICRP publication 145: adult mesh-type reference computational phantoms. *Annals of the ICRP*, v. 49, n. 3, p. 13-201, 2020.
<https://doi.org/10.1177/0146645319893605>
30. KLEIN, Oskar; NISHINA, Yoshio. Über die Streuung von Strahlung durch freie Elektronen nach der neuen relativistischen Quantendynamik von Dirac. *Zeitschrift für Physik*, v. 52, n. 11, p. 853-868, 1929. <https://doi.org/10.1007/BF01366453>
31. KRY, Stephen F. et al. AAPM TG 158 measurement and calculation of doses outside the treated volume from external-beam radiation therapy. *Medical physics*, v. 44, n. 10, p. e391-e429, 2017. <https://doi.org/10.1002/mp.12462>
32. LANKINEN, Linda et al. Assessment of the backscattered skin dose from the beam stopper on Halcyon and Ethos radiotherapy systems. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, v. 26, n. 11, p. e70299, 2025. <https://doi.org/10.1002/acm2.70299>
33. LEWIS, Elmer Eugene; MILLER, Warren F. Computational methods of neutron transport. 1983.

34. LIM, Tze Yee et al. Characterization of the Halcyon™ multileaf collimator system. *Journal of applied clinical medical physics*, v. 20, n. 4, p. 106-114, 2019. <https://doi.org/10.1002/acm2.12568>
35. LOW, Daniel A. et al. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical physics*, v. 25, n. 5, p. 656-661, 1998. <https://doi.org/10.1118/1.598248>
36. LUX, Iván. Monte Carlo particle transport methods. CRC press, 2018.
37. MCCONN, R. J. Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling. 2011.
38. MIFTEN, Moyed et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA recommendations of AAPM Task Group No. 218. *Medical physics*, v. 45, n. 4, p. e53-e83, 2018. <https://doi.org/10.1002/mp.12810>
39. NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X Rays and Gamma Rays of Energies up to 10 MeV. NCRP Report No. 49. Bethesda NCRP, 1976.
40. NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities. NCRP Report No. 147. Bethesda NCRP, 2004.
41. NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities. NCRP Report No. 151. Bethesda NCRP, 2005.
42. NETHERTON, Tucker et al. Experience in commissioning the halcyon linac. *Medical physics*, v. 46, n. 10, p. 4304-4313, 2019. <https://doi.org/10.1002/mp.13723>
43. NEVES, S. A. B.; RODRIGUES, G. O. Avanços recentes na radioterapia e seus efeitos colaterais associados ao câncer. *BRAZILIAN JOURNAL OF HEALTH REVIEW* Учредители Brazilian Journals Publicações, v. 7, n. 9, p. e75486, 2024. <https://doi.org/10.34119/bjhrv7n9-296>
44. PATHAK, Pushpraj K. et al. Commissioning and quality assurance of Halcyon™ 2.0 linear accelerator. *reports of practical Oncology and radiotherapy*, v. 26, n. 3, p. 433-444, 2021. <https://doi.org/10.5603/RPOR.a2021.0065>
45. PODGORSK, ERVIN B. et al. Treatment machines for external beam radiotherapy. IAEA Radiation Oncology Physics A Handbook for Teachers and Students International Atomic Energy Agency, 2005.
46. PODGORSK, Ervin B. et al. Review of radiation oncology physics a handbook for teachers and students. Vienna, Austria IAE Agency, v. 19, n. 133, p. 13, 2003.
47. REYNAERT, Nick et al. Monte Carlo treatment planning for photon and electron beams. *Radiation Physics and Chemistry*, v. 76, n. 4, p. 643-686, 2007. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2006.05.015>
48. ROWSHANFARZAD, Pejman et al. Isocenter verification for linac-based stereotactic radiation therapy review of principles and techniques. *Journal of applied clinical medical physics*, v. 12, n. 4, p. 185-195, 2011. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v12i4.3645>
49. SAROJ, Dinesh Kumar; YADAV, Suresh; PALIWAL, Neetu. Does fluence smoothing reduce the complexity of the intensity-modulated radiation therapy treatment plan? A dosimetric analysis. *Journal of Medical Physics*, v. 47, n. 4, p. 336, 2023. https://doi.org/10.4103/jmp.jmp_81_22
50. SHEIKH-BAGHERI, Daryoush; ROGERS, D. W. O. Sensitivity of megavoltage photon beam Monte Carlo simulations to electron beam and other parameters. *Medical physics*, v. 29, n. 3, p. 379-390, 2002. <https://doi.org/10.1118/1.1446109>
51. SHINE, N. S. et al. Out-of-field dose calculation by a commercial treatment planning system and comparison by monte carlo simulation for varian TrueBeam®. *Journal of medical physics*, v. 44, n. 3, p. 156-175, 2019. https://doi.org/10.4103/jmp.JMP_82_18

52. SIEVINEN, Janne et al. AAA photon dose calculation model in Eclipse. Palo Alto (CA) Varian Medical Systems, v. 118, p. 2894, 2005.
53. TURNER, James E. Atoms, radiation, and radiation protection. John Wiley & Sons, 2008. <https://doi.org/10.1002/9783527616978>
54. VARIAN MEDICAL SYSTEMS. Halcyon System Bibliography. RAD10708B. Palo Alto Varian Medical Systems, 2023.
55. VASSILIEV, Oleg N. et al. Validation of a new grid-based Boltzmann equation solver for dose calculation in radiotherapy with photon beams. Physics in Medicine & Biology, v. 55, n. 3, p. 581-598, 2010. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/3/002>
56. WANG, Haiyang et al. A simulated dosimetric study of contribution to radiotherapy accuracy by fractional image guidance protocol of halcyon system. Frontiers in Oncology, v. 10, p. 543147, 2021. <https://doi.org/10.3389/fonc.2020.543147>
57. WERNER, Christopher John et al. MCNP version 6.2 release notes. Los Alamos National Lab.(LANL), Los Alamos, NM (United States), 2018.
58. WHITE, M. Photoatomic data library MCPLIB04 a new photoatomic library based on data from ENDF/B-VI release 8. Memorandum LAUR-03-1019. In Los Alamos, NM. Los Alamos National Laboratory, 2003.
59. XIAO, Ying et al. Flattening filter-free accelerators a report from the AAPM Therapy Emerging Technology Assessment Work Group. Journal of applied clinical medical physics, v. 16, n. 3, p. 12-29, 2015. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v16i3.5219>