

Modelagem da Radiação Secundária em Terapia com Prótons para Câncer de Próstata Usando MCNP

MCNP-Based Modeling of Secondary Radiation in Prostate Cancer Proton Therapy

Victória C. Silva¹, José R. S. Ferreira¹, Carla J. S. Santos², José W. S. Prado³, Lucio P. Neves^{3,4}, Ana P. Perini^{3,4}, Walmir Belinato⁵, Tiago R. Borba⁵, Fellipe O. F. Silva¹, Arthur S. B. Z. Alves⁶, William S. Santos^{1,3}

¹Universidade Federal de Sergipe/Departamento de Física, São Cristóvão, Brasil.

²Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, Brasil.

³Programa de Pós – Graduação em Engenharia Biomédica/Faculdade de Engenharia Elétrica, Uberlândia, Brasil

⁴Universidade Federal de Uberlândia/Instituto de Física, Uberlândia, Brasil.

⁵Instituto Federal da Bahia, Vitória da Conquista, Brasil.

⁶Setor de Medicina Nuclear, Instituto Nacional de Câncer (INCA), Rio de Janeiro, Brasil.

Resumo

Este trabalho avaliou a contribuição de partículas secundárias em tratamentos de câncer de próstata com feixe de prótons de 250 MeV, por meio de simulações Monte Carlo com o código MCNP6.2. Foi utilizado o simulador antropomórfico computacional adulto masculino de referência da ICRP 110, com modelagem realista da linha de feixe em técnica de duplo espalhamento. Foram calculadas as doses equivalentes recebidas por diferentes órgãos devido à radiação espalhada de prótons, nêutrons e fótons. Os nêutrons secundários foram os principais responsáveis pela dose fora do campo, atingindo órgãos distantes, como o cérebro, com doses consideráveis. A comparação com estudos baseados em radioterapia com fótons revelou que a protonterapia proporciona uma redução significativa nas doses equivalentes em órgãos sensíveis, como os testículos. Os resultados reforçam o benefício da terapia com prótons na preservação de tecidos saudáveis, embora ressaltem a necessidade de considerar cuidadosamente os efeitos da radiação secundária, especialmente dos nêutrons.

Palavras-chave: Radioterapia com Prótons; Simulação Monte Carlo; Dose secundária; Phantom ICRP 110; Câncer de Próstata

Abstract

This study evaluated the contribution of secondary particles in prostate cancer treatments using a 250 MeV proton beam through Monte Carlo simulations with the MCNP 6.2 code. The adult male reference computational anthropomorphic phantom from ICRP 110 was used, with a realistic modeling of the beam line using a double scattering technique. Equivalent doses received by different organs due to scattered radiation from protons, neutrons, and photons were calculated. Secondary neutrons were the main contributors to out-of-field doses, reaching distant organs such as the brain with relevant levels. Comparison with studies based on photon radiotherapy revealed that proton therapy provides a significant reduction in equivalent doses to sensitive organs, such as the testes. The results reinforce the benefit of proton therapy in preserving healthy tissues, although they highlight the need to carefully consider the effects of secondary radiation, especially from neutrons.

Keywords: Proton Radiotherapy; Monte Carlo Simulation; Secondary Dose; ICRP 110 Phantom; Prostate Cancer

1. Introdução

O câncer de próstata é a neoplasia maligna mais comum entre os homens no Brasil, com estimativas de 71.730 novos casos ao ano no triênio 2023-2025, segundo o Instituto Nacional de Câncer (INCA) (1). A detecção precoce e o avanço nas modalidades terapêuticas têm sido fundamentais para o aumento da sobrevida. Dentre as terapias disponíveis, a protonterapia tem se destacado como uma alternativa promissora à radioterapia convencional, devido à sua capacidade de liberar a maior parte da dose diretamente no tumor, minimizando danos aos tecidos sadios ao redor. No entanto, mesmo essa técnica avançada não está isenta de riscos, sendo a radiação secundária, particularmente nêutrons gerados durante a interação dos prótons com o corpo e os componentes do equipamento, uma

preocupação relevante no contexto da proteção radiológica (2).

A terapia com prótons é uma modalidade específica de radioterapia que se diferencia da convencional por utilizar prótons em vez de fótons ou elétrons, oferecendo vantagens na distribuição da dose dentro do volume tumoral. Inserida no grupo das terapias com hádrons, que inclui também o uso de nêutrons e íons pesados, essa técnica permite maior controle da profundidade de penetração da radiação no corpo (2). Sua principal vantagem reside na capacidade de concentrar a dose em uma área específica, devido ao pico de Bragg, o que reduz significativamente os danos aos tecidos saudáveis ao redor do tumor (3).

A terapia com prótons é indicada em situações nas quais a irradiação com fótons pode resultar em toxicidades inaceitáveis aos tecidos normais adjacentes ao tumor. No entanto, sua implementação requer uma infraestrutura mais complexa e envolve

custos significativamente mais elevados (4). Enquanto a radioterapia convencional é realizada com aceleradores lineares relativamente compactos, a terapia com prótons requer equipamentos de grande porte, como ciclotrons ou síncrotrons, além de linhas de transporte de feixe em vácuo, o que aumenta significativamente a complexidade estrutural necessária (5).

A técnica de espalhamento passivo, amplamente utilizada para moldar o feixe de prótons e homogeneizar a dose na área-alvo, emprega dispositivos como moduladores, espalhadores e colimadores para ajustar a profundidade e lateralidade do feixe. No entanto, as interações nucleares entre os prótons e esses componentes geram radiações secundárias, principalmente nêutrons, que podem se propagar a longas distâncias e depositar energia fora do campo de tratamento, resultando em doses indesejadas em tecidos saudáveis (6).

Apesar das vantagens da protonterapia, como a entrega precisa da dose no volume tumoral, ela pode gerar radiação secundária, especialmente nêutrons, que representam um risco à saúde dos tecidos adjacentes (7). A estimativa dessas doses é fundamental para garantir a segurança do paciente, e para isso, softwares de transporte de radiação, como o MCNP6.2 (8) têm sido amplamente utilizados na modelagem do transporte de partículas e na avaliação da distribuição de dose fora do campo de tratamento (9).

O presente estudo tem como objetivo avaliar, por meio de simulações Monte Carlo, realizadas no código de transporte de radiação MCNP6.2, a distribuição de doses equivalentes provenientes da radiação secundária em tratamentos com prótons para câncer de próstata, contribuindo para a compreensão dos efeitos envolvidos na radioterapia oncológica.

2. Materiais e Métodos

2.1 Código de transporte de radiação MCNP6.2

Os cenários de exposição foram modelados utilizando o código de transporte de radiação MCNP 6.2 (Monte Carlo N-Particle), desenvolvido pelo Laboratório Nacional de Los Alamos, Estados Unidos (8). O código possui ampla aplicação em áreas como proteção radiológica, dosimetria, diagnóstico por imagem, instrumentação médica e avaliação de criticidade em sistemas nucleares. Além disso, permite a integração de geometrias voxelizadas, o que o torna adequado para estudos que empregam simuladores antropomórficos computacionais, como o realizado neste trabalho.

2.2 Modelagem dos equipamentos da linha de feixe de prótons

O modelo de acelerador de prótons adotado neste estudo corresponde a um sistema de espalhamento passivo (*passively scattered beamline*) (10). Embora esse tipo de sistema permita a irradiação em diferentes ângulos de gantry, neste trabalho o tratamento foi planejado utilizando dois campos

laterais opostos, correspondentes às posições de gantry de LLAT (lateral esquerdo) e RLAT (lateral direito).

A conformação lateral do campo é realizada por meio de colimadores personalizados em latão (*brass apertures*), enquanto a conformação em profundidade é obtida com o uso de compensadores de alcance específicos para cada campo, seguindo a abordagem clássica descrita na literatura (11, 12, 13).

A Figura 1 apresenta os principais componentes da linha de feixe modelados com base na técnica de duplo espalhamento. Foram simulados os dispositivos modificadores de feixe, como colimadores, modulador, espalhador e absorvedor, empregando superfícies geométricas e macrobodies disponíveis no MCNP6.2, incluindo planos, cilindros, cones e esferas. A composição dos materiais utilizados foi obtida a partir da literatura (14).

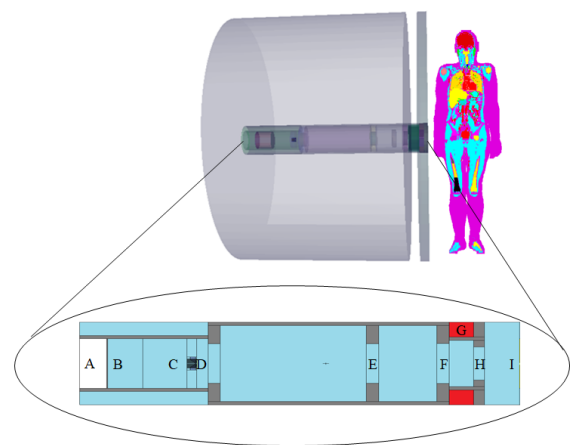


Figura 1. Vista do bico de terapia de prótons de espalhamento duplo: (A) feixe de prótons de entrada em um vácuo, (B) roda de modulação de alcance, (C) espalhador de alcance compensado, (D) uma placa de base intermediária para suporte estrutural, (E) pré-colimador, (F) placa de base do bico, (G) a parede de concreto da sala de tratamento, (H), bico, (I) abertura final, criando o formato e o tamanho do campo desejados.

A Figura 1 também mostra a inclusão do simulador antropomórfico adulto masculino de referência da ICRP 110 (15), com massa corporal de 73 kg e altura de 176 cm. Cada órgão, tecido e outras estruturas têm voxel de 8 mm de altura, enquanto a resolução no plano do voxel é de 2,137 mm com um volume de voxel de 36,54 mm³.

A dose absorvida em órgãos constituídos por estruturas micrométricas, como a medula óssea vermelha e o tecido endósteo na superfície óssea, foi calculada conforme a recomendação da ICRP 110, que fornece dados sobre a fração de massa da medula óssea na região esponjosa dos alvos esqueléticos. No simulador antropomórfico adulto masculino de referência da ICRP 110, o volume original da próstata é de 16,5 cm³, valor típico de indivíduos saudáveis (15). Contudo, considerando o aumento prostático frequentemente observado em pacientes com câncer de próstata, o volume do órgão no simulador foi ajustado para 30 cm³. Esse ajuste foi realizado por meio da adição de voxels nas camadas periféricas, preservando a posição e as relações anatômicas, e encontra-se dentro da faixa clínica

usual de 25 a 40 cm³ (11, 16). Os fatores de conversão apresentados são normalizados pela dose média absorvida na próstata, o que reduz a dependência dos resultados em relação ao volume absoluto do órgão, tornando-os representativos para volumes da mesma ordem de grandeza, embora variações significativas possam requerer simulações específicas.

A modelagem do feixe de prótons foi desenvolvida para representar um feixe clínico típico de protonterapia, compatível com sistemas baseados em ciclotron (4). O feixe primário foi considerado quase monoenergético, com energia máxima de 250 MeV, sendo o espectro energético efetivo determinado pelas interações com os elementos da linha de feixe modelados, como espalhadores, colimadores e moduladores de alcance. A fonte de prótons (Figura 1(A)) foi representada como pontual e direcional em vácuo. Como o código MCNP6.2 não permite a simulação explícita de variações geométricas dinâmicas, o efeito da modulação de faixa foi modelado por meio da inserção de cilindros de chumbo e lexan posicionados à frente do feixe (Figura 1(B)), sendo o efeito global da modulação obtido a partir da soma ponderada de onze simulações independentes, cada uma correspondente a diferentes setores do modulador e, dessa forma, o espectro de dose final foi obtido por meio da soma ponderada dos resultados dessas simulações, sendo os fatores de ponderação definidos a partir da fração angular de cada setor do modulador, de modo a reproduzir o alargamento do pico de Bragg característico de feixes clínicos em sistemas de espalhamento passivo.

O espalhador (Figura 1(C)), confeccionado em chumbo, promove a dispersão do feixe, produzindo uma distribuição homogênea e simétrica no isocentro. Em seguida, o feixe incide nos colimadores intermediários (Figura 1(A) e 1(E)), fabricados em latão maciço (densidade de 8,49 g/cm³) e com espessura de 7 cm (4). Ao final do bico, o feixe de 250 MeV apresenta um alcance aproximado de 26 cm em água.

Na sequência, o pré-colimador (Figura 1(E)) atua na eliminação de prótons dispersos, além de fornecer suporte estrutural à base do bico (Figura 1(F)). Os componentes finais (Figuras 1(G), 1(H) e 1(I)) são responsáveis por definir a forma e o tamanho do campo terapêutico. Para simular condições clínicas realistas, a próstata foi posicionada a aproximadamente 30 cm da saída do bico, e o colimador foi ajustado para um diâmetro de 8,8 cm, valor compatível com os campos tipicamente utilizados no tratamento do câncer de próstata (4).

2.3 Cálculo dosimétrico

A energia depositada em cada órgão e tecido foi calculada utilizando a *tally* F6 do MCNP 6.2, aplicada separadamente para prótons, nêutrons e fótons, permitindo a discriminação das contribuições individuais de cada tipo de partícula para a dose absorvida. A *tally* F6 fornece diretamente a energia depositada por unidade de massa (MeV/g), enquanto

a *tally* F4 foi empregada para a estimativa da fluência, auxiliando na análise do transporte da radiação secundária, com incertezas estatísticas calculadas automaticamente pelo código.

A dose equivalente de nêutrons foi obtida diretamente a partir das funções de resposta energética do MCNP, por meio dos comandos IU = 2 e IC = 99, que incorporam os fatores de ponderação da radiação recomendados pela ICRP (17, 18), que converte a dose absorvida em dose equivalente por partícula originária da fonte.

As grandezas dosimétricas foram determinadas de acordo com as recomendações da ICRP 110 (15) e expressas em termos do fator de conversão (FC = H/D), normalizado pela dose terapêutica média absorvida na próstata, permitindo comparações diretas entre diferentes órgãos, geometrias de irradiação e resultados da literatura, sendo especialmente adequado para a avaliação da contribuição da radiação secundária em tecidos não-alvo.

2.4 Parâmetros de transporte de radiação

A produção e o transporte de partículas secundárias foram simulados com o código Monte Carlo MCNP 6.2, por meio da definição explícita dos cartões MODE, PHYS e CUTs. O transporte de prótons, nêutrons e fótons foi habilitado via cartão MODE, mantendo-se o cartão PHYS em sua configuração padrão, enquanto os cartões CUTs definiram limiares de energia de 20 MeV para fótons, nêutrons, prótons e elétrons. As bibliotecas de seções de choque foram selecionadas de forma compatível com as faixas energéticas da protonterapia e com o simulador voxelizado ICRP 110, adotando-se, para nêutrons, bibliotecas baseadas na avaliação ENDF/B-VII.1 (8) e, para prótons e fótons, as bibliotecas padrão do MCNP 6.2.

Em cada cenário foram simuladas 1×10^9 histórias de partículas, garantindo níveis adequados de incerteza estatística, inclusive em órgãos fora do campo primário. Não foram utilizadas técnicas de redução de variância, uma vez que o elevado número de histórias simuladas proporcionou precisão estatística satisfatória sem introdução de vieses.

3. Resultados

3.1 Validação do transporte de prótons

A Figura 2 apresenta a comparação entre as doses relativas em profundidade calculadas com o MCNP6.2 e os dados de referência da literatura, conforme reportado por Ryckman (2011), para um feixe de prótons de 250 MeV em phantom de água. Observa-se boa concordância entre os perfis de dose ao longo de toda a profundidade analisada, desde a região de entrada até o pico de Bragg.

Na região de entrada, o código MCNP6.2 reproduz adequadamente o perfil quase uniforme da dose, indicando uma descrição consistente do transporte dos prótons primários. A posição e a forma do pico de Bragg apresentam boa concordância com a literatura, com dose máxima em 25,3 cm (19), confirmando a

modelagem correta do alcance e da perda de energia dos prótons. Pequenas discrepâncias próximas ao pico podem ser atribuídas à discretização espacial, aos parâmetros físicos e aos modelos de interação nuclear.

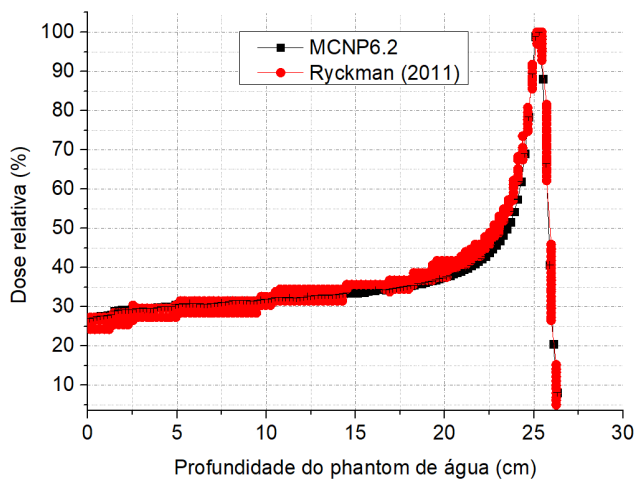


Figura 2. Comparação do pico de Bragg obtido com o código MCNP6.2 e Ryckman (2011).

Após o pico de Bragg, observa-se uma queda abrupta da dose, evidenciando a adequada representação da extinção do feixe primário e das contribuições secundárias. Em conjunto, os resultados validam a modelagem do feixe de prótons de 250 MeV no MCNP6.2 para aplicações em dosimetria em protonterapia.

3.2 Resultados dosimétricos

A Tabela 1 apresenta uma análise detalhada da distribuição dos fatores de conversão de dose equivalente, normalizados pela dose absorvida na próstata ($FC = H/D$), para um conjunto selecionado de órgãos e tecidos durante o tratamento do câncer de próstata com prótons. Os resultados são apresentados separadamente para as contribuições de prótons primários, nêutrons e fótons secundários, considerando duas configurações laterais opostas de irradiação (LLAT e RLAT).

Nos órgãos adjacentes ao volume-alvo, como bexiga, reto, ureter e gônadas, observa-se que a contribuição dominante decorre dos prótons primários, refletindo a proximidade anatômica com a próstata e a penumbra lateral do feixe. A bexiga apresenta valores de FC de 1,99 mSv/Gy (LLAT) e 5,99 mSv/Gy (RLAT) para prótons, enquanto o reto apresenta valores entre 3,91 e 4,46 mSv/Gy. Esses resultados são consistentes com a prática clínica (18, 19) e confirmam que, mesmo em protonterapia, estruturas imediatamente adjacentes ao volume-alvo permanecem como órgãos críticos do ponto de vista dosimétrico.

A contribuição dos nêutrons secundários torna-se particularmente relevante em órgãos de localização intermediária e distante, em função de sua maior

capacidade de penetração e dos elevados fatores de ponderação radiobiológica associados a esse tipo de radiação. Em órgãos de localização intermediária, como cólon, pâncreas, estômago e baço, os FCs para nêutrons situam-se próximos de 1,4 mSv/Gy. O cólon apresenta FCs de aproximadamente 1,27 mSv/Gy em ambas as configurações, enquanto o estômago e o baço atingem valores próximos de 1,4 mSv/Gy. Esses resultados refletem tanto a proximidade relativa desses órgãos ao campo irradiado quanto a produção de nêutrons nas interações do feixe com o paciente.

Nos órgãos de localização distante, embora os valores absolutos de FC sejam menores, a contribuição dos nêutrons permanece dosimetricamente relevante. O cérebro apresenta FCs de 0,59 mSv/Gy (LLAT) e 0,50 mSv/Gy (RLAT), significativamente superiores às contribuições dos fótons secundários, que se mantêm da ordem de 10^{-2} mSv/Gy. A tireoide também apresenta valores consistentes, em torno de 0,34 mSv/Gy, enquanto as glândulas salivares exibem FCs entre 0,05 e 0,07 mSv/Gy. Órgãos como pulmões e coração apresentam FCs para nêutrons da ordem de 0,6 a 0,7 mSv/Gy, evidenciando que a exposição aos nêutrons não se restringe às regiões próximas ao volume-alvo.

A medula óssea vermelha, distribuída ao longo de todo o esqueleto e reconhecidamente radiosensível, apresenta FCs da ordem de 0,14 Sv/Gy para nêutrons, valor superior à contribuição dos fótons e particularmente relevante no contexto da avaliação de efeitos estocásticos, como a indução de segundos cânceres.

De modo geral, observa-se que as diferenças entre as configurações LLAT e RLAT para os nêutrons são relativamente pequenas nos órgãos intermediários e distantes, indicando que a produção e o espalhamento dessa radiação são menos dependentes da geometria específica do feixe do que ocorre para os prótons primários. Esse comportamento reforça o caráter mais difuso e quase isotrópico da contribuição de nêutron fora do campo.

Os fótons secundários apresentam, de forma consistente, as menores contribuições relativas em todos os órgãos avaliados, confirmando seu papel secundário na dose fora do campo em protonterapia.

Tabela 1. Fatores de conversão H/D em mSv/Gy resultante da contribuição de prótons, nêutrons e fótons em função da incidência do feixe de prótons. Os erros relativos percentuais da simulação estão apresentados entre parênteses.

Órgãos e tecidos	Prótons		Nêutrons		Fótons	
	LLAT	RLAT	LLAT	RLAT	LLAT	RLAT
Medula óssea vermelha	2,75E+00 (0,31)	5,74E+00 (0,25)	1,39E-01 (0,29)	1,45E-01 (0,29)	3,17E-02 (0,30)	3,28E-02 (0,30)
Glândulas adrenais	4,48E-01 (17,2)	4,21E-01 (16,4)	4,44E-01 (5,06)	4,29E-01 (2,56)	1,34E-01 (2,24)	1,35E-01 (2,29)
Bexiga	1,99E+00 (2,43)	5,99E+00 (3,8)	5,46E+00 (0,73)	5,16E+00 (0,77)	1,19E+00 (0,79)	1,14E+00 (0,81)
Cérebro	5,88E-01 (8,58)	4,95E-01 (8,75)	5,86E-01 (2,81)	5,03E-01 (3,09)	2,10E-02 (2,41)	1,97E-02 (2,55)
Cólon	1,38E+00 (1,99)	1,17E+00 (2,07)	1,27E+00 (0,44)	1,26E+00 (0,48)	2,56E-01 (0,48)	2,55E-01 (0,49)
Corda espinhal	3,18E-01 (15,6)	4,50E-01 (15,6)	3,59E-01 (2,74)	3,55E-01 (2,81)	1,34E-01 (2,41)	1,26E-01 (2,38)
Demais tecidos	1,09E+01 (0,05)	1,23E+01 (0,05)	8,73E-02 (0,12)	9,11E-02 (0,11)	1,64E-02 (0,15)	1,74E-02 (0,15)
Esôfago	4,47E-01 (17,3)	3,70E-01 (18,5)	3,79E-01 (3,01)	3,67E-01 (3,05)	1,40E-01 (2,52)	1,35E-01 (2,49)
Glândulas salivares	4,92E-02 (18,5)	4,95E-02 (19,7)	7,33E-02 (3,67)	5,39E-02 (4,17)	1,93E-02 (4,07)	1,71E-02 (4,38)
Vesícula biliar	6,33E-01 (18,6)	5,66E-01 (19,0)	7,36E-01 (5,61)	6,45E-01 (2,59)	2,50E-01 (2,14)	2,35E-01 (2,23)
Coração	5,07E-01 (4,93)	4,86E-01 (4,8)	5,97E-01 (1,12)	5,72E-01 (1,14)	1,81E-01 (1,01)	1,77E-01 (1,03)
Rins	2,00E-01 (3,87)	2,05E-01 (3,86)	2,21E-01 (1,02)	2,14E-01 (1,02)	5,95E-02 (0,94)	5,94E-02 (0,96)
Fígado	5,84E-01 (2,61)	5,52E-01 (2,65)	5,51E-01 (0,83)	5,23E-01 (0,84)	1,92E-01 (0,70)	1,88E-01 (0,71)
Pulmões	6,00E-01 (2,86)	5,96E-01 (3,01)	6,99E-01 (0,74)	6,67E-01 (0,76)	2,04E-02 (0,69)	1,99E-02 (0,70)
Nódulos linfáticos	9,27E+01 (0,18)	4,85E+01 (0,28)	3,58E-01 (0,45)	3,23E-01 (0,45)	7,81E-02 (0,44)	7,30E-02 (0,45)
Pâncreas	1,13E+01 (6,29)	1,07E+00 (6,34)	1,10E+00 (1,50)	1,05E+00 (1,52)	3,52E-01 (1,23)	3,48E-01 (1,24)
Pele	5,05E+01 (0,09)	1,96E+01 (0,07)	6,27E-01 (0,12)	6,41E-01 (0,12)	8,55E-02 (0,15)	8,88E-02 (0,15)
Reto	3,91E+01 (7,54)	4,46E+00 (6,95)	3,29E+00 (1,61)	3,67E+00 (1,82)	8,28E-01 (1,63)	8,97E-01 (1,60)
Intestino delgado	2,38E-01 (4,51)	2,66E-01 (4,26)	3,31E-01 (0,85)	3,14E-01 (0,86)	7,94E-02 (0,85)	7,76E-02 (0,88)
Baço	9,99E-01 (5,21)	1,01E+00 (5,59)	1,37E+00 (1,37)	1,32E+00 (1,37)	3,23E-01 (1,40)	3,21E-01 (1,41)
Estômago	1,01E+01 (4,51)	1,13E+00 (4,26)	1,41E+00 (0,85)	1,34E+00 (0,86)	3,38E-01 (0,85)	3,30E-01 (0,88)
Superfície óssea	2,26E-02 (2,43)	6,79E-03 (3,80)	6,19E-02 (0,73)	5,85E-02 (0,77)	1,34E-02 (0,79)	1,29E-02 (0,81)
Gônadas	2,28E+00 (6,08)	1,92E+00 (6,14)	1,96E+00 (1,35)	1,82E+00 (1,27)	4,05E-01 (1,42)	3,96E-01 (1,41)
Tireoide	3,32E-01 (43,6)	3,41E-01 (36,6)	3,40E-01 (6,21)	3,36E-01 (6,3)	7,12E-02 (4,93)	7,06E-02 (4,99)
Ureter	1,46E+00 (8,98)	1,47E+00 (8,87)	1,22E+00 (2,49)	1,22E+00 (2,28)	3,06E-01 (1,36)	3,17E-01 (1,38)

Fonte: A autora (2026).

Em conjunto, os resultados confirmam que a protonterapia no tratamento do câncer de próstata proporciona elevada conformidade da dose no volume-alvo e redução da dose integral associada aos prótons primários. Contudo, a contribuição dos nêutrons secundários em órgãos intermediários e distantes deve ser considerada em avaliações de risco tardio, especialmente em pacientes com longa expectativa de vida, reforçando a importância de estudos detalhados de dosimetria fora do campo em tratamentos com prótons.

4. Discussão

Os resultados dosimétricos demonstram que a dose fora do campo em tratamentos de câncer de próstata com prótons é predominantemente determinada pelos nêutrons secundários, cujas contribuições superam aquelas associadas aos prótons espalhados e aos fótons secundários na maioria dos órgãos avaliados. Esse comportamento decorre das interações nucleares do feixe de prótons com os componentes da linha de feixe e com os tecidos do paciente, resultando na produção de nêutrons com elevado alcance e contribuição significativa para a dose equivalente em regiões não-alvo, em concordância com resultados amplamente reportados na literatura.

A predominância dos nêutrons está associada às suas propriedades de transporte e ao fator de ponderação dependente da energia, que aumenta à medida que os nêutrons são moderados no corpo humano, elevando a dose equivalente depositada em órgãos distantes do volume-alvo. Em contraste, as contribuições dos fótons secundários são reduzidas e concentradas nas proximidades da próstata, enquanto os prótons espalhados perdem energia rapidamente ao atravessar os tecidos, apresentando contribuição residual fora do campo primário.

A comparação com dados da literatura confirma a consistência dos achados deste estudo. Boehmer et al. (16) relataram, para tratamento de próstata com técnica 3D-CRT utilizando fótons de 20 MV, um fator de conversão de 28,5 mSv/Gy na região testicular, enquanto Gul et al. (10), empregando IMRT com fótons de 6 MV e colimador multi-folhas, obtiveram 18,5 mSv/Gy. No presente trabalho, o valor total obtido foi de 8,77 mSv/Gy, representando uma redução superior a 50% em relação às técnicas convencionais, o que indica maior proteção aos testículos e potencial diminuição do risco de infertilidade.

A análise da lateralidade do feixe (RLAT e LLAT) evidencia que diferenças mais relevantes na distribuição da dose ocorrem principalmente em órgãos anatômica e geometricamente assimétricos, sendo essas variações dominadas pela contribuição dos prótons e fortemente dependentes da posição relativa do órgão em relação à trajetória do feixe primário. Por outro lado, os nêutrons secundários apresentam baixa sensibilidade à incidência do feixe, com variações reduzidas entre as geometrias, enquanto os fótons secundários exibem distribuição espacial ainda mais homogênea.

O fator de conversão para dose efetiva obtido neste estudo foi de 7,82 mSv/Gy, que é compatível com valores previamente reportados, como os 5,5 mSv/Gy apresentados por Fontenot *et al.* (4). Em conjunto, esses resultados reforçam a vantagem da protonterapia na redução da dose fora do campo e na proteção de órgãos adjacentes ao volume-alvo, ao mesmo tempo em que evidenciam a necessidade de estratégias específicas para minimizar a produção e propagação de nêutrons secundários, particularmente em pacientes com longa expectativa de vida, como aqueles tratados para câncer de próstata.

Como limitações deste estudo, destaca-se que as simulações foram realizadas com base em um fantoma antropomórfico de referência (ICRP 110), o que não contempla variações anatômicas individuais observadas na prática clínica, como diferenças de biotipo, posicionamento de órgãos e volumes prostáticos extremos. Além disso, foi considerada uma geometria idealizada de tratamento com feixes laterais opostos e um sistema de espalhamento passivo, não incluindo técnicas mais modernas, como feixes escaneados, que podem apresentar padrões distintos de produção de nêutrons secundários.

5. Conclusões

Neste estudo foi realizada uma avaliação dosimétrica da dose fora do campo em tratamento de câncer de próstata com prótons, considerando as contribuições relativas de prótons espalhados, nêutrons e fótons secundários. Os resultados demonstraram que os nêutrons secundários constituem a principal fonte de dose equivalente em órgãos não-alvo, respondendo pela maior fração da dose fora do campo, em concordância com achados previamente reportados na literatura.

As contribuições dos fótons secundários e dos prótons espalhados mostraram-se significativamente menores, com rápida atenuação à medida que aumenta a distância em relação ao volume-alvo, confirmando o caráter altamente conformado da protonterapia. A análise da lateralidade do feixe indicou que a orientação de incidência influencia principalmente órgãos assimétricos, sendo essas variações dominadas pela contribuição dos prótons, enquanto os nêutrons apresentam distribuição mais homogênea e baixa dependência da geometria de irradiação.

A comparação com técnicas convencionais baseadas em fótons evidenciou uma redução expressiva da dose equivalente em órgãos de risco, em particular nas gônadas, com fatores de conversão significativamente inferiores aos reportados para 3D-CRT e IMRT, indicando maior proteção radiológica e potencial redução do risco de efeitos tardios, como infertilidade. O fator de conversão para dose efetiva obtido mostrou-se compatível com valores descritos na literatura, reforçando a consistência dos resultados.

De forma geral, os resultados confirmam a vantagem da terapia com prótons na redução da exposição fora do campo terapêutico em tratamentos

prostáticos, ao mesmo tempo em que ressaltam a importância de estratégias de otimização do tratamento voltadas à mitigação da produção e propagação de nêutrons secundários. Esses resultados contribuem para uma melhor compreensão dos riscos radiológicos associados à protonterapia e fornecem subsídios relevantes para o aprimoramento do planejamento e da segurança em tratamentos de câncer de próstata.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer às agências de pesquisa: Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelos projetos de pesquisa 305652/2025-7 (W.S.S), 312160/2023-2 (L.P.N), 310646/2025-1 (A.P.P) UNIVERSAL (407493/2021-2 e 405536/2023-2); Programa Conhecimento Brasil - Apoio a Projetos em Rede com Pesquisadores Brasileiros no Exterior, projeto CNPq 444561/2024-2; Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG) pelos projetos de pesquisa APQ-04215-22, APQ-01254-23 e APQ-04348-23. Este trabalho faz parte do Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia em Instrumentação Nuclear e Aplicações na Indústria e Saúde (INCT/INAIS), projeto CNPq 406303/2022-3 e 424498/2025-1.

Declaração

Os autores fizeram uso da ferramenta DeepSeek (www.deepseek.com) para correção gramatical do texto.

Referências

1. Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA). Estimativa 2023: incidência de câncer no Brasil. Rio de Janeiro: INCA; 2022.
2. Takata K, et al. Calculating and estimating second cancer risk from breast radiotherapy using Monte Carlo code with internal body scatter for each out-of-field organ. *J Appl Clin Med Phys*. 2020;21(12):62–73.
3. Han SE, Cho G, Lee SB. An assessment of the secondary neutron dose in the passive scattering proton beam facility of the National Cancer Center. *Nucl Eng Technol*. 2017;49(4):801–9.
4. Fontenot JD, Newhauser WD, Titt U. Design tools for proton therapy nozzles based on the double-scattering foil technique. *Radiat Prot Dosimetry*. 2005;116(4):211–5.
5. Zheng Y, et al. Monte Carlo study of neutron dose equivalent during passive scattering proton therapy. *Phys Med Biol*. 2007;52(15):4481–96.
6. Tayama R, et al. Measurement of neutron dose distribution for a passive scattering nozzle at the Proton Medical Research Center (PMRC). *Nucl Instrum Methods Phys Res A*. 2006;564(1):532–6.
7. Hälgl RA, Schneider U. Neutron dose and its measurement in proton therapy: current state of knowledge. *Br J Radiol*. 2020;93(1107):20190412.
8. Werner CJ, et al. MCNP version 6.2. Los Alamos: Los Alamos National Laboratory; 2017.
9. Yeom YS, et al. Comparison of out-of-field normal tissue dose estimates for pencil beam scanning proton therapy: MCNP6, PHITS, and TOPAS. *Phys Med Biol*. 2022;67(24):245003.
10. Gul OV, Basaran H, Inan G. Evaluation of incidental testicular dose with thermoluminescence dosimetry during prostate radiotherapy. *Med Dosim*. 2022;47(3):203–6.
11. Slater JD, Yonemoto LT, Rossi CJ Jr, Reyes-Molyneux NJ, Bush DA, Antoine JE, et al. Conformal proton therapy for prostate carcinoma. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1998;42:299–304.
12. Goitein M. Compensation for inhomogeneities in charged particle radiotherapy using computed tomography. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1978;4:499–508.
13. Wagner MS. Automated range compensation for proton therapy. *Med Phys*. 1982;9:749–52.
14. McConn RJ, et al. Compendium of material composition data for radiation transport modeling. Richland (WA): Pacific Northwest National Laboratory (PNNL); 2011.
15. International Commission on Radiological Protection (ICRP). Adult reference computational phantoms. ICRP Publication 110. *Ann ICRP*. 2009;39(2).
16. Boehmer D, et al. Testicular dose in prostate cancer radiotherapy. *Strahlenther Onkol*. 2005;181(3):179–84.
17. International Commission on Radiological Protection (ICRP). Relative biological effectiveness (RBE), quality factor (Q), and radiation weighting factor (wR). ICRP Publication 92. *Ann ICRP*. 2003;33(4).
18. Fontenot JD. Proton therapy versus intensity-modulated X-ray therapy in the treatment of prostate cancer: estimating secondary cancer risks [dissertation]. Houston (TX): University of Texas; 2008. Available from: <https://www.proquest.com/docview/304841810>
19. Ryckman JM. Using MCNPX to calculate primary and secondary dose in proton therapy [master's thesis]. Atlanta (GA): Georgia Institute of Technology; 2011.

Contato:

Victória C. Silva
 Universidade Federal de Sergipe
 Av. Marechal Rondon, s/n - Jardim Rosa Elze, São Cristóvão - SE, Brasil. CEP 49100-000
vicarmo@academico.ufs.br