

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
INSTITUTO DE FÍSICA
BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA



DOUGLAS GABRIEL LUZ

Caracterização de um feixe de fótons de 6 MV em radioterapia por simulação Monte Carlo
utilizando o código MCNPX

UBERLÂNDIA, MG

2026

DOUGLAS GABRIEL LUZ

Caracterização de um feixe de fótons de 6 MV em radioterapia por simulação Monte Carlo utilizando o código MCNPX

Trabalho de Conclusão de Curso apresentada ao Instituto de Física da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a conclusão de curso.

Orientadora: Profª. Dra. Ana Paula Perini

Coorientador: Prof Dr. William de Souza Santos

UBERLÂNDIA, MG

2026

AGRADECIMENTOS

Agradeço profundamente a Deus pela força, saúde e perseverança que me permitiram chegar até aqui, superando todos os desafios encontrados ao longo desta jornada acadêmica.

À minha mãe, Vania das Graças Silva Luz, e ao meu pai, Celso Custódio Luz, minha eterna gratidão por todo o apoio, dedicação e amor incondicional. Nada disso seria possível sem a base sólida, os valores e os ensinamentos que vocês sempre me proporcionaram.

À minha orientadora, Profa. Dra. Ana Paula Perini, expresso minha sincera gratidão por toda a ajuda, paciência e incentivo durante minha trajetória acadêmica. Sua orientação foi fundamental para o desenvolvimento deste trabalho e contribuiu imensamente para o meu crescimento, tanto profissional quanto pessoal.

Ao Prof. Dr. William de Souza Santos, agradeço pela realização das simulações computacionais com o código MCNPX, além de todo o conhecimento compartilhado, atenção e incentivo constante para que eu sempre buscasse o melhor.

Ao físico Rogério Matias, pelas contribuições com as medições experimentais e com o espectro de emissão utilizado nas simulações.

Aos meus colegas e amigos de graduação, que me ouviram, apoiaram e ensinaram ao longo de toda essa caminhada, deixo meu reconhecimento e carinho. Um agradecimento especial à Andressa Amorim e à Jeane Menezes, cujo auxílio foi essencial, principalmente na reta final do curso.

Por fim, agradeço aos meus amigos mais próximos, que me incentivaram e estiveram ao meu lado em todos os momentos, ouvindo meus desabafos e oferecendo apoio. Em especial, agradeço ao Anderson Paes Cirqueira Junior por sua amizade e compreensão durante esse processo.

Este trabalho foi realizado com o apoio financeiro da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) e pelas agências de fomento: Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG): APQ-04215-22; APQ-01254-23; APQ-04348-23. Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq): Bolsa de Produtividade em Pesquisa 310646/2025-1 (Ana Paula Perini); Bolsa de Produtividade em Pesquisa 312160/2023-2 (Lucio Pereira Neves); Bolsa de Produtividade em Pesquisa 305652/2025-7 (William de Souza Santos). Este trabalho faz parte do Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia para Instrumentação Nuclear e Aplicações na Indústria e Saúde (INCT/INAIS), projeto CNPq, 406303/2022-3.

*"If I have seen further, it is by standing on the
shoulders of giants."*

Sir Isaac Newton

RESUMO

O câncer é um problema mundial de saúde pública, em que tratamentos otimizados são um grande objetivo da pesquisa contemporânea. A radioterapia tem um papel crucial nesses tratamentos, e naturalmente pesquisas relacionadas a esse assunto também possuem grande relevância. Nesse âmbito, este trabalho busca realizar a caracterização de um feixe radioterápico de 6 MV, por meio de simulações de Monte Carlo. Para realizar essas simulações, foi utilizado o código de transporte de partículas MCNPX2.7.0. Para o arquivo de entrada foi modelado um gantry com um espectro de emissão similar ao feixe de 6 MV de um equipamento Clinac 2100. Para esse mesmo feixe, foram avaliados tamanhos de campo desde 5x5 cm² até 40x40 cm², em profundidades variando de 1.5 cm até 30 cm. Os resultados foram validados com base nos dados de um sistema de planejamento de tratamento (TPS). A validação indicou ótima concordância da largura à meia altura (FWHM), entre os resultados simulados e os experimentais para o perfil lateral de dose; enquanto que a curva de porcentagem de dose profunda (PDP) apresentou apenas uma variação milimétrica de pico de deposição de dose, justificada por incertezas de build-up. Os resultados subsequentes mostraram que a modelagem desse feixe foi bem sucedida, apresentando uma boa homogeneidade de deposição de dose dentro do campo de irradiação e uma variação da PDP conforme o esperado pela literatura. Este trabalho portanto ressalta a importância do estudo de parâmetros de feixes radioterápicos, enquanto evidencia o uso da ferramenta MCNPX como um padrão ouro para estudos dosimétricos, além da validação e modelagem de feixes clínicos de 6 MV.

Palavras-chave: radioterapia; simulação de Monte Carlo; dosimetria; caracterização de feixe.

ABSTRACT

Cancer is a global public health problem, where optimized treatments are a major goal of contemporary research. Radiotherapy plays a crucial role in these treatments, and naturally, research related to this topic also holds great relevance. In this context, this work aims to characterize a 6 MV radiotherapy beam through Monte Carlo simulations. To perform these simulations, the particle transport code MCNPX2.7.0 was used. For the input file, a gantry was modeled with an emission spectrum similar to the 6 MV beam of a Clinac 2100 equipment. For this same beam, field sizes ranging from 5x5 cm² up to 40x40 cm² were evaluated at depths varying from 1.5 cm up to 30 cm. The results were validated based on data from a treatment planning system (TPS). The validation indicated excellent agreement of the Full Width at Half Maximum (FWHM) between the simulated and experimental results for the lateral dose profile; while the Percentage Depth Dose (PDD) curve presented only a millimetric variation in the dose deposition peak, justified by build-up uncertainties. Subsequent results showed that the beam modeling proved accurate and consistent with clinical references, presenting good homogeneity of dose deposition within the irradiation field and a PDD variation as expected by the literature. This work therefore highlights the importance of studying radiotherapy beam parameters, while demonstrating the use of the MCNP tool as a gold standard for dosimetric studies, in addition to the validation and modeling of 6 MV clinical beams.

Keywords: radiotherapy; Monte Carlo simulations; dosimetry; beam characterization.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Exemplo de curva de PDP para fótons de 6 MV na água.

Figura 3.1 – Fluxograma esquemático da metodologia desenvolvida.

Figura 3.2 – Colimadores modelados no cenário de estudo.

Figura 3.3 – Arranjo de detectores posicionados dentro do objeto simulador irradiado.

Figura 3.4 – Espectro da intensidade relativa de emissão do feixe terapêutico de 6 MV.

Figura 4.1 – Comparação do perfil de dose obtido nas simulações com os valores obtidos pelo TPS.

Figura 4.2 – Comparação entre os valores de PDP simulados neste trabalho e os obtidos pelo TPS.

Figura 4.3 – Perfil lateral de dose simulado para campos quadrados, de (a) 5x5 cm até (h) 40x40 cm, apresentado para três profundidades em meio homogêneo (1.5 cm, 10 cm e 30 cm). Os valores estão normalizados à dose máxima em cada profundidade.

Figura 4.4 – Porcentagem de dose profunda para os diferentes campos simulados.

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 – Valores de FWHM calculados para cada tamanho de campo e profundidades diferentes dos detectores no objeto simulador.

Tabela 4.2 – Uniformidade de campo representada em porcentagem para todos os tamanhos de campo e profundidades utilizadas, tomando como referência o valor médio de deposição de dose ao longo do campo primário.

CONTEÚDO

1 Introdução

A radioterapia é um tipo de terapia que usa radiação ionizante para tratar porções cancerígenas de um órgão/tecido de forma minimamente invasiva (1). Ela revolucionou o tratamento oncológico, permitindo a destruição seletiva de células neoplásicas por meio de feixes de radiação ionizante colimados unicamente na região desejada. O tratamento radioterápico pode ser utilizado com intenção curativa ou paliativa, e o plano de aplicação dependerá da dose total calculada e da avaliação do radioterapeuta (2).

Figurando como uma das maiores causas de morte no mundo, o câncer é o principal problema de saúde pública global, sendo uma das principais barreiras para o aumento da expectativa de vida da população (3). Na maioria dos países, corresponde à primeira ou à segunda causa de morte, prematura, antes dos 70 anos (4). Com base nesse cenário, é cada vez mais necessário compreender e quantificar com precisão as propriedades dos feixes utilizados nessa modalidade de tratamento.

A propagação de um feixe de fótons em um meio sofre espalhamento e atenuação, o que reduz a intensidade ao longo do caminho. Por esse motivo, os aceleradores utilizados no tratamento de câncer precisam de colimadores primários e secundários, para que o feixe seja centralizado apenas no órgão que necessita de tratamento. Um dos principais problemas no planejamento de doses nesses sistemas é a precisão dos algoritmos de cálculo na presença de tecidos com densidades muito diferentes, considerando o conhecimento exato das propriedades do feixe dos LINACS (5).

Uma ferramenta útil nesse tipo de estudo dosimétrico é o Método Monte Carlo. Vários códigos de transporte de partículas baseiam-se nesse método para realizar aproximações numéricas fidedignas com a realidade. Para a física médica, a principal utilidade desses códigos é calcular as distribuições dos efeitos físicos em um meio biológico, como ionizações, excitações e espalhamentos elásticos, em um determinado universo simulado (6).

1.1 Justificativa

O controle tumoral em um tratamento de radioterapia depende do controle rigoroso da concordância entre os parâmetros simulados e suas medições no acelerador linear. A maioria das medidas dosimétricas para a caracterização de um feixe utiliza fantasmas (objetos

simuladores) de água ou PMMA, materiais amplamente utilizados por apresentarem propriedades comparáveis às estruturas do corpo humano para fins dosimétricos (7). E, com isso, é possível calcular indicadores de qualidade para analisar as propriedades do feixe, como o percentual de dose profunda (PDP) e o perfil lateral de dose (PLD) (1).

Essas medidas nem sempre são rápidas ou triviais do ponto de vista de instrumentação e metodologia, portanto esse trabalho apresenta uma alternativa simplificada e objetiva para esse controle de qualidade, utilizando simulações computacionais.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo Geral

Este trabalho tem como objetivo geral caracterizar as principais propriedades de um feixe terapêutico de fótons de 6 MV por meio de simulações computacionais utilizando o código MCNPX2.7.0.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Modelar o espectro de emissão do feixe;
- Modelar o cenário de exposição;
- Obter dados relativos ao perfil de dose lateral e à porcentagem de dose profunda em um objeto simulador de água;
- Validar os resultados com base nessas mesmas métricas utilizando um acelerador Varian Clinac 2100.

2 Referencial teórico

Nesta seção são descritos conceitos essenciais para a compreensão da simulação Monte Carlo em radioterapia.

2.1 A Radiação Ionizante

A radiação ionizante é aquela com energia suficiente para criar pares eletron-íon em um meio, podendo ser corpuscular ou eletromagnética. Neste último caso, a energia se transporta na forma de pacotes de onda, ou fótons (2).

A radioterapia moderna de feixe externo, ou teleterapia, utiliza radiação eletromagnética com fótons de energia na ordem de megavoltagem para destruir células cancerígenas. Nessa faixa energética, a forma predominante de interação desses fótons com a matéria é o efeito Compton (2).

2.2 Efeito Compton

O efeito Compton é caracterizado pela interação de um fóton com um elétron efetivamente livre em um determinado meio. Por esse motivo, a seção de choque apresenta dependência relativamente fraca com o número atômico, mas varia significativamente com a energia do fóton conforme descrito pela equação de *Klein–Nishina* (2). Esse elétron será então ejetado, e o fóton será espalhado com energia (E'), descrita na Equação 1 (8).

$$E' = \frac{E}{1 + \frac{E}{m_{ec}}(1 - \cos(\theta))} \quad (2.1)$$

em que E é a energia inicial do fóton incidente; E' é a energia do fóton espalhado, m_{ec}^2 é a energia de repouso do elétron e θ é o ângulo de espalhamento do fóton.

2.3 Outros modos de interação de fótons com a matéria

Mesmo que, para a faixa energética dos feixes utilizados na radioterapia, o efeito Compton seja o modo de interação predominante, é importante ressaltar que ele não é o único. Há também a ocorrência tanto do efeito fotoelétrico, onde um elétron da camada K absorve completamente o fóton incidente e é ejetado, quanto da produção de pares, onde esse mesmo fóton (caso possua uma energia mínima de 1,022 MeV) dá origem a um par elétron-pósitron e, posteriormente, a aniquilação de pares (2).

Ambos os efeitos apresentam uma ocorrência baixa, mas diferente de zero. No caso do efeito fotoelétrico, por ele ter uma forte dependência com o inverso da energia do fóton, e no caso da produção de pares por ser mais comum em feixes com energias da ordem de dezenas de MV (2).

2.4 Dose Absorvida

Para quantificar a disposição de energia de um feixe de radiação ionizante incidindo em um tecido, é importante definir uma grandeza que possa mensurar quanto de energia esse meio recebeu. Para isso, é utilizada a grandeza Dose Absorvida, cuja unidade é de J/kg e que equivale a 1 J de energia absorvida em 1 kg de massa, sendo chamada de Gray (1).

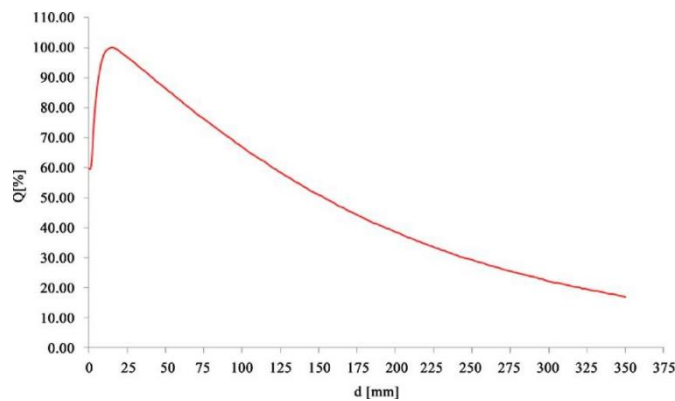
A dose absorvida será a principal métrica utilizada em planejamentos de tratamento e na dosimetria. No entanto, a deposição de dose ao longo da profundidade de um tecido não é linear. Isso ocorre porque no caso dos fótons, o pico da PDP decorre do aumento da fluência de elétrons secundários com a profundidade até que o equilíbrio eletrônico seja atingido, conforme descrito pela equação de Bethe-Bloch, enunciada na Equação 2 (9).

$$-\frac{dE}{dx} \propto \frac{1}{\beta^2} \left[\ln\left(\frac{2m_e c \beta^2 \gamma^2}{I}\right) - \beta^2 \right] \quad (2.2)$$

em que dE é a energia perdida pela partícula em um intervalo dx , I é o potencial de ionização do material, $\beta = v/c$ e $\gamma = 1/\sqrt{1 - \beta^2}$. Desta relação, possível perceber que diminuir a velocidade de uma partícula aumenta a sua deposição local de energia. Esse processo cria um pico de deposição de dose característico para cada tipo de partícula.

Para o caso de um feixe de fótons que, de forma secundária, transferirá sua energia para os elétrons do meio, forma-se o padrão visto na Figura 1.

Figura 2.1 – Exemplo de curva de PDP para fótons de 6 MV na água.



Fonte: Retirado de (10).

2.5 Percentual de Dose Profunda e Perfil de Dose

Na radioterapia, dois parâmetros muito comuns no planejamento da entrega da dose durante o tratamento e na dosimetria do feixe são a porcentagem de dose profunda e o perfil lateral de dose. Um controle rigoroso deve ser mantido para garantir que, durante a irradiação, não existam áreas de interesse que sejam subirradiadas e nem áreas saudáveis hiperirradiadas (1).

A PDP mostra como a deposição de dose varia ao longo do eixo normal ao plano de irradiação. Para fótons, o feixe tende a depositar dose de entrada e dose de saída, atingindo um pico de dose logo após a região de *buildup*, poucos centímetros após a superfície. Enquanto o perfil de dose traz informações sobre quão uniforme está a entrega da dose no campo de irradiação determinado. Costuma ser marcado por uma região de penumbra adjacente às bordas, por fatores de espalhamento e colimação (1).

2.6 Geração do Feixe

Na radioterapia, os feixes de megavoltagem são gerados em equipamentos chamados Aceleradores Lineares, ou LINAC. Em um LINAC, ocorre a produção de raios-x através da colisão de elétrons de alta energia (4 a 12 MV para a faixa clínica) com um alvo de alto número atômico (8).

Esses elétrons são acelerados por guias de onda chamados magnetron ou *klystron*. Eles são responsáveis por criar um campo eletromagnético oscilante que leva os elétrons ao encontro do alvo de alto Z (1). Após a colisão dos elétrons com o alvo, eles serão desacelerados e um espectro de emissão contínuo referente à perda energética das partículas será gerado. Esse processo é conhecido como *Bremsstrahlung*, ou radiação de frenagem (1).

Esse feixe de fótons de frenagem será colimado e utilizado posteriormente para o tratamento do paciente.

2.7 Método Monte Carlo

As condições de exposição ideais e as ferramentas necessárias para uma caracterização de feixes radioterápicos são frequentemente inacessíveis, seja por obstáculos tecnológicos, financeiros ou logísticos. A partir dessa dificuldade, uma alternativa fortemente aceita na literatura é a utilização do Método Monte Carlo para simular computacionalmente os cenários de interesse (11, 12).

O Método Monte Carlo (MMC) é uma ferramenta poderosa e conveniente para estudos dosimétricos no âmbito da física médica. Códigos que utilizam o MMC para simular o transporte de radiação funcionam com base em um gerador de números pseudoaleatórios e uma função de distribuição de probabilidade (13). Como a radiação tem natureza estocástica, esses códigos geram milhões ou até bilhões de possibilidades de interações e, com base nesses resultados, calcula para o usuário os valores desejados com suas respectivas incertezas (13).

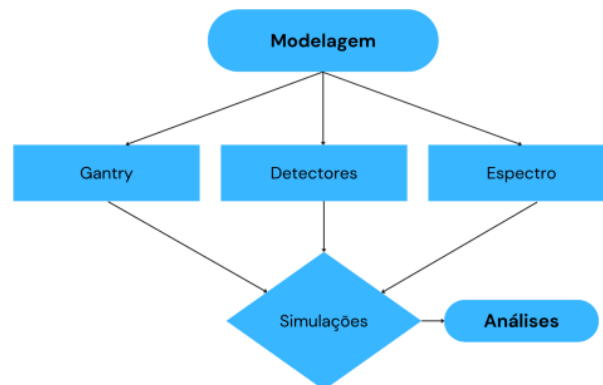
Essa abordagem elimina a necessidade de resolver equações complexas, que muitas vezes não possuem solução analítica, e transfere o problema para uma abordagem numérica iterativa. No entanto, todo esse processo demanda um grande poder computacional, que costuma ser o principal limitador ao simular cenários complexos de interação da radiação com a matéria (13).

As distribuições do código MCNP são amplamente conhecidas e renomadas na literatura científica como padrão ouro para estudos dosimétricos. Elas permitem ao usuário modelar cenários de exposição, sendo possível variar desde a geometria até composições de materiais e características das radiações, permitindo também incorporar no arquivo de entrada objetos simuladores antropomórficos (6).

3 Metodologia

A metodologia aplicada para o desenvolvimento deste trabalho está resumida na Figura 3.1 , onde consistiu na modelagem do cenário de exposição, simulação do cenário e análise dos dados.

Figura 3.1 – Fluxograma esquemático da metodologia desenvolvida.



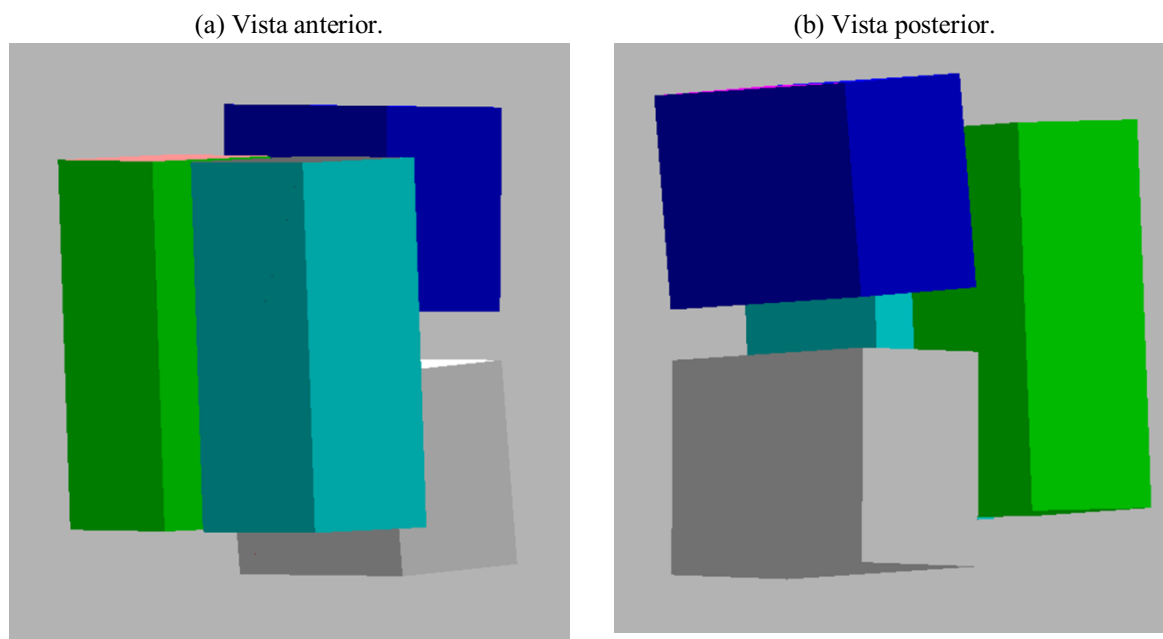
Fonte: O Autor (2026).

3.1 Cenário modelado

O primeiro passo para o desenvolvimento deste estudo foi a criação de um cenário virtual de exposição, que consistiu basicamente do *gantry* e do objeto simulador de água com detectores posicionados em seu interior.

O *gantry* foi representado por um modelo geométrico simplificado, constituído por um cilindro blindado que abriga a fonte e os colimadores primários. Na Figura 3.2a é mostrada uma vista anterior e na Figura 3.2b uma vista posterior dos colimadores utilizados. Eles foram modelados considerando o modelo do Varian Clinac 2100, sendo feitos de tungstênio ($Z = 74$) puro. A variação das dimensões e posições desses objetos foi responsável pela definição das dimensões do campo de irradiação.

Figura 3.2 – Colimadores modelados no cenário de estudo.



Fonte: O Autor (2026).

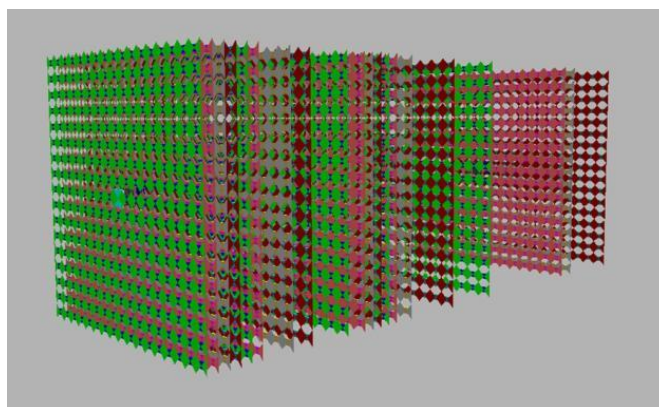
3.2 Objeto simulador

À frente do *gantry*, a uma distância foco-superfície (DFS) de 100 cm, foi posicionado um objeto simulador de tecido equivalente a água, com dimensões de 50 x 50 x 35 cm de lado e profundidade, respectivamente. Esse objeto tem a função de simular tanto o espalhamento quanto a atenuação e *build-up* que o feixe sofre ao incidir em tecidos biológicos.

3.3 Detectores

Dentro do objeto simulador, foram posicionados 20 painéis quadrados de detectores, perpendiculares ao eixo principal do *gantry*, como ilustrado na Figura 3.3. Os painéis foram posicionados em diferentes profundidades ao longo do objeto simulador para obter informações sobre a dose absorvida ao longo de todo o objeto.

Figura 3.3 – Arranjo de detectores posicionados dentro do objeto simulador irradiado.



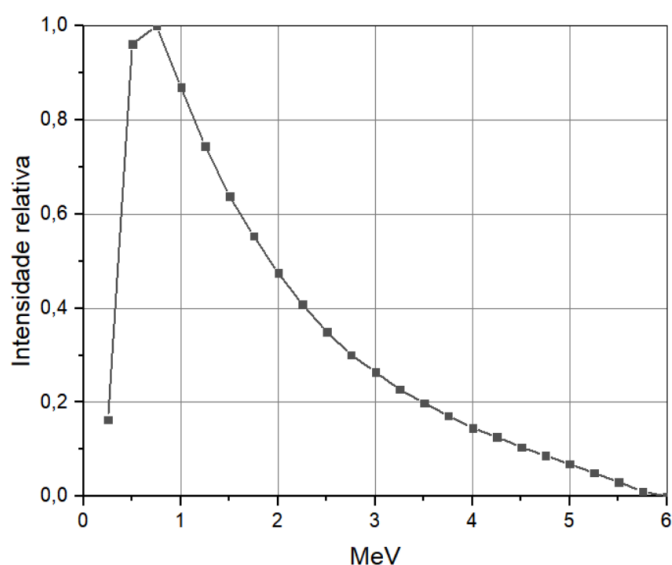
Fonte: O Autor (2026).

Cada um dos 20 painéis foi composto por uma matriz de 17x17 detectores, cada um com comprimento e largura de 2.65 cm e composição tecido-equivalente. Esses detectores tiveram a principal função de registrar a dose depositada em diferentes distâncias do eixo principal.

3.4 Espectro do feixe

O feixe de fótons utilizado para os estudos deste trabalho foi baseado no feixe de um acelerador Clinac 2100 operando a 6 MV. O espectro de emissão desse feixe, utilizado para otimizar a simulação, foi cedido pelo Físico Médico Rogerio Mathias Vidal da Silva, do Instituto do Câncer do Ceará, Hospital Haroldo Juaçaba.

Figura 3.4 – Espectro da intensidade relativa de emissão do feixe terapêutico de 6 MV.



Fonte: O Autor (2026).

A Figura 3.4 apresenta a forma do espectro de emissão, com suas intensidades relativas, onde é perceptível notar que pouquíssimos fótons possuirão os 6 MeV nominais. De fato, a

energia média de qualquer feixe radioterápico é sempre consideravelmente menor do que a energia de pico que geralmente denomina o feixe.

3.5 Caracterização do feixe

Para este trabalho, duas métricas principais foram consideradas na caracterização do feixe de 6 MV em estudo, sendo elas a porcentagem de dose profunda e o perfil lateral de dose.

A PDP foi calculada utilizando o detector central de cada arranjo de detectores em certa profundidade no objeto simulador. Com isso, foi possível traçar a curva de deposição de dose em função da distância à superfície do objeto simulador. Esses resultados foram obtidos para os campos de 5 x 5 cm, aumentando de tamanho até o maior valor considerado, que é 30 x 30 cm.

O perfil de dose foi traçado utilizando o arranjo de detectores de 17 x 17, para três diferentes profundidades: 1.5, 10 e 30 cm. Esses valores foram escolhidos por representarem uma estimativa, respectivamente, do ponto onde se espera que o feixe tenha o pico de deposição de dose para a energia de 6 MV, um ponto arbitrário à meia profundidade e um ponto onde já é possível obter-se informações sobre a dose de saída no objeto simulador.

3.6 Hardware utilizado e versão do código MCNP

Todas as simulações foram realizadas utilizando o código MCNPX2.7.0, em colaboração com o Prof. Dr. William de Souza Santos, portador da licença de uso do código. O hardware utilizado para isso foi um Intel® Core™ i7 com 16 núcleos de processamento e 128 GB de memória RAM, utilizando 1E9 histórias de partículas em cada cenário simulado, levando em média 48 horas para cada um deles.

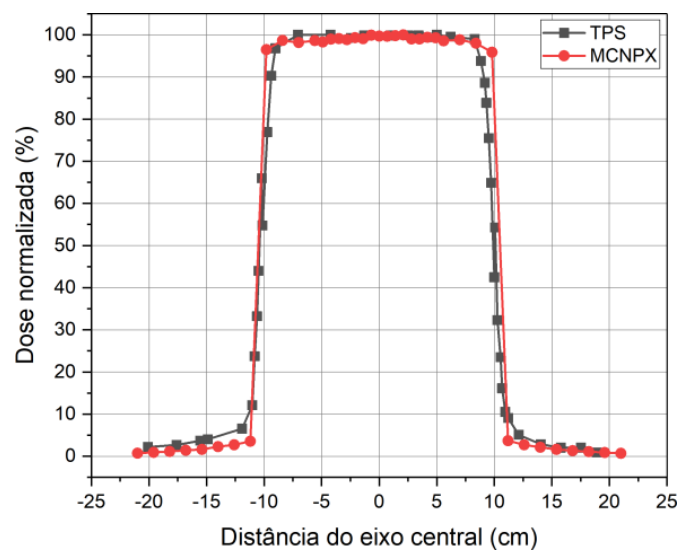
Por se tratar de um método numérico iterativo, faz-se necessário utilizar um critério de convergência. Para este trabalho, o critério foi garantir que todos os resultados apresentassem uma incerteza inferior a 3%. Também por isso, essas incertezas são omitidas posteriormente para fins de análise.

4 Resultados e Discussões

4.1 Validação dos resultados

Com base nas simulações, foram comparados os resultados obtidos pelo código MCNPX com os teóricos obtidos de um *Treatment Planning System* (TPS) fornecido pelo Instituto do Câncer do Ceará, representando o perfil de dose lateral e a PDP do feixe para avaliar a validade dos resultados apresentados neste trabalho.

Figura 4.1 – Comparação do perfil de dose obtido nas simulações com os valores obtidos pelo TPS.



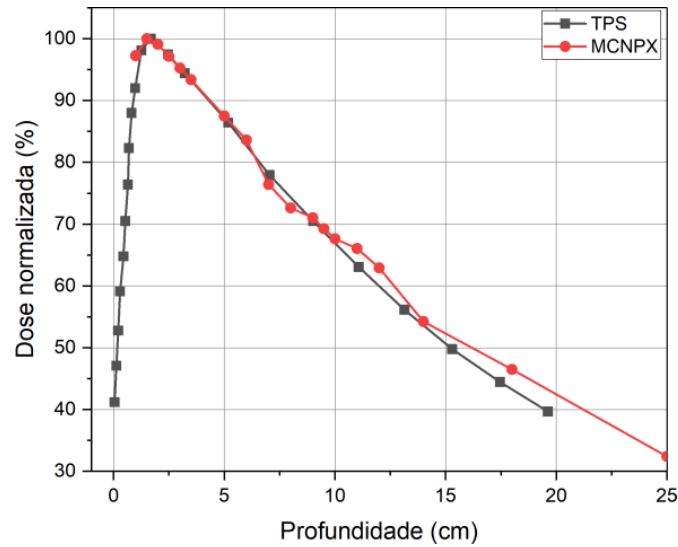
Fonte: O Autor (2026).

Uma forma de quantificar essa validação é por meio do FWHM (*Full width at half maximum*, ou largura à meia altura) dessas curvas. Para esse contexto, a meia altura representa uma dose relativa depositada de 50%. Observa-se então que para uma largura nominal de 20 cm, o TPS tem um FWHM de 20.51 cm e a curva do MCNPX um FWHM de 20.99 cm. Esse resultado mostra uma ótima concordância da simulação com a medida experimental, com diferença percentual de apenas 2.3%.

Além disso, a Figura 4.1 também apresenta boa concordância qualitativa entre os dados práticos e simulados.

Outra forma que foi utilizada para validar as simulações é a comparação entre os valores de pico do gráfico de PDP, mostrados na Figura 4.2.

Figura 4.2 – Comparação entre os valores de PDP simulados neste trabalho e os obtidos pelo TPS.



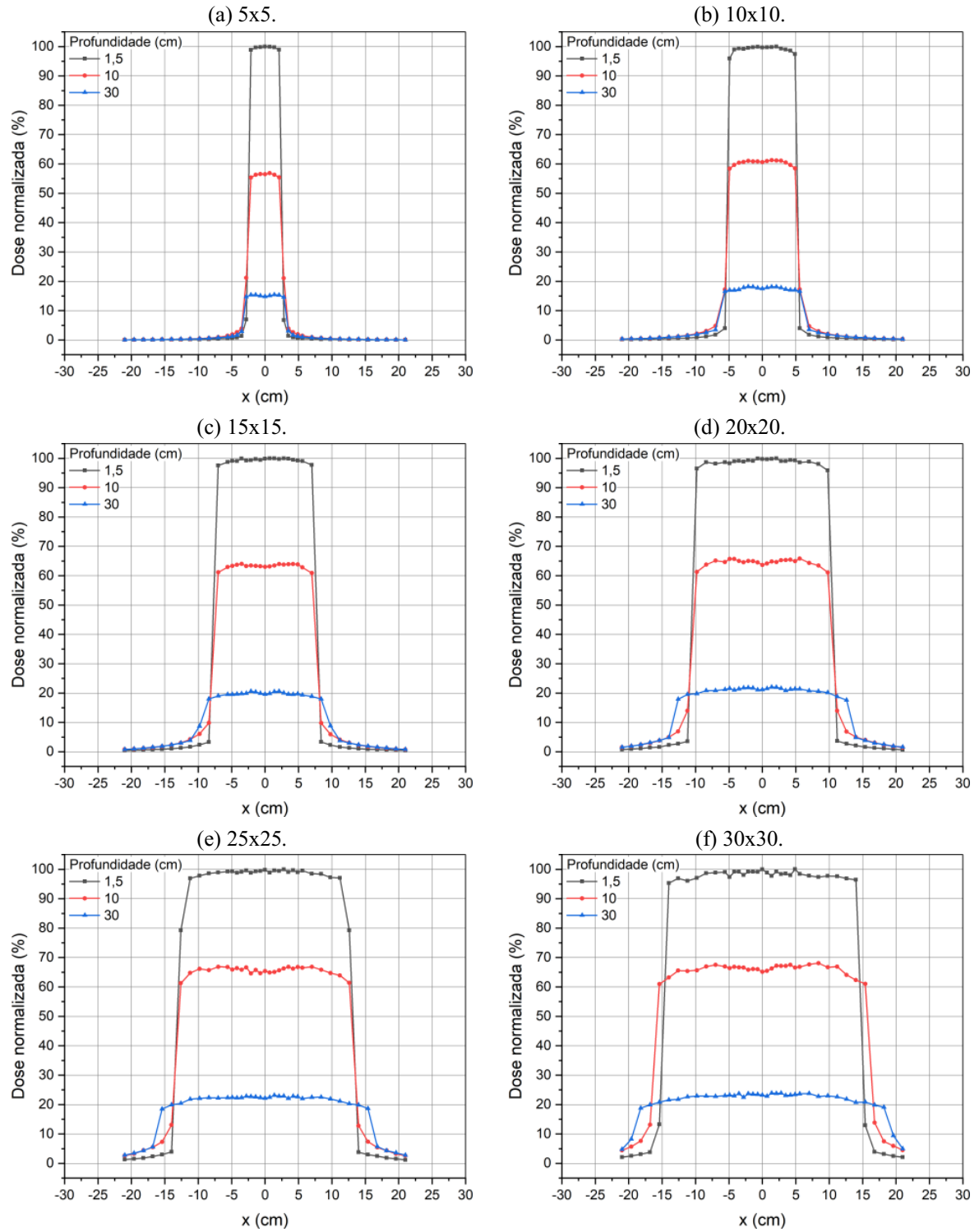
Fonte: O Autor (2026).

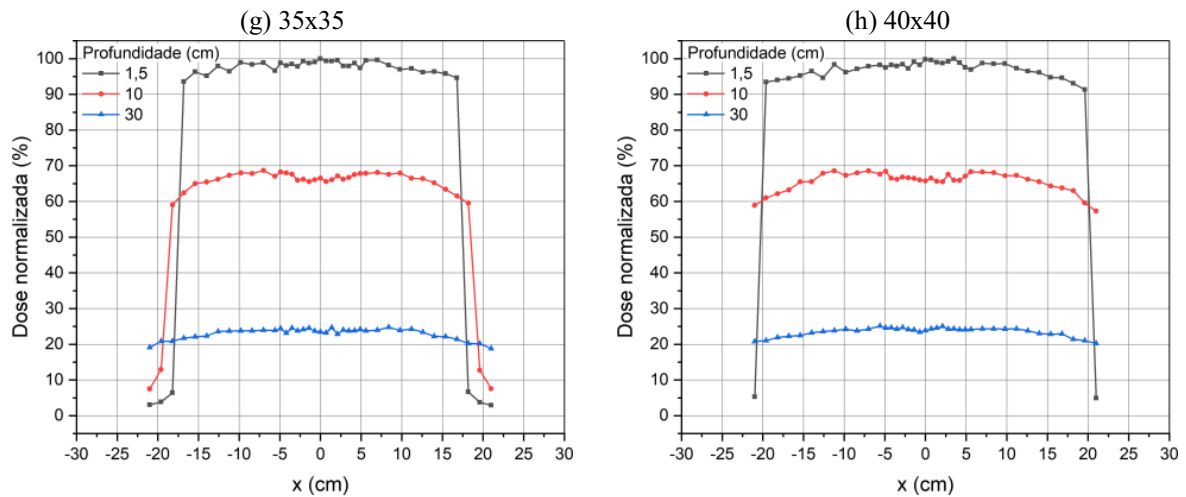
A profundidade de pico de deposição de dose calculados pelas simulações foi de 1.50 cm, enquanto que os obtidos no TPS foram de 1.68 cm. Apesar dessa diferença de 12% da posição do pico, ela não afeta de forma considerável os resultados obtidos e apresentados posteriormente, pois indica apenas uma pequena variação de *build-up*, uma vez que o restante da curva simulada coincide razoavelmente com a obtida pelo TPS. Essa variação sutil pode estar relacionada à modelagem simplificada do cabeçote, que por sua vez interfere com a interação das partículas com o meio.

4.2 Perfis de Dose Simulados

A partir das simulações, foram construídos os perfis de dose para diferentes tamanhos de campo de irradiação e diferentes profundidades no objeto simulador. Esses resultados estão representados graficamente na Figura 4.3. Observa-se a redução da dose no eixo central com o aumento da profundidade, bem como o alargamento do penumbra devido à dispersão do feixe.

Figura 4.3 – Perfil lateral de dose simulado para campos quadrados, de (a) 5x5 cm até (h) 40x40 cm, apresentado para três profundidades em meio homogêneo (1.5 cm, 10 cm e 30 cm). Os valores estão normalizados à dose máxima em cada profundidade.





Fonte: O Autor (2026).

Para fins de análise da homogeneidade de deposição de dose em profundidade, é novamente conveniente utilizar o FWHM de cada um em comparação com os valores nominais; esses resultados são apresentados na Tabela 4.1.

Os valores de FWHM simulados refletiram novamente uma ótima concordância com os valores nominais de largura de campo para a profundidade de máxima deposição de dose. À medida que esses valores são calculados para maiores profundidades, como para 10 cm, eles tendem a apresentar uma penumbra lateral mais acentuada, isto é, uma área de deposição de dose maior do que o tamanho nominal inicial, mas sem divergência significativa (1). Exceto o caso do campo de 40 x 40 cm, onde os efeitos de borda de campo tornam a medida inviável.

Outro fator que prejudica os resultados para campos maiores em profundidades maiores no objeto simulador é o menor número de partículas atingindo esse ponto em questão. Como esse número é fixo para as simulações, um campo maior significa uma densidade menor de partículas por cm, e com isso uma menor estatística de contagem e maiores desvios nos resultados.

4.2.1 Uniformidade de campo

Para avaliar a uniformidade do campo ao longo da superfície irradiada, foi utilizada a métrica de máximo desvio percentual da média. Dessa forma, avaliando as uniformidades calculadas e apresentadas na Tabela 4.2, é visto que na profundidade de referência de 1.5 cm todos os campos tiveram uma uniformidade igual ou abaixo de 3%. O pior valor da uniformidade foi de 6.06% para a profundidade de 30 cm e um campo 40x40 cm². Estes resultados indicam que a quantidade de espalhamento e heterogeneidade do feixe aumenta com a profundidade de referência e tamanho do campo, fato que reflete a natureza do espalhamento

elástico de caráter probabilístico que cresce à medida que o meio espalhador se torna mais espesso.

Esses resultados, para a profundidade de referência padrão de 1.5 cm, concordam com os limites de tolerância para homogeneidade de feixe adotados por Fernandez (14) de 3%. E, embora a homogeneidade obtida neste trabalho extrapole os valores limites de 5% (da mesma referência) citados pela autora, o tamanho de campo maior que o usual clínico, e a profundidade fora do padrão, justificam essa divergência.

Tabela 4.1 – Valores de FWHM calculados para cada tamanho de campo e profundidades diferentes dos detectores no objeto simulador.

Tamanho de campo (cm ²)	FWHM (cm)		
	Profundidade (cm)		
	1.5	10	30
5x5	4.94	5.30	6.44
10x10	10.50	10.74	12.81
15x15	15.41	15.59	19.14
20x20	20.99	21.28	26.66
25x25	26.29	26.82	32.32
30x30	29.56	32.39	38.35
35x35	35.01	37.90	58.01
40x40	40.56	107.59	83.45

Fonte: O Autor (2026).

Tabela 4.2 – Uniformidade de campo representada em porcentagem para todos os tamanhos de campo e profundidades utilizadas, tomando como referência o valor médio de deposição de dose ao longo do campo primário.

Tamanho de campo (cm ²)	Uniformidade (%)		
	Profundidade (cm)		
	1.5	10	30
5x5	0.45	1.46	1.33
10x10	0.94	1.46	3.17
15x15	0.69	1.29	4.20
20x20	1.19	2.11	3.98
25x25	2.66	2.12	4.02
30x30	1.93	2.79	3.99
35x35	2.26	3.29	5.18
40x40	3.01	3.84	6.06

Fonte: O Autor (2026).

Para a profundidade de 30 cm, a penumbra do campo aumenta ainda mais, sendo causada principalmente por efeitos de espalhamento pela maior área de superfície irradiada, resultando naturalmente em maior quantidade de matéria para espalhar a radiação. O FWHM medido então vai superar os valores nominais em todos os casos. Novamente, excetuando-o-se apenas o caso do campo 40x40 cm² pelos mesmos motivos citados anteriormente.

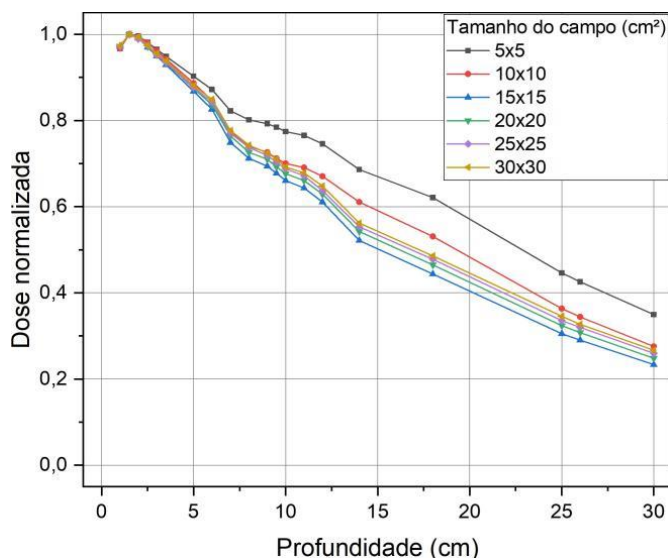
Outros fatores que podem influenciar os erros elevados observados nos perfis de dose para campos maiores que 30x30 cm² incluem: uma baixa amostragem estatística, uma vez que a quantidade de partículas simulada foi fixa para todos os casos; uma geometria incompleta pois a contribuição de radiação espalhada lateralmente se torna incompleta à medida que o tamanho de campo aumenta e o objeto simulador permanece do mesmo tamanho.

Esse efeito de espalhamento para campos e profundidades maiores também vai ser responsável por variações nas curvas de PDP, apresentadas na seção 4.3.

4.3 Porcentagem de Dose Profunda

A porcentagem de dose profunda foi avaliada para tamanhos de campo de 5x5 cm² até 30x30 cm², que estão apresentados na Figura 4.4. Tamanhos de campo de 35x35 cm² e 40x40 cm² apresentaram erros estatísticos que inviabilizaram o uso de seus respectivos resultados.

Figura 4.4 – Porcentagem de dose profunda para os diferentes campos simulados.



Fonte: O Autor (2026).

Com base na figura 4.4, é possível notar que o tamanho do campo, embora não impacte significativamente na região de *buildup* nem no pico de deposição de dose, tem uma contribuição visível na variação posterior da intensidade da dose depositada em diferentes profundidades.

Para um campo suficientemente pequeno, como no caso de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ e $10 \times 10 \text{ cm}^2$, é esperado que a PDP tenha um resultado da contribuição majoritariamente do feixe primário. À medida que o tamanho de campo aumenta, a quantidade de radiação espalhada aumenta proporcionalmente em maiores profundidades, o que é visto nas curvas de PDP para campos maiores ou iguais a $20 \times 20 \text{ cm}^2$. Essa radiação espalhada passa a contribuir de forma não negligenciável para campos grandes.

É válido ressaltar que a escolha do tamanho de campo vai depender de muitos outros fatores clínicos na hora do planejamento, não apenas do perfil de dose e da curva de PDP, embora esses sejam elementos de suma importância para a caracterização do feixe propriamente dito.

4.3.1 Comparação com a literatura

O estado da arte para este tipo de estudo na literatura consiste no uso da métrica *gamma index* para quantificar a validade dos dados (15–17). No entanto, este trabalho busca uma abordagem diferente ao utilizar o espectro de emissão do acelerador desejado incorporado e utilizado como uma fonte virtual de partículas.

Esta abordagem tem como objetivo reduzir o tempo e esforço computacional, e embora ela dificulte comparações diretas com a literatura contemporânea, é possível confirmar que as curvas de PDP simuladas neste trabalho mostram um comportamento semelhante aos encontrados na literatura (16, 17). Essas curvas demonstram concordância por toda a profundidade medida, apresentando valores divergentes do esperado apenas nos primeiros milímetros de *build-up*. Esse efeito pode ser explicado devido a fatores geométricos e físicos, uma vez que essa região é sensível a diferentes densidades, espessuras e composições (1).

5 Considerações Finais

As simulações de Monte Carlo utilizando o código MCNPX2.7.0 mostraram-se uma ferramenta robusta e completa. Com base na validação dos dados sobre o feixe, os demais resultados são avaliados como sendo confiáveis e exatos. Além disso, pela versatilidade desse método de análise, foi possível extrapolar alguns parâmetros além dos originais da validação, como variar o tamanho do campo, a profundidade onde foram posicionados os detectores e o número de detectores. Vale ressaltar que modificações que afetem o espectro do feixe ou o objeto simulador utilizado devem ser acompanhadas de uma nova validação, por fornecer um novo ambiente físico para os cálculos estatísticos.

Os perfis de dose mostraram concordância de 97.7% do FWHM com base nos valores nominais para as profundidades de referência, indicando uma baixa penumbra geométrica e, consequentemente, uma melhor conformidade da entrega de dose nos tecidos desejados. Enquanto as curvas de PDP seguiram o comportamento esperado de variação conforme o aumento da radiação espalhada, conservaram sua região de *build-up* e o pico de deposição de dose.

Os resultados apresentados neste trabalho indicaram que a caracterização desse feixe radioterápico foi bem-sucedida à luz da literatura moderna, fornecendo valores e informações de relevância técnica e científica.

Perspectivas futuras acerca deste trabalho visam contornar algumas limitações, como o uso de apenas um espectro para a validação dos dados, como alternativa ao *gamma index* que é uma métrica mais comum nesta área de pesquisa. Além disso, objetos simuladores antropomórficos também podem ser usados futuramente para uma fidelidade maior dos resultados; dessa forma, sendo possível estender o estudo das propriedades do feixe até a dosimetria dos pacientes.

Referências

- 1 KHAN, Faiz M. The physics of radiation therapy. Lippincott Williams & Wilkins, 2010.
- 2 OKUNO, Emico; YOSHIMURA, Elisabeth Mateus. Física das radiações. Oficina de textos, 2016.
- 3 MATTIUZZI, Camilla; LIPPI, Giuseppe. Current cancer epidemiology. Journal of epidemiology and global health, Springer, v. 9, n. 4, p. 217–222, 2019.
- 4 OLIVEIRA SANTOS, Marcell de. Estimativa 2018: incidência de câncer no Brasil. Revista Brasileira de Cancerologia, v. 64, n. 1, p. 119–120, 2018.
- 5 CATUSSO, Leonardo; SANTOS, William S; SILVA, Rogério MV da; VALENÇA, João VB. Mobile shielding evaluation on the fetal dose during a breast radiotherapy using Monte Carlo simulation. Physica Medica, Elsevier, v. 84, p. 24–32, 2021.
- 6 PELOWITZ, Denise B; DURKEE, Joe W; ELSON, Jay S; FENSIN, Michael L; HENDRICKS, John S; JAMES, Michael R; JOHNS, Russell C; MCKINNEY, Gregg W; MASHNIK, Stepan G; VERBEKE, Jerome M et al. MCNPX 2.7. 0 Extensions. Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, NM, LA-UR-11-02295, v. 4, 2011. DOI: 10.2172/1058045.
- 7 OKUNO, Emico. Efeitos biológicos das radiações ionizantes: acidente radiológico de Goiânia. Estudos avançados, SciELO Brasil, v. 27, p. 185–200, 2013. DOI: 10.1590/S0103-40142013000100014.
- 8 BUSHBERG, Jerrold T; BOONE, John M. The essential physics of medical imaging. Lippincott Williams & Wilkins, 2011. DOI: 10.1118/1.4811156.
- 9 PODGORŠAK, Ervin B. Radiation physics for medical physicists. Springer, 2006.
- 10 KASTRATI, Labinot; NAFEZI, Gazmend; SHEHI, Gëzim. The Gradient of gammaRays Irradiation's Energy and Its Use in Treatment of Cancer Diseases. International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology, v. 05, p. 150–153, jan. 2016. DOI: 10.4236/ijmpcero.2016.52016.
- 11 YORIYAZ, Hélio. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. Revista Brasileira de Física Médica, v. 3, n. 1, p. 141–149, 2009. DOI: 10.29384/rbfm.2009.v3.n1.p141-149.
- 12 PARK, Hyojun; PAGANETTI, Harald; SCHUEMANN, Jan; JIA, Xun; MIN, Chul Hee. Monte Carlo methods for device simulations in radiation therapy. Physics in Medicine & Biology, IOP Publishing, v. 66, n. 18, 18tr01, 2021.
- 13 KULESZA, Joel A; ADAMS, Terry R; ARMSTRONG, Jerawan Chudoung; BOLDING, Simon R; BROWN, Forrest B; BULL, Jeffrey S; BURKE, Timothy Patrick; CLARK, Alexander Rich; FORSTER III, Robert Arthur Art; GIRON, Jesse Frank et al. MCNP code version 6.3. 0 theory & user manual. 2022. DOI: 10.2172/1889957.

- 14 FERNÁNDEZ, María Luz. Simulación y validación experimental de la dosimetría de campos pequeños de fotones en un acelerador lineal de electrones. 2014. Tese (Doutorado) – Universidad Nacional de La Plata.
- 15 AIT ELCADI, Zakaria; TOUFIQUE, Yassine; TORFEH, Tarraf; SUKUMARAN, Renilmon; HAMMOUD, Rabih; AL-HAMMADI, Noora; BOUHALI, Othmane. Methodological benchmarking of GATE and TOPAS for 6 MV LINAC beam modeling and simulation efficiency. *Frontiers in Physics*, Frontiers, v. 13, p. 1671778, 2025.
- 16 BENCHEIKH, Mohamed; MAGHNOUJ, Abdelmajid; TAJMOUATI, Jaouad; DIDI, Abdessamad; EZZATI, Ahad Olah. Validation of Monte Carlo simulation of 6 MV photon beam produced by Varian Clinac 2100 linear accelerator using BEAMnrc code and DOSXYZnrc code. *Physics of Particles and Nuclei Letters*, Springer, v. 14, n. 5, p. 780–787, 2017.
- 17 BAKKALI, Jaafar EL; BARDOUNI, Tarek EL. Validation of Monte Carlo Geant4 code for a 6 MV Varian linac. *Journal of King Saud University-Science*, Elsevier, v. 29, n. 1, p. 106–113, 2017.

A Apêndice: Produções bibliográficas

A.1 Trabalhos apresentados

Trabalho: "LUZ, D. et al. Evaluation of the beam properties of a linear accelerator operating at 6 MeV energy. In: **Proceedings of the INAC 2024: international nuclear atlantic conference. Nuclear Energy: assuring energy, health and food**. 2024. p. 4-4", apresentado no congresso INAC na data de 06/05/2024

DECLARAÇÃO DE AUTORIA

Eu, Douglas Gabriel Luz, matrícula nº 11911FMD019, declaro, para os devidos fins, que o Trabalho de Conclusão de Curso intitulado “Caracterização de um feixe de fótons de 6 MV em radioterapia por simulação Monte Carlo Utilizando o código MCNPX” é resultado de meu próprio trabalho acadêmico. Declaro que todas as ideias, informações, textos, imagens, dados, códigos e demais materiais provenientes de outras fontes foram devidamente identificados e referenciados, não tendo sido praticado plágio total ou parcial, falsificação de dados ou qualquer outra forma de apropriação indevida de autoria. Quanto ao uso de ferramentas de Inteligência Artificial Generativa, assinalo:

- Não utilizei ferramentas de Inteligência Artificial Generativa na elaboração deste trabalho.
- ☐ Utilizei a(s) seguinte(s) ferramenta(s): [NOME DA FERRAMENTA E VERSÃO, SE DISPONÍVEL], exclusivamente para [DESCREVER A FINALIDADE: revisão gramatical, melhoria da clareza e fluidez, tradução, auxílio na programação, organização de ideias etc.].

Declaro que o conteúdo produzido ou revisado com auxílio de Inteligência Artificial foi analisado, verificado e, quando necessário, corrigido por mim. A ferramenta não foi considerada autora ou fonte científica, e não foi utilizada para substituir minha responsabilidade intelectual, interpretar resultados sem revisão ou produzir referências não verificadas. Assumo integral responsabilidade pela autoria, originalidade, exatidão, integridade científica e conteúdo final do trabalho.

Uberlândia, 9 de outubro de 2026

Documento assinado digitalmente
 DOUGLAS GABRIEL LUZ
Data: 09/10/2026 19:50:26-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Douglas Gabriel Luz