



SIMULAÇÃO MONTE CARLO DE UMA FONTE DE COBALTO-60 PARA CÁLCULOS DE PDD E TPR COM EGSNRC E MCNPX

**João V. R. Oliveira¹, Mateus S. Resende², Lucas F. Araújo³, Jony M. Geraldo²,
Telma C. F. Fonseca³, Lucas Paixão²**

¹Departamento de Física, Instituto de Ciências Exatas, Universidade Federal de Minas Gerais, Av. Presidente Antônio Carlos, 6627,31270-901, Pampulha, Belo Horizonte, MG, Brazil

²Departamento de Anatomia e Imagem, Faculdade de Medicina, Universidade Federal de Minas Gerais, Av. Prof. Alfredo Balena, 190, Santa Efigênia, 30130-100, Belo Horizonte, MG, Brazil

³Departamento de Engenharia Nuclear, Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais, Av. Presidente Antônio Carlos, 6627, Pampulha, 31270-901, Belo Horizonte, MG, Brazil

joao.ufmg98@gmail.com, mateusrezende776@gmail.com, lucasfaraujol@gmail.com,
jonymarques@uol.com.br, telmafonseca@nuclear.ufmgbr, lucaspaixao@ufmg.br

Palavras-Chave: EGSnrc; MCNPx; PDD; TPR; dosimetria; simulação; Monte Carlo.

RESUMO

A radioterapia utiliza radiações ionizantes para destruir células cancerígenas baseada em princípios de interação da radiação com a matéria. A grandeza física que norteia o tratamento radioterápico relaciona a quantidade de energia depositada no tecido e é conhecida como dose absorvida. Nessa área, visa-se a maior deposição de dose no tecido alvo e mínima nos órgãos sadios para que estes não sofram danos devido a radiação. Para isso, é importante que a máquina esteja bem calibrada, a fim de se ter um tratamento com o mínimo de incerteza possível. Os parâmetros dosimétricos porcentagem de dose em profundidade (PDD, *Percentage Depth Dose*) e a razão tecido-fantoma (TPR, *Tissue-Phantom Ratio*) são comumente utilizados para calibração de máquinas de radioterapia. Sendo a TPR definida como a razão entre a taxa de dose obtida em uma dada profundidade de um simulador de água e a taxa de dose obtida em uma profundidade de referência, mantida constante a distância entre a fonte e o ponto de medição. O objetivo deste estudo é realizar comparações dos resultados de PDD e TPR obtidos por meio de simulações computacionais, utilizando o método matemático de Monte Carlo. A modelagem computacional foi baseada em um experimento do livro Experimentos Computacionais de Física das Radiações e usou os códigos EGSnrc e MCNPx. O cenário experimental é definido por um cubo de água de 30 x 30 x 30 cm³ com detectores posicionados em diferentes profundidades ao longo do eixo central do feixe de radiação. O feixe, proveniente de uma fonte de cobalto-60, foi colimado em uma área de 10 x 10 cm² na superfície. A distância entre a fonte e a superfície (SSD, *source-surface distance*) do objeto variou de 80 cm para 100 cm. Os dados foram comparados com resultados experimentais fornecidos pelo Hospital Luxemburgo em Belo Horizonte. A análise dos dados das simulações evidenciou o comportamento esperado de atenuação do feixe com aumento da profundidade. As diferenças percentuais de PDD_{20,10} e TPR_{20,10} ficaram entre 0.7% e 5.1% com relação aos valores experimentais. Além disso, foi observado que alterações da geometria dos detectores e número de partículas simuladas influenciam significativamente a precisão dos valores de dose absorvida e o tempo computacional. Os parâmetros dosimétricos PDD_{20,10} e TPR_{20,10} foram obtidos por simulados e comparados com dados experimentais do Hospital Luxemburgo, validando o modelo computacional ao ajustar a SSD para 80 cm. As simulações mostraram aumento dos valores dos parâmetros com a SSD, conforme previsto pela teoria. Selecionar não transportar elétrons e utilizar 1x10⁷ histórias otimiza o tempo computacional, mantendo conformidade com valores tabelados.



1. INTRODUÇÃO

A radioterapia tem o objetivo de destruir as células tumorais e cancerígenas através de radiações ionizantes. A eficácia do tratamento depende de fatores como a energia da radiação, do estado em que a doença se encontra e da localização do tumor [1]. Quando a radiação é proveniente de um aparelho como uma unidade de cobalto ou acelerador linear, nos quais a fonte encontra-se a uma distância de 60 a 100 cm do paciente, a forma de tratamento é conhecida como teleterapia [2]. Já quando a fonte de radiação está em contato ou próxima do tecido a ser tratado, há a classificação do tratamento como braquiterapia, como no caso em que sementes radioativas são implantadas na próstata para tratamento de câncer na região [3].

A dose absorvida é uma grandeza física que mede a energia da radiação transferida para um material irradiado. Ela é essencial para dosimetria e proteção radiológica, sendo especialmente importante em radiobiologia e radioterapia [4]. No entanto, nem toda radiação é absorvida pelo tumor devido a diferentes mecanismos de interação com a matéria [5]. Para medida da dose absorvida em radioterapia, são utilizadas as quantidades de PDD (*Percentage Depth Dose*) e TPR (*Tissue-Phantom Ratio*) com o objetivo de se avaliar a qualidade do feixe de radiação e a distribuição de dose em diferentes profundidades de um meio atenuador. A PDD é definida como razão entre a dose absorvida em uma profundidade e a dose em ponto de referência (geralmente a dose no ponto de dose máxima) no eixo central do feixe e permite estudar a atenuação do feixe no material. Já a TPR é a razão entre a taxa de dose obtida em uma dada profundidade de um simulador de água e a taxa de dose obtida em uma profundidade de referência, mantida constante a distância entre a fonte e o ponto de medição [6]. Essas grandezas são mensuradas periodicamente para a calibração dos sistemas de tratamento, assegurando a dose prescrita para os pacientes [6].

Os códigos de Monte Carlo podem simular diversos processos físicos. Esses códigos utilizam números aleatórios e buscam soluções de problemas com base em modelos probabilísticos [7]. Nesse sentido são amplamente empregados em investigações de estimativa de dose de radiação depositada no material de estudo com base nos fenômenos de absorção e espalhamento do feixe de radiação dentro de um material [6].

O objetivo deste trabalho é avaliar a precisão e confiabilidade de dois códigos Monte Carlo amplamente utilizados, EGSnrc e MCNPx, na simulação de transporte de partículas, por meio da comparação de seus resultados com dados experimentais obtidos em uma unidade clínica de radioterapia de cobalto-60. A comparação visa verificar a capacidade de ambos os códigos em reproduzir com exatidão os parâmetros dosimétricos essenciais, como PDD e TPR, fundamentais para calibração e controle de qualidade dos equipamentos de radioterapia. Assim, a comparação permite validar o uso desses códigos para aplicações clínicas em radioterapia.

2. METODOLOGIA

Esta pesquisa visa avaliar a confiabilidade das simulações computacionais pelo método de Monte Carlo para cálculos dosimétricos de PDD e TPR. Para isso, foram realizadas simulações computacionais e os resultados foram comparados com dados experimentais do Hospital Luxemburgo. Como base para realização das simulações, foi escolhido um exercício didático sugerido no livro Experimentos Computacionais de Física das Radiações [8] que propõe a construção de um cenário para investigação de PDD_{20,10} e TPR_{20,10} para uma fonte de Co-60. Esse cenário simulado é constituído por um universo cúbico de ar seco próximo ao nível do mar ($\rho = 1,205 \times 10^{-3} \text{ g/cm}^3$) centrado na origem e com aresta de 210 cm. Inscrito nessa

geometria e com uma das superfícies centrada na origem e posicionado um objeto simulador cúbico de água ($\rho = 1 \text{ g/cm}^3$) com aresta de 30 cm. Além disso, detectores cúbicos de água, cujas arestas medem 0.85 cm e volume aproximado 0.6 cm^3 , são dispostos em diferentes profundidades para medição das doses de radiação. Por fim, uma fonte de Co-60 é posicionada com uma SSD de 100 cm em relação a superfície do objeto simulador, e colimada de modo a se obter uma área de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na superfície do objeto simulador. Essa fonte possui um espectro com probabilidade de emissão de 50% para os fótons gama do Co-60, cujas energias são iguais a 1,175 e 1,335 MeV. Uma representação esquemática do experimento é apresentada na **Fig. 1**. Como sugestão de otimização do tempo computacional, os autores mencionam a possibilidade de se executar as simulações sem o transporte de elétrons e com o número de histórias igual a 1×10^7 .

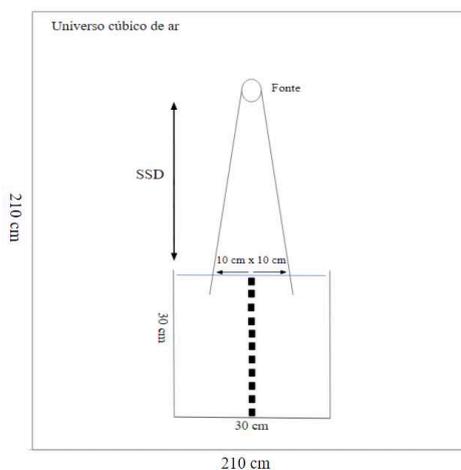


Fig. 1 — Arranjo da modelagem computacional.
Fonte: autoral.

Para o código EGSnrc, o cenário para a simulação foi montado conforme as orientações do livro. Porém, a fim de investigar a influência dos parâmetros geometria do detector, número de histórias e valor de SSD na determinação das grandezas dosimétricas, variações das simulações foram reproduzidas. Duas simulações foram realizadas para as geometrias CSG (*Constructive Solid Geometry*), uma com detectores cúbicos baseados na classe EGS_Box nas profundidades de 0,86 até 29,24 cm com separação de 0,01 cm, e outra com detectores esféricos, utilizando a classe EGS_cSpheres e profundidades de 1,07 até 29,96 com separação de 0,01541 cm. Além disso, mais duas simulações foram montadas para geometrias dos detectores cúbicos e esféricos com a classe EGS_Mesh. Para a criação dos arquivos mesh foram utilizados os softwares Blender 4.0 para modelagem 3D, ParaView 5.12.0 para criação de arquivo .ply e Gmsh 4.12.2 para construção da geometria tetraédrica de extensão .msh. Os softwares citados até aqui são gratuitos e de livre acesso.

Na simulação computacional, foram descritos dois tipos de detectores: cúbicos e esféricos. O uso de diferentes formatos de detectores permite avaliar o impacto da geometria do detector na precisão dos resultados dosimétricos. Detectores cúbicos possuem simplicidade geométrica, enquanto detectores esféricos podem oferecer uma melhor representação do volume sensível de algumas câmaras de ionização. Essa comparação ajuda a verificar se a geometria do detector influencia significativamente os parâmetros dosimétricos de PDD e TPR. Assim, o objetivo dessa variação é otimizar a precisão dos resultados e entender a sensibilidade dos cálculos em função da geometria do detector.



Por fim, cada simulação foi repetida separadamente com um único detector para obtenção do valor da dose na profundidade de 0,5 cm, pois esse é o valor teórico de dose máxima [9]. As simulações com detectores CGS foram executadas em um computador com processador Intel(R) Pentium(R) CPU G4400 @ 3.30GHz, RAM instalada de 8,00 GB e sistema operacional Windows 10 versão 22H2. No caso dos detectores MESH, o cluster com 48 processadores Intel(R) Xeon(R) Gold 5412U, RAM instalada 128,00 GB e sistema operacional Ubuntu 22.04.4 LTS executou as simulações.

Para a simulação com MCNPx, foi montado o cenário do modelo computacional proposto pelo livro com auxílio do *Visual Editor* (VISED), desenvolvido pela *Visual Editor Consultants* [10]. O VISED é uma interface gráfica usada para criação e exibição de geometrias complexas para o MCNP. Esse recurso pode ser usado para localizar colisões de partículas, verificar a eficácia da polarização de partículas ou mostrar quais colisões contribuem para uma contagem [11]. Para modelagem da geometria foram utilizadas as definições de *macrobodies* que são semelhantes à geometria combinatória, sendo um método alternativo de definir células e superfícies [12]. Na simulação computacional, foram descritos dois tipos de detectores: cúbicos e esféricos. Os detectores cúbicos, modelados com a classe RPP (*Rectangular Parallelepiped*), possuem arestas de 0,85 em e cobrem profundidades de 0,85 a 29,75 em. Já os detectores esféricos, modelados pela classe SPH (sigla em inglês para Sphere), têm raio de 0,527 cm e abrangem profundidades de 0,54 a 29,09 cm. Os dois *softwares* citados neste parágrafo são pagos e precisam de licença.

Ambas as geometrias de detectores possuem volume de 0,6 cm³, e para o código MCNPx não há espaçamento entre os detectores. As simulações para ambas as geometrias utilizaram um número de histórias de 1x10⁷, definidas pelo cartão NPS. As simulações computacionais com geometrias do tipo CGS foram realizadas em um computador com processador Intel Pentium CPU G4400, de 3,30 GHz, com memória RAM instalada de 8 GB e sistema operacional (SO) Windows® 10. O *tally* utilizado foi o F6, que realiza uma estimativa da deposição de energia no interior da célula em MeV/g [12]. Um fator multiplicador de 1,602x10⁻¹⁰ foi utilizado para converter as unidades MeV/g para J/kg, unidade de referência Gy [6]. Os materiais utilizados na modelagem foram consultados no *Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling*, sendo este um único conjunto comum de definições de materiais que ajudam na padronização e fornece uma base comum de materiais para intercomparação dos resultados do modelo, uma vez que simulações significativas de aplicações de transporte de radiação requerem definições realistas de composição do material e densidades [13].

Após a obtenção de todos os dados de dose absorvida nas profundidades, os valores de PDD foram calculados pela **Eq. 1**:

$$PDD(d) = \frac{D_d}{D_{max}} \times 100 \quad (\text{Eq. 1})$$

Em que D_d é a dose na profundidade de interesse no eixo central do feixe de radiação, e D_{max} a dose na profundidade de equilíbrio eletrônico no eixo central do feixe [14]. Os resultados de PDD são dependentes do tamanho do campo a ser irradiado, da distância fonte-detector designado, da energia do feixe de fótons e da profundidade [6]. O equilíbrio eletrônico está relacionado com a fluência de fótons, que designa o número de fótons que atravessam uma determinada área em ângulo reto com o feixe [14]. Na região de equilíbrio eletrônico ocorre uma fluência maior de elétrons, e conseqüentemente o aumento da dose absorvida até atingir um



valor máximo, que designa o conceito de dose máxima. D_{max} está relacionado com a dose na profundidade de equilíbrio eletrônico, que ocorre quando a quantidade de energia depositada por partículas secundárias (elétrons) em um ponto é igual à energia removida desse ponto por essas mesmas partículas [14]. Fisicamente, isso significa que a taxa de geração de elétrons pela radiação primária é compensada pela perda de energia desses elétrons, resultando na deposição máxima de dose naquele ponto. O equilíbrio eletrônico é crucial para a definição de D_{max} , pois representa a profundidade onde ocorre a dose máxima no tecido irradiado.

Experimentalmente, o equilíbrio eletrônico é determinado por medições da dose em profundidade usando detectores em um fantoma de água, onde se observa o ponto de dose máxima. Em simulações de Monte Carlo, como no EGSnrc e MCNPx, esse equilíbrio é obtido ao calcular a distribuição de dose em função da profundidade, observando o ponto em que a dose atinge seu valor máximo antes de começar a decair devido à atenuação e dispersão do feixe de radiação.

A **Eq. 2** e a **Eq. 3** permitem determinar os parâmetros $PDD_{20,10}$ e $TPR_{20,10}$ respectivamente. No entanto, os dados simulados e os experimentais apresentaram uma grande discrepância. As simulações iniciais foram realizadas com $SSD=100$ cm, conforme o exercício do livro didático [8] utilizado como referência para o experimento. No entanto, ao longo do desenvolvimento da pesquisa, percebeu-se que o padrão clínico adotado pelo Hospital Luxemburgo utiliza $SSD=80$ cm, conforme recomendado pela literatura [3, 6 18]. Essa discrepância motivou a realização de novas simulações com a SSD clínica (80 cm), permitindo avaliar as consequências do uso de uma SSD maior, como a subestimação da dose nas profundidades mais rasas e a possível alteração na distribuição dos parâmetros dosimétricos, como PDD e TPR . Essa comparação é importante para entender o impacto da SSD nas simulações e garantir que os resultados reflitam as condições reais de tratamento.

$$PDD_{20,10} = \frac{PDD_{20}}{PDD_{10}} \quad (\text{Eq. 2})$$

Em que $PDD_{20,10}$ é a razão dos valores de PDD nas profundidades de 20 e 10 cm [6]. A $TPR_{20,10}$ é a razão entre as doses medidas a 20cm a 10 cm de profundidade em um fantoma de água, utilizando um campo de irradiação de 10×10 cm² a uma distância fixa de 100 cm entre a fonte de radiação e o detector [8] [15]. A **Eq. 3** apresenta uma aproximação para a estimativa dessa grandeza [16].

$$TPR_{20,10} = 1,2661 \times PDD_{20,10} - 0,0595 \quad (\text{Eq. 3})$$

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

As tabelas **Tab. 1** e **Tab. 2** apresentam os dados de $PDD_{20,10}$ e $TPR_{20,10}$ para $SSDs$ de 80 cm e 100 cm, incluindo a origem dos dados, tipo de detector, número de histórias (*ncase*) e erro relativo (ER) das simulações. Os dados indicam que aumentar a SSD eleva os valores de $PDD_{20,10}$ e $TPR_{20,10}$. Houve variação entre 2,96% e 6,25% para a $PDD_{20,10}$, enquanto a $TPR_{20,10}$ variou entre 3,44% e 6,18%. Segundo Scaff [14], esse comportamento era esperado, pois o aumento da SSD resulta em maior perda de intensidade do feixe, de acordo com a lei do inverso do quadrado da distância, além de fatores de espalhamento e absorção da radiação.

Estimativas de dose são realizadas com o estudo de fantasmas de água, devido ao seu comportamento similar ao tecido humano mole na presença de radiação [17]. No caso da



calibração do aparelho de radioterapia, o fantoma de água utilizado tem dimensões de 30 x 30 x 30 cm³ [15]. Logo o modelo computacional atende às recomendações da TRS-398 [15].

Tab. 1 — Dados simulados e experimentais para as grandezas dosimétricas para SSD = 80 cm.

Dados	Detector	ncase	PDD _{20,10}	Δ(%)	Erro Relativo (%)	TPR _{20,10}	Δ(%)	Erro Relativo (%)
EGSnrc	Cubo	1e7	0,48 ± 0,06	0,8	12,5	0,55 ± 0,07	0,7	12,7
	Esfera	1e8	0,49 ± 0,02	2,3	4,1	0,57 ± 0,02	3,1	3,5
	Cubo mesh	1e9	0,495 ± 0,006	2,3	1,2	0,567 ± 0,07	2,5	1,2
	Esfera mesh	1e10	0,506 ± 0,002	4,5	0,4	0,581 ± 0,02	5,1	0,3
MCNPx	Cubo	1e7	0,49 ± 0,01	1,4	0,5	0,56 ± 0,01	1,3	0,5
	Esfera	1e7	0,49 ± 0,01	1,4	0,5	0,56 ± 0,01	1,3	0,5
Hospital	-	-	0,484	-	-	0,553	-	-

Fonte: autoral.

Tab. 2 — Dados simulados e experimentais para as grandezas dosimétricas para SSD = 100 cm.

Dados	Detector	ncase	PDD _{20,10}	Δ(%)	Erro Relativo (%)	TPR _{20,10}	Δ(%)	Erro Relativo (%)
EGSnrc	Cubo	1e7	0,51 ± 0,06	0,8	12,5	0,584 ± 0,07	0,7	12,7
	Esfera	1e8	0,51 ± 0,02	2,3	4,1	0,590 ± 0,02	3,1	3,5
	Cubo mesh	1e9	0,512 ± 0,005	2,3	1,2	0,589 ± 0,007	2,5	1,2
	Esfera mesh	1e10	0,521 ± 0,002	4,5	0,4	0,601 ± 0,002	5,1	0,3
MCNPx	Cubo	1e7	0,51 ± 0,01	1,4	0,5	0,58 ± 0,01	1,3	0,5
	Esfera	1e7	0,51 ± 0,01	1,4	0,5	0,58 ± 0,01	1,3	0,5

Fonte: autoral.

Essas estimativas são extremamente importantes para o planejamento do tratamento e os parâmetros de PDD são fundamentais para esses cálculos [18]. Uma análise dos erros relativos das simulações permite verificar que o uso de detectores cúbicos apresentam maior erro relativo quando comparado com os detectores esféricos, chegando a exceder a recomendação de 5% da ICRU [19] para o caso das simulações cúbicas do EGSnrc (ER ~ 12%). Este fato implica que, apesar da proximidade dos resultados, o uso do detector cúbico apresenta uma incerteza acima do limite recomendado, o que deve ser considerado na escolha do detector mais adequado para as simulações. No entanto, é observado que o aumento do número de histórias, bem como a utilização de geometrias do tipo MESH contribuem diretamente para a redução do ER, reduzindo, assim, para valores inferiores a 5%. Portanto, o uso de diferentes geometrias e número de histórias simuladas pode ser necessário para garantir que a incerteza total fique dentro dos padrões aceitos pela ICRU. Para isso, as unidades que utilizam cobalto

devem ser submetidas a testes de controle de qualidade diários do marcador de SSD (tolerância de 2 mm) e semanais de *output* dosimetria de PDD (tolerância de 2%) [3].

Ademais, a **Tab. 1** também indica as diferenças percentuais das simulações em relação aos dados experimentais. Esses parâmetros são importantes, pois determinam o nível de confiabilidade do uso das simulações computacionais para dosimetria. Em geral, as diferenças percentuais de PDD foram, em média, 2,1%, sendo o detector cúbico do EGSnrc mais coerente com o valor experimental (0,8%), e o detector esférico mesh, também do código EGSnrc, com maior desvio do valor experimental (4,5%). O mesmo comportamento foi observado para $TPR_{20,10}$, mas com a menor diferença igual a 0,7% e a maior 5,1%. Portanto, pode-se considerar que as simulações estão validadas para essa investigação. A **Fig. 2** apresenta os gráficos de PDD obtidos para SSD de 80 cm com geometrias CSG (A) cúbicas e (B) esféricas. O mesmo comportamento de decaimento é verificado em todas as situações contribuindo com a validação.

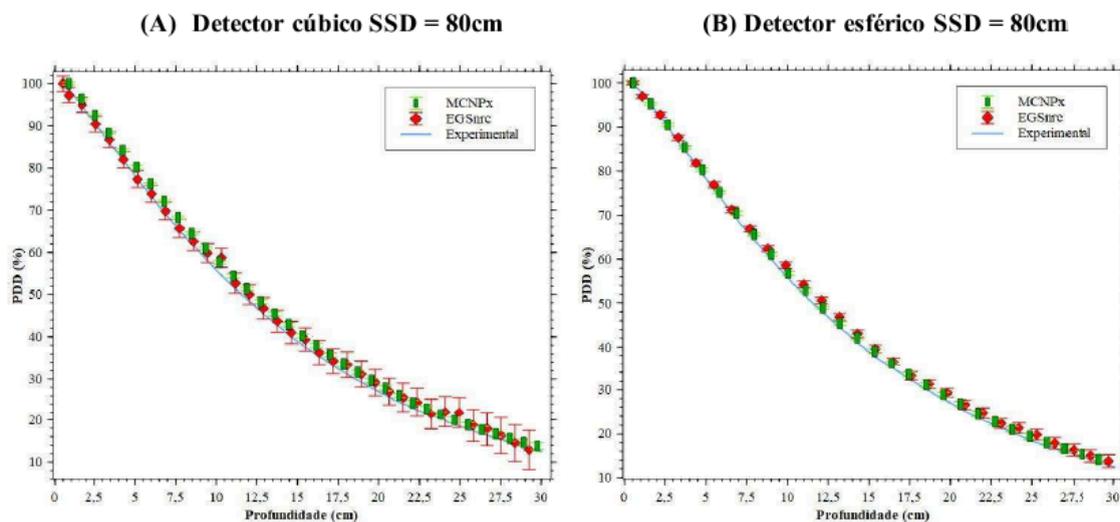


Fig. 2 — Curva de PDD para fonte de Co-60 com detectores CSG (A) cúbicos e (B) esféricos.
Fonte: autoral.

Um maior número de partículas nas simulações de Monte Carlo aumenta a precisão das medidas dosimétricas, mas também eleva o tempo computacional devido ao maior número de cálculos de interação da radiação com a matéria. A geometria do detector também influencia a precisão, com geometrias complexas, como as de construção tridimensional baseada em tetraedros (mesh), apresentando maior incerteza. Ajustes no número de histórias (*ncase*) foram necessários para manter a incerteza da dose abaixo de 2,0%.

A simulação com um cubo mesh levou 2 horas e 23 minutos, enquanto a esfera mesh demorou 24 horas e 56 minutos. Ao utilizar computação paralela com o EGSnrc, esses tempos foram reduzidos para 3 minutos e 2 horas respectivamente. Como o cubo CSG apresentou resultados mais próximos aos experimentais, não houve vantagem significativa em usar outras geometrias nesse cenário. O grupo MCMEG está realizando novos estudos para investigar a influência das geometrias na dosimetria usando o método Monte Carlo.

4. CONCLUSÃO

Os resultados dos parâmetros dosimétricos essenciais para procedimentos e controle de qualidade em radioterapia, como $PDD_{20,10}$ e $TPR_{20,10}$, foram obtidos por meio de simulações



baseadas no método Monte Carlo, utilizando os códigos EGSnrc e MCNPx. Comparações dos resultados simulados com dados experimentais da unidade de Cobalto Gammatron S80 do Hospital Luxemburgo validaram o modelo computacional apresentado pelo livro didático de física computacional com o valor de SSD para 80 cm. Além disso, as simulações evidenciaram aumento nos valores de PDD_{20,10} e TPR_{20,10} com o aumento de SSD, previsto pela teoria.

Durante o processo de simulação, identificamos diversas fontes de incerteza, como variáveis de entrada, configurações do modelo e parâmetros físicos. Para cada cenário simulado, realizamos uma análise detalhada, calculando o erro relativo e avaliando a magnitude das incertezas. Os resultados mostraram que a maioria das simulações apresentou erros relativos abaixo de 4%, indicando uma boa precisão em comparação com os dados de referência.

Destaca-se que a opção pelo não transporte de elétrons na simulação e escolha do número de histórias 1×10^7 são fatores que otimizam o tempo computacional, mantendo conformidade com valores tabelados. Ainda, os resultados deste trabalho demonstram que a utilização de geometrias do tipo mesh exigem maior esforço computacional para se atingir valores de incerteza iguais aos de geometrias regulares. Com base nessa análise, podemos afirmar que as simulações Monte Carlo realizadas para esse cenário são confiáveis, pois as incertezas foram quantificadas e consideradas dentro de limites aceitáveis. No entanto, recomendamos que futuras investigações continuem a explorar a relação entre os parâmetros do modelo e a precisão das simulações, a fim de fortalecer ainda mais a validação dos resultados.

5. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à Universidade Federal de Minas Gerais, o apoio do Departamento de Engenharia Nuclear, ao Departamento de Anatomia e Imagem, ao serviço de Radioterapia do Hospital Luxemburgo e ao *Monte Carlo Modelling Expert Group* (MCMEG) pelo suporte técnico e disponibilidade do laboratório para simulações computacionais.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] DAMARIS, P. S. et al. A Importância da Radioterapia no tratamento do câncer de mama, **Brazilian Journal of Surgery and Clinical Research**, 2018, v. 25, n.1, p. 35-38, 13 jun. 2024.
- [2] PEREIRA, A. J. et al. **Manual para Técnicos em Radioterapia**. Rio de Janeiro: [s. n.], 2000. 36 p. ISBN 857318095.
- [3] FURNARI, L. Controle de qualidade em radioterapia. **Revista Brasileira de Física Médica**, [S. 1], v. 3, n. 1, p. 77-90, 2015. DOI: 10.29384/tbfm. 2009.v3.n1.p77-90. Disponível em: <https://www.rbfm.org.br/tbfm/article/view/37>. Acesso em: 24 maio. 2024.
- [4] OKUNO, Emico; YOSHIMURA, Elisabeth. **Física das Radiações**. 1. ed. São Paulo: Oficina de Textos, 2010. 296 p. ISBN 8579750059
- [5] TAUHATA, L. et al. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. 10. ed. Rio de Janeiro: [s. n.], 2014.343 p. ISBN 9788567870021.
- [6] SILVA, L. A. C. et al. Simulação de um acelerador LINAC 6MV para determinação da dose de profundidade e razão tecido fantoma utilizando MCNPx e EGSnrc. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, ano 2016.4 . 10.15392/bjrs. v4i2.201.



- [7] PAULA, R. R. **Método de Monte Carlo e Aplicações**. Tese de Trabalho de Conclusão de Curso. Universidade Federal Fluminense. 2014.
- [8] PAIXAO, L.; FONSECA, T. C.F. Experimentos Computacionais de Física das Radiações. ISBN: 9798417769528.
- [9] ANDREO, P. et al. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY VIENNA, 2005
- [10] VISED X_22S: **Visual Editor for interactively constructing & visualizing MCNPX geometry**. Disponível em: <http://menpvised.com/> .Acesso em: 25 maio. 2024.
- [11] Schwarz, Randolph & Carter, Lee & Brown, Wendi. (2001). **Particle Track Visualization using the MCNP Visual Editor**.
- [12] C.J. Werner. et al. **MCNP6 User's Manual Version 6.2** Los Alamos National Laboratory (2017).
- [13] MCCONN, R. J. et al. (2011). **Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling**. 10.2172/1023125.
- [14] SCAFF, L. A. M. **Física da Radioterapia**. 1. ed. São Paulo: Sarvier, 1997. 351 p. ISBN 8573780827.
- [15] IAEA, TRS. 398. **Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on standards of absorbed dose to water**. Vienna International Atomic Energy Agency, 2000.
- [16] Followill, D. S. et al. An empirical relationship for determining photon beam quality in TG-21 from a ratio of percent depth doses. **Medical Physics**, v. 25, n. 7, 1998.
- [17] WATANABE Y. Phantom Materials in Radiology. **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation**. v. 5, 2006. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/0471732877.emd201>. Acesso em: 02 jul. 2024.
- [18] THORAEUS, R. Chapter III. Standard Measurement of Cobalt 60 Gamma Radiation. **Acta Radiologica**, v. 51, sup. 179, p. 63-78, 1959. DOI: 10.3109/00016925909173793. Disponível em: <https://doi.org/10.3109/00016925909173793> . Acesso em: 18 mai. 2024.
- [19] ICRU, Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma rays in Radiotherapy Procedures, Rep. 24, ICRU, Bethesda, MD (1976).