



UFRJ

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA
CURSO DE BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

LARISSA GABRIELA OLIVEIRA DE SANTANA

CÁLCULO DO FATOR BLOCO USANDO BLENDER E TOPAS MC

Rio de Janeiro

2024

LARISSA GABRIELA OLIVEIRA DE SANTANA

CÁLCULO DO FATOR BLOCO USANDO BLENDER E TOPAS MC

Trabalho de conclusão de curso de graduação
apresentado ao Instituto de Física da Univer-
sidade Federal do Rio de Janeiro como parte
dos requisitos para obtenção do grau de Ba-
charel em Física Médica.

Orientador: Prof. Dra. Simone Coutinho Cardoso
Co-orientador: Prof. Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa

Rio de Janeiro
2024

CIP - Catalogação na Publicação

S232c Santana, Larissa Gabriela Oliveira de
Cálculo do fator bloco usando Blender e Topas MC
/ Larissa Gabriela Oliveira de Santana. -- Rio de
Janeiro, 2024.
63 f.

Orientadora: Simone Coutinho Cardoso.
Coorientador: Luiz Antonio Ribeiro da Rosa.
Trabalho de conclusão de curso (graduação) -
Universidade Federal do Rio de Janeiro, Instituto
de Física, Bacharel em Física Médica, 2024.

1. Radioterapia. 2. TOPAS MC. 3. Fator Bloco. 4.
Simulações de Monte Carlo. 5. Modelagem 3D em
Radioterapia. I. Coutinho Cardoso, Simone , orient.
II. Ribeiro da Rosa, Luiz Antonio , coorient. III.
Título.

LARISSA GABRIELA OLIVEIRA DE SANTANA

CÁLCULO DO FATOR BLOCO USANDO BLENDER E TOPAS MC

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro como parte dos requisitos para obtenção do grau de Bacharel em Física Médica.

Aprovado em **06** de **setembro** de **2024**

BANCA EXAMINADORA:

Dr. Alessandro Facure Neves de Salles Soares
CNEN

M.Sc. Cláudio Castelo Branco Viegas
INCA-MS

Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa
IRD/CNEN (Coorientador)

Dra. Simone Coutinho Cardoso
IF/UFRJ (Orientadora)

*Dedico este trabalho ao meu avô Pedro (in memoriam),
que, em vida e em morte, me encorajou a viver,
e à minha avó Creuza, que abriu mão de tudo para
que eu pudesse chegar até aqui.*

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu avô Pedro José de Santana (*in memoriam*), que sempre dizia que o maior sonho dele era me ver formar na faculdade e não mediu esforços para isso. Curiosamente, o câncer tirou a chance dele de me ver chegar até aqui, mas posso apostar que, onde quer que ele esteja, está super orgulhoso de mim.

Agradeço à minha avó Creuza Maria Corrêa por abrir mão dos sonhos dela para realizar os meus. Quando nem mesmo eu acreditava em mim, ela acreditava e falava para todo mundo, com o maior orgulho, sobre minhas conquistas.

Agradeço aos meus pais, Alexandre de Santana e Cristiane Oliveira, por me apoiarem em minhas escolhas e por sempre demonstrarem admiração por mim. Agradeço também à minha madrastra, Monique Medeiros, por todo o cuidado e carinho.

Agradeço aos meus irmãos Lucas, Bernardo, Arthur e Paulo por me verem como inspiração e por me darem forças para seguir em frente.

Agradeço ao meu namorado e, antes de tudo, melhor amigo, Alexandre Saavedra de Paula Farias de Melo, por estar comigo nos momentos bons e ruins, comemorando minhas conquistas e me apoiando quando tudo parecia dar errado. Obrigada por me apresentar a novos amigos, novas experiências e, principalmente, por me levar de volta ao Botafogo de Futebol e Regatas. Eu te amo.

Agradeço a Claudia Saavedra, Luiz Carlos Melo, Arthur Saavedra, Julia Avelar e toda a família Saavedra e Melo por me acolherem como família.

Agradeço à professora e orientadora Simone Cardoso por todos os ensinamentos desde a primeira vez que pisei no Instituto de Física, por sempre acreditar em mim e por ser uma inspiração. Sou grata por tê-la como exemplo de profissionalismo e ética. Quero ser como ela quando crescer.

Agradeço ao professor Luiz Rosa pela orientação durante esse trabalho e pelas incríveis aulas que recebi na graduação.

Agradeço à professora Marta Máximo por me apresentar ao mundo incrível da Física, com uma forma de ensinar igualmente incrível.

Agradeço ao professor Odair Dias Gonçalves (*in memoriam*) por me mostrar, com brilho nos olhos, a magia da Física das Radiações e por ser meu ponto de partida no mundo da pesquisa. Agradeço à minha amiga de longa data, Isabelle Macedo, por estar ao meu lado há tanto tempo, compartilhando tantas experiências, sorrisos e lágrimas. Obrigada por estar comigo descobrindo o pior e o melhor da vida.

Agradeço à Jennifer Müller por ter me ensinado e aprendido junto comigo sobre como é a vida adulta. Obrigada por passar por todos os perrengues possível comigo com leveza. Obrigada por ter sido como uma irmã.

Agradeço aos amigos que o curso me deu, André Luiz, Davi Dallapicola, Felipe Marques, Gabriel Miranda, Jennifer Müller, Ruy Rayol, Carolina Niklaus, Thalys Gama e Tude Braga, por todo o apoio e aprendizado durante o curso. Obrigada por tornarem o isolamento mais leve.

Agradeço aos meus amigos Wesley Ramos e Ana Marrafa por estarem comigo nos meus melhores e piores dias, sempre trazendo boas risadas, tornando a vida mais leve.

Agradeço ao André Luiz, Felipe Marques, Adriana Flosi e Lucas Braga pelo apoio e por toda a colaboração no desenvolvimento deste trabalho.

Agradeço ao grupo de pesquisa do Laboratório da Radiação Gama e X (LAFRAG) por tantos aprendizados e discussões valiosas.

Agradeço a todos os profissionais, de todas as áreas, que me acolheram e me ensinaram muito em todos os estágios pelos quais passei.

Agradeço à Universidade Federal do Rio de Janeiro pela oportunidade de estudar, pelos recursos disponibilizados e pela chance de dar orgulho àqueles que me amam.

*"Um cientista no seu laboratório não é apenas um técnico:
é, também, uma criança colocada à frente de fenômenos naturais
que impressionam como se fossem um conto de fadas."*

Marie Skłodowska-Curie

RESUMO

Desde a década de 1950, a radioterapia com elétrons de alta energia tem desempenhado um papel crucial no tratamento de tumores superficiais, como cânceres de pele, lábios e mama. Empregando energias na faixa de 6 a 20 MeV, os elétrons oferecem a vantagem de minimizar a dose em tecidos profundos, reduzindo assim os efeitos colaterais indesejados. A precisão na conformação do campo de irradiação, vital para a eficácia do tratamento, é obtida por meio do uso de blocos de Cerrobend acoplados aos aplicadores dos aceleradores lineares. Entretanto, a introdução desses blocos pode alterar a intensidade do feixe, tornando necessária a aplicação de uma correção denominada fator bloco, que é obtida através de procedimentos de dosimetria. Embora métodos tradicionais como o uso de filmes radiocrômicos e câmaras de ionização sejam amplamente reconhecidos por sua precisão, eles são frequentemente demorados e dependem da disponibilidade dos aceleradores para realização da dosimetria. Com o objetivo de aprimorar esse processo, o Método de Monte Carlo, que permite simular o transporte de partículas com alta precisão, apresenta-se como uma alternativa eficiente. Neste estudo, utilizamos o software TOPAS MC, que se baseia no Geant4, para simular e calcular o fator bloco. Além disso, o Blender, um software de modelagem 3D, foi utilizado para desenvolver as geometrias dos aplicadores de elétrons e dos blocos de Cerrobend, que foram então exportadas em formato STL e integradas ao TOPAS MC. As simulações realizadas permitiram uma definição detalhada dos materiais e composições, com validação dos espectros de 6 MeV e 9 MeV através da comparação com dados de referência clínicos. A análise das curvas de porcentagem de dose em profundidade e dos perfis de dose demonstrou uma alta concordância entre os modelos simulados e os dados clínicos, validando a precisão da metodologia adotada. Os resultados obtidos na determinação do fator bloco para diferentes energias evidenciaram a eficácia da integração entre Blender e TOPAS MC na simulação de dosimetria e na potencial otimização do fluxo clínico. Para trabalhos futuros há a sugestão da ampliação da metodologia para outras faixas de energia e tamanhos de campo, bem como a possibilidade de incorporar técnicas de aprendizado de máquina para automatizar o cálculo do fator bloco, com vistas a aumentar ainda mais a precisão e a eficiência dos tratamentos de radioterapia com elétrons.

Palavras-chave: Radioterapia, TOPAS MC, Fator Bloco, Simulações de Monte Carlo, Modelagem 3D em Radioterapia.

ABSTRACT

Since the 1950s, high-energy electron radiotherapy has played a crucial role in treating superficial tumors, such as skin, lip, and breast cancers. Utilizing energies ranging from 6 to 20 MeV, electrons offer the advantage of minimizing the dose in deep tissues, thereby reducing unwanted side effects. The precision in irradiation field shaping, vital for treatment efficacy, is achieved through the use of Cerrobend blocks attached to the applicators of linear accelerators. However, the introduction of these blocks can alter the beam intensity, necessitating the application of a correction known as the block factor, which is obtained through dosimetry procedures. Although traditional methods like the use of radiochromic films and ionization chambers are widely recognized for their accuracy, they are often time-consuming and depend on the availability of accelerators for performing dosimetry. To enhance this process, the Monte Carlo Method, which allows for highly accurate particle transport simulations, emerges as an efficient alternative. In this study, we used TOPAS MC software, based on Geant4, to simulate and calculate the block factor. Additionally, Blender, a 3D modeling software, was used to develop the geometries of the electron applicators and Cerrobend blocks, which were then exported in STL format and integrated into TOPAS MC. The simulations allowed for a detailed definition of materials and compositions, with validation of 6 MeV and 9 MeV spectra through comparison with clinical reference data. The analysis of percentage depth dose curves and dose profiles demonstrated a high degree of agreement between the simulated models and clinical data, validating the accuracy of the adopted methodology. The results obtained in determining the block factor for different energies highlighted the effectiveness of integrating Blender and TOPAS MC in dosimetry simulation and the potential optimization of clinical workflows. Future work suggests expanding the methodology to other energy ranges and field sizes, as well as incorporating machine learning techniques to automate block factor calculation, further increasing the precision and efficiency of electron radiotherapy treatments.

Keywords: Radiotherapy, TOPAS MC, Block Factor, Monte Carlo Simulations, 3D Modeling in Radiotherapy.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	– Classificação da radiação.	3
Figura 2	– Tipos de possíveis colisões por partículas carregadas em função do parâmetro de impacto.	4
Figura 3	– Variação da perda específica de energia no ar em função da energia das partículas carregadas.	6
Figura 4	– Ilustração dos conceitos de comprimento de trajetória e profundidade de penetração para um elétron individual.	7
Figura 5	– Representação dos parâmetros de alcance de um feixe de elétrons na curva de percentual de dose em profundidade.	9
Figura 6	– Distribuição da dose em profundidade no eixo central medida em água para elétrons de 13 MeV.	10
Figura 7	– As curvas de PDD para diferentes tamanhos de campo de um feixe de elétrons de 20 MeV de um acelerador linear.	11
Figura 8	– Comparação das distribuições de dose em profundidade ao longo do eixo central do acelerador linear Sagittaire (curvas contínuas) e do betatron da Siemens (curvas tracejadas).	12
Figura 9	– Filme utilizado para obter curvas isodose. A: Filme exposto a um feixe de elétrons de 12 MeV, com cone de 14 x 8 cm, em um fantoma de poliestireno. B: Curvas de isodensidade.	13
Figura 10	– Comparação das curvas isodose para feixes de elétrons de 7 e 18 MeV.	14
Figura 11	– Esquematização do tratamento de radioterapia com feixe de elétrons.	15
Figura 12	– Exemplo de aplicador usado em tratamento de radioterapia com elétrons.	15
Figura 13	– Exemplo de um bloco de Cerrobend.	16
Figura 14	– Exemplo de uma câmara de ionização de placas paralelas	17
Figura 15	– Exemplo de uma câmara de ionização cilíndrica	18
Figura 16	– Comparação da curva de dose em profundidade ao longo do eixo central medida com uma câmara de ionização, filme radiocrômico e dosímetro de FeSO ₄	19
Figura 17	– Probabilidade de lançamentos de moeda que resultam em coroa à medida que o número de lançamentos aumenta.	20
Figura 18	– Estrutura do código TOPAS MC.	21
Figura 19	– Hierarquia do código TOPAS MC.	22
Figura 20	– Geometria no formato cúbico com divisão de 11 bins em cada uma das direções.	22
Figura 21	– Exemplo de visualização gráfica com TOPAS MC.	23
Figura 22	– Logo do Blender.	24
Figura 23	– Etapa de modelagem de bloco de Cerrobend usando Blender.	25

Figura 24 – Modelos 3D criados no Blender	26
Figura 25 – Trecho de código demonstrando a importação do arquivo STL do bloco de Cerrobend para o ambiente TOPAS MC.	27
Figura 26 – Configuração da composição e propriedades do Cerrobend no código do TOPAS MC.	27
Figura 27 – Ilustração do componente de irradiação utilizado para as simulações, mostrando a configuração do detector e a caixa de água para a medição da dose.	28
Figura 28 – Geometrias importadas no TOPAS MC.	31
Figura 29 – Geometrias de irradiação.	32
Figura 30 – Perfil de dose obtido através da simulação usando TOPAS MC para elétrons de 6 MeV em um campo 10 x 10.	34
Figura 31 – Curva de percentual de dose em profundidade obtida através da simulação usando TOPAS MC para elétrons de 6 MeV em um campo 10 x 10.	35
Figura 32 – Curva de percentual de dose em profundidade obtida através da simulação usando TOPAS MC para elétrons de 6 MeV em um campo 10 x 10.	36
Figura 33 – Perfil de dose obtido através da simulação usando TOPAS MC para elétrons de 9 MeV em um campo 10 x 10.	37
Figura 34 – Curva de percentual de dose em profundidade obtida através da simulação usando TOPAS MC para elétrons de 9 MeV em um campo 10 x 10.	38
Figura 35 – Curva de percentual de dose em profundidade obtida através da simulação usando TOPAS MC para elétrons de 9 MeV em um campo 10 x 10.	39
Figura 36 – Conformação de bloco de Cerrobend usado para tratamento de radioterapia com feixe de elétrons de 6 MeV (Bloco 1).	41
Figura 37 – Conformação de bloco de Cerrobend usado para tratamento de radioterapia com feixe de elétrons de 9 MeV (Bloco 2).	41
Figura 38 – Bloco de Cerrobend usado para tratamento de radioterapia com feixe de elétrons de 9 MeV (Bloco 2).	42
Figura 39 – Bloco de Cerrobend usado para tratamento de radioterapia com feixe de elétrons de 9 MeV (Bloco 2).	42

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	– Dose de contaminação por raios-X na água, no final do alcance dos elétrons, expressa como uma porcentagem de dose máxima.	10
Tabela 2	– Parâmetros avaliados para 6 MeV.	34
Tabela 3	– Valores de r_{50} , r_{90} e r_p para os dados simulados e de referência, junto com as discrepâncias relativas.	35
Tabela 4	– Valores de r_{50} , r_{90} e r_p para os dados simulados e de referência, junto com as discrepâncias relativas.	36
Tabela 5	– Parâmetros avaliados para 9 MeV.	38
Tabela 6	– Valores de r_{50} , r_{90} e r_p para os dados simulados e de referência, junto com as discrepâncias relativas.	39
Tabela 7	– Valores de r_{50} , r_{90} e r_p para os dados simulados e de referência, junto com as discrepâncias relativas.	40
Tabela 8	– Fator bloco esperado, fator bloco obtido, e discrepância relativa para diferentes energias.	43

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

MC	<i>Monte Carlo</i>
TOPAS	<i>Tool for Particle Simulation</i>
Geant4	<i>Geometry and Tracking version 4</i>
eMLC	<i>Multileaf Collimator for Electrons</i>
CSDA	<i>Continuous Slowing Down Approximation</i>
PDD	<i>Percent Depth Dose</i>
FeSO ₄	Sulfato de ferro (II)
PENELOPE	<i>Penetration and Energy Loss of Positrons and Electrons</i>
STL	<i>Standard Tessellation Language</i>
CSV	<i>Comma-Separated Values</i>
OBJ	<i>Wavefront Object</i>
FBX	<i>Filmbox</i>
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i>
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i>
Varian	<i>Varian Medical Systems</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	3
2.1	INTERAÇÃO DE PARTÍCULAS CARREGADAS COM A MATÉRIA	3
2.1.1	Colisões inelásticas e elásticas	4
2.1.1.1	Colisão inelástica suave ($r_a \ll b$)	5
2.1.1.2	Colisão inelástica dura ($r_a \approx b$)	5
2.1.1.3	Colisão radiativa ($r_a \gg b$)	5
2.1.1.4	Colisão elástica ($r_a \gg b$)	5
2.1.2	Stopping power	6
2.1.3	Alcance	7
2.2	RADIOTERAPIA COM FEIXE DE ELÉTRONS	8
2.2.1	Parâmetros de Alcance de um Feixe de Elétrons	8
2.2.1.1	Energia mais provável	8
2.2.1.2	Energia média	8
2.2.1.3	Energia em profundidade	9
2.2.2	Contaminação de fótons	9
2.2.3	Características clínicas do feixe de elétrons	11
2.2.3.1	Tamanho de campo	11
2.2.3.2	Energia	12
2.2.3.3	Curvas de isodose	12
2.2.4	Esquema de tratamento	13
2.2.4.1	Aplicadores de elétrons	14
2.2.4.2	Blocos de Cerrobend	16
2.2.5	Dosimetria	16
2.2.5.1	Câmaras de ionização	16
2.2.5.2	Filmes radiocrômicos	17
2.3	SIMULAÇÕES DE MONTE CARLO	18
2.3.1	Lei dos grandes números	19
2.3.2	TOPAS MC	20
2.4	SOFTWARE DE MODELAGEM 3D	23
2.4.1	Blender®	23
3	MATERIAIS E MÉTODOS	25
3.1	BLENDER®	25
3.2	TOPAS MC	26

3.2.1	Importação das geometrias	26
3.2.2	Validação do código	28
3.2.2.1	Curvas de porcentagem de dose em profundidade	28
3.2.2.2	Curvas de perfil de dose	29
3.2.3	Cálculo do fator bloco	29
3.3	QTILOT	29
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	31
4.1	MODELAGEM 3D DE GEOMETRIAS COMPLEXAS	31
4.2	GEOMETRIA DAS IRRADIAÇÕES	32
4.3	VALIDAÇÃO DO ESPAÇO DE FASE	33
4.3.1	Elétrons de 6 MeV	33
4.3.2	Elétrons de 9 MeV	37
4.4	FATOR BLOCO SIMULADO	40
5	CONCLUSÃO	44
6	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	45
	REFERÊNCIAS	46

1 INTRODUÇÃO

Desde o início da década de 1950, os elétrons de alta energia têm sido utilizados na radioterapia. A faixa de energia mais adequada para esses elétrons, clinicamente, está entre 6 e 20 MeV. Essa faixa permite o tratamento de tumores superficiais a uma profundidade menor que 5 centímetros, garantindo uma redução acentuada na dose depositada em tecidos saudáveis [1].

A radioterapia com elétrons desempenha um papel vital no tratamento de cânceres específicos, como os de pele, lábios e mama, oferecendo vantagens significativas em termos de uniformidade de dose e minimização da exposição a tecidos mais profundos. Embora alternativas como raios-X superficiais, braquiterapia e feixes de fótons tangenciais sejam usadas, a irradiação com feixes de elétrons continua sendo uma escolha preferida devido a essas vantagens [1].

Para garantir que o campo de irradiação de elétrons seja precisamente conformado ao alvo tumoral, é essencial o uso de blocos de Cerrobend acoplados aos aplicadores de elétrons dos aceleradores lineares clínicos. Esses aplicadores desempenham um papel fundamental na minimização do efeito de penumbra, que é causado pelo espalhamento de elétrons nos componentes do acelerador e no ar antes de atingir o paciente. No entanto, a introdução desses blocos pode alterar a intensidade do feixe, exigindo uma correção conhecida como fator bloco, que é calculado através de dosimetria realizada com e sem o bloco.

Métodos tradicionais de determinação do fator bloco têm sido amplamente utilizados na prática clínica de radioterapia com feixes de elétrons. Esses métodos incluem a dosimetria com filmes radiocrômicos e câmaras de ionização. Na dosimetria com filmes radiocrômicos, um filme sensível à radiação é posicionado no plano de tratamento, primeiro sem o bloco e depois com o bloco de Cerrobend. Após a exposição, o filme é processado e a dose absorvida é determinada através da densidade óptica. A razão entre as doses absorvidas com e sem o bloco é usada para calcular o fator bloco. No método com câmara de ionização, a dose de radiação é medida nas diferentes condições descritas usando uma câmara de ionização [1]. A razão das leituras obtidas com a câmara é usada para calcular o fator bloco.

Embora esses métodos garantam a precisão necessária para a aplicação eficaz da radioterapia com feixes de elétrons, eles exigem a confecção de blocos de Cerrobend e a disponibilização de tempo nos aceleradores lineares para realizar a dosimetria e determinar o fator bloco. Essa necessidade de recursos e tempo pode ser um desafio nos ambientes clínicos, onde a eficiência e a precisão são cruciais.

Para contornar esses desafios e otimizar o processo, o Método de Monte Carlo pode ser uma alternativa. Ele é utilizado como um modelo estatístico para amostragens aleatórias

massivas, com o objetivo de aproximar os resultados aos valores esperados em problemas complexos, como é o caso da dosimetria em Física Médica [2]. Esse método é especialmente valioso na dosimetria porque permite simular o transporte de partículas (fótons, elétrons, nêutrons) através de diferentes materiais e estruturas complexas, como o corpo humano, com uma alta precisão. Dessa forma, o Método de Monte Carlo se torna uma ferramenta poderosa para complementar os métodos tradicionais de dosimetria, oferecendo resultados rápidos e confiáveis sem a necessidade de ocupação adicional dos aceleradores lineares.

A simulação de Monte Carlo envolve a criação de um modelo computacional do sistema em estudo, onde partículas são rastreadas ao atravessar diferentes meios, sofrendo processos como espalhamento, absorção e produção de radiação secundária. Cada interação é determinada com base em probabilidades conhecidas, derivadas de dados experimentais e teóricos [2].

Diversos softwares com diferentes características surgem como alternativas para viabilizar o uso do Método de Monte Carlo. Entre esses, o TOPAS MC é um software baseado no Geant4 com potencial de ser amplamente utilizado na Física Médica para simulações precisas de dosimetria. TOPAS MC permite a modelagem detalhada dos aceleradores lineares, aplicadores de elétrons e os blocos de Cerrobend, proporcionando uma ferramenta poderosa para o cálculo do fator bloco e outras variáveis dosimétricas. A integração do TOPAS MC com o Blender®[®], um software de modelagem tridimensional, possibilita a criação de geometrias complexas de forma eficiente, contribuindo para a precisão das simulações e facilitando o processo de desenvolvimento dos modelos tridimensionais necessários para as análises dosimétricas.

O protocolo TG-51 da American Association of Physicists in Medicine (AAPM) estabelece diretrizes para a dosimetria clínica com feixes de elétrons. Esse protocolo, que utiliza câmaras de ionização com fatores de calibração rastreáveis e um modelo simplificado para cálculos dosimétricos, é crucial para garantir a qualidade e a consistência dos tratamentos radioterápicos [3].

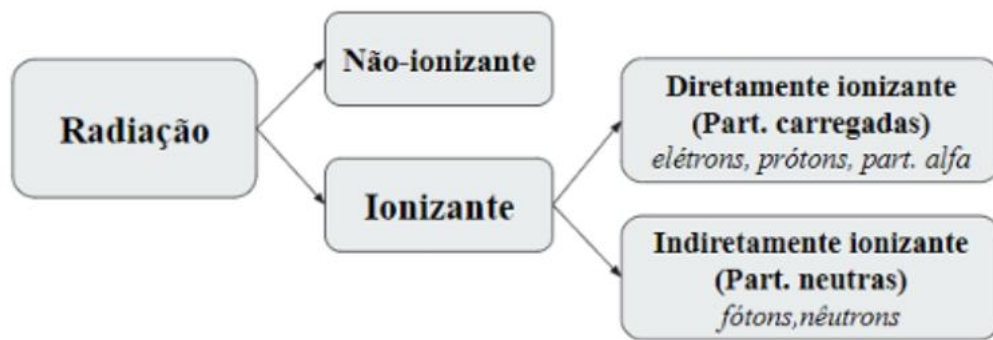
Novas tecnologias, como o colimador de lâminas múltiplas (eMLC), estão sendo estudadas ao longo dos anos como alternativas aos blocos de Cerrobend, com o objetivo de melhorar a precisão e a eficiência do tratamento [4]. No entanto, o bloco de Cerrobend continua sendo a opção mais viável e amplamente utilizada, e pode ainda receber melhorias no processo para otimizar sua aplicação.

Portanto, o objetivo deste trabalho é calcular o fator bloco através de simulações de Monte Carlo.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Tradicionalmente, a radiação ionizante é classificada como diretamente ou indiretamente ionizante, como apresentado na Figura 1, com base na natureza das partículas envolvidas, sejam elas carregadas ou não carregadas.

Figura 1 – Classificação da radiação.



Fonte: FIDELIS (2024) [5].

Toda forma de radiação, independentemente de sua natureza, tem o potencial de excitar ou ionizar a matéria, dependendo de sua energia. Alguns autores preferem classificá-la com base na maneira como ela transfere energia [6].

Radiações que transferem energia diretamente, englobando partículas carregadas como elétrons, pósitrons, prótons e partículas alfa, interagem com a matéria através do campo coulombiano ao longo de sua trajetória. Já as radiações que transferem energia indiretamente o fazem por meio de partículas carregadas que, ao atravessarem o meio, transferem energia também pelo campo coulombiano. Este segundo grupo inclui radiações de partículas não carregadas, como nêutrons e fótons.

Portanto, o modo como a radiação interage com a matéria depende, entre outros fatores, do tipo específico de radiação, bem como da energia e das propriedades físico-químicas do meio [1]. Para este trabalho, é crucial estudar especialmente a interação de partículas carregadas.

2.1 INTERAÇÃO DE PARTÍCULAS CARREGADAS COM A MATÉRIA

Como já mencionado, partículas carregadas e não carregadas interagem de forma diferente com a matéria. Enquanto fótons, por exemplo, podem atravessar um meio sem sofrer qualquer tipo de interação e, por consequência, sem perda de energia, partículas carregadas, rodeadas pelo seu campo coulombiano, interagem com elétrons ou núcleos

de praticamente cada átomo que atravessam. A probabilidade de não ocorrer nenhuma interação enquanto uma partícula carregada atravessa um meio é nula [7].

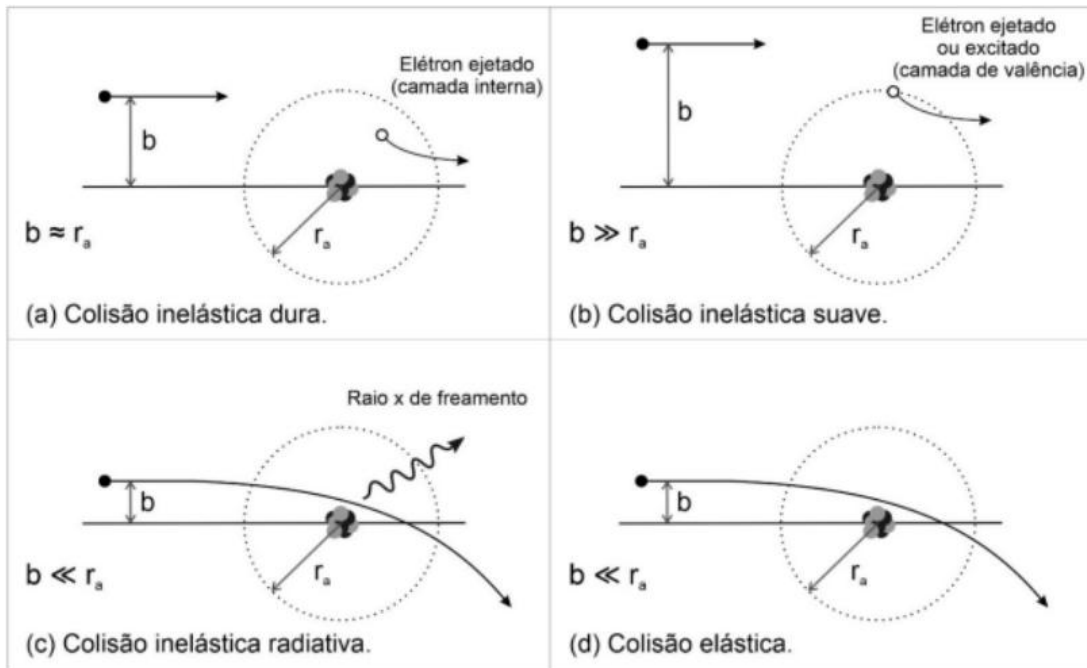
2.1.1 Colisões inelásticas e elásticas

Elétrons atravessam um meio e interagem com os átomos de quatro formas diferentes [1]:

- Colisões inelásticas com elétrons atômicos, resultando na ionização ou excitação do átomo;
- Colisões inelásticas com os núcleos atômicos, levando à emissão de fótons de bremsstrahlung;
- Colisões elásticas com núcleos atômicos, causando espalhamento elétron-elétron;
- Colisões elásticas com os núcleos atômicos, causando espalhamento nuclear.

Nas colisões inelásticas, ocorre uma perda de parte da energia cinética, a qual é utilizada para gerar ionização, excitação ou fótons de bremsstrahlung. Por outro lado, nas colisões elásticas, a energia cinética não é perdida, mas sim redistribuída entre as partículas envolvidas no processo. Essas interações são caracterizadas em termos do tamanho do parâmetro de impacto em relação ao raio atômico [7]. A Figura 2 relaciona o parâmetro de impacto (b) e o raio atômico (r_a) com o tipo de colisão que ocorre.

Figura 2 – Tipos de possíveis colisões por partículas carregadas em função do parâmetro de impacto.



Fonte: SOUZA (2022) [6].

2.1.1.1 Colisão inelástica suave ($r_a \ll b$)

Quando o parâmetro de impacto excede o raio atômico, a interação da partícula incidente afeta o átomo como um todo, excitando-o para níveis de energia mais altos ou, em alguns casos, ionizando-o ao ejetar um elétron da camada de valência. Como resultado dessa interação, ocorre a transferência de uma pequena quantidade de energia aos átomos do meio, tipicamente da ordem de eV. Devido ao parâmetro de impacto ser maior que todos os outros tipos de colisões, é intuitivo pensar que esse tipo de colisão ocorra com maior frequência do que os demais [5, 7].

2.1.1.2 Colisão inelástica dura ($r_a \approx b$)

Quando o parâmetro de impacto é aproximadamente igual ao raio atômico, a partícula incidente tem maior probabilidade de interagir inicialmente com elétrons das camadas internas. Se o elétron ejetado adquire energia cinética suficiente para causar ionização, ele é chamado de elétron secundário ou delta. Esses raios delta podem sofrer interações adicionais, dissipando sua energia ao longo de uma trajetória distinta [7]. Embora colisões duras ocorram com menos frequência do que colisões inelásticas suaves, a energia dissipada em ambos os processos é equivalente. A ejeção de um elétron de camada interna resulta na produção de raio-x característico ou elétrons de Auger [7].

2.1.1.3 Colisão radiativa ($r_a \gg b$)

A colisão radiativa é um processo inelástico, onde pode ocorrer a transferência de até 100% da energia da partícula em forma de radiação, conhecida como raio-x de freamento. A energia do fóton emitido depende do parâmetro de impacto da partícula incidente: parâmetros altos resultam em fótons de menor energia e vice-versa. Esse efeito é insignificante para partículas que não sejam elétrons ou pósitrons, devido à baixa probabilidade, que é inversamente proporcional ao quadrado da massa da partícula. Como essa interação ocorre entre a partícula incidente e o núcleo via campo coulombiano, a probabilidade de colisão aumenta com o número atômico [6].

2.1.1.4 Colisão elástica ($r_a \gg b$)

A colisão elástica também ocorre quando o parâmetro de impacto é muito menor que o raio atômico. Nesse caso, não há excitação nem ionização do átomo alvo e seus estados quânticos permanecem os mesmos. A perda de energia da partícula é mínima, sendo utilizada apenas para conservação do momento do sistema. Com isso, pode haver um pequeno recuo do núcleo. A seção de choque desse tipo de colisão depende diretamente da massa, fazendo com que esse tipo de interação seja especialmente importante para elétrons e pósitrons em relação a partículas carregadas pesadas. Por esse motivo, as partículas leves têm uma trajetória tortuosa em materiais que possuem número atômico elevado [2].

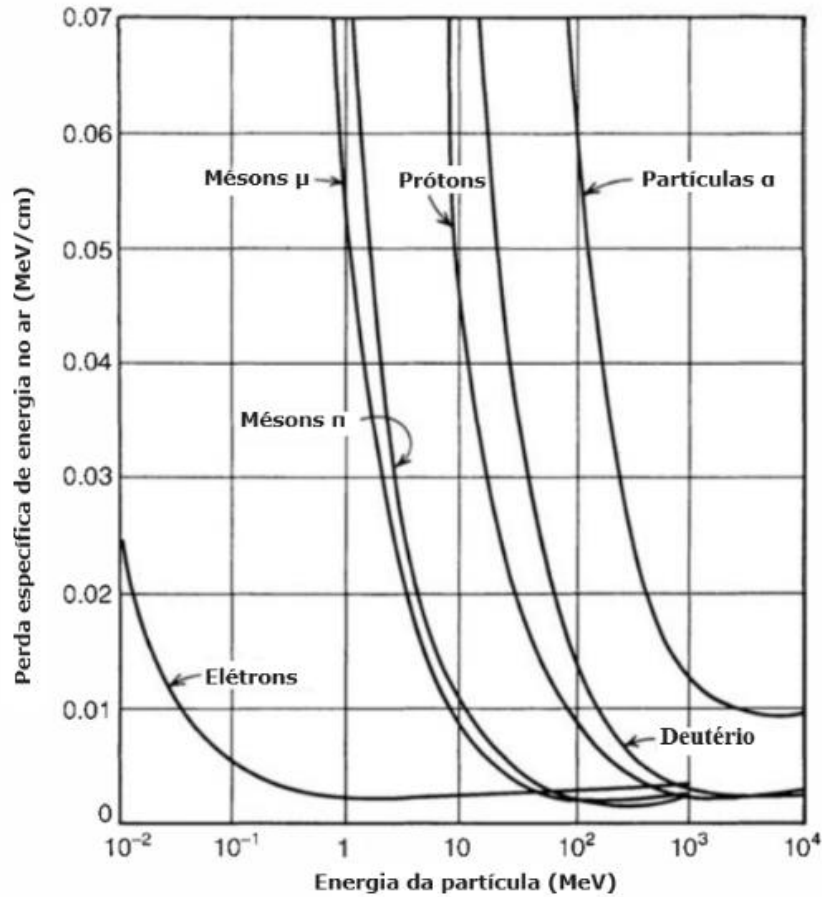
2.1.2 Stopping power

Um parâmetro importante no estudo da interação de partículas carregadas é o Stopping Power, ou Poder de Freamento. Este parâmetro descreve a potência de parada linear das partículas carregadas em um meio, definida como a perda de energia ao longo de sua trajetória. A equação a seguir ilustra esse conceito:

$$S = -\frac{dE}{dx} \quad (2.1)$$

Na equação, E representa a energia da partícula e x a distância percorrida. À medida que a velocidade da partícula diminui, o Stopping Power aumenta. É importante destacar que materiais com alto número atômico e alta densidade apresentam um poder de freamento maior. A variação da perda específica de energia no ar em função da energia de partículas carregadas pode ser observada na Figura 3.

Figura 3 – Variação da perda específica de energia no ar em função da energia das partículas carregadas.



Fonte: Adaptado de KNOLL (2010) [8].

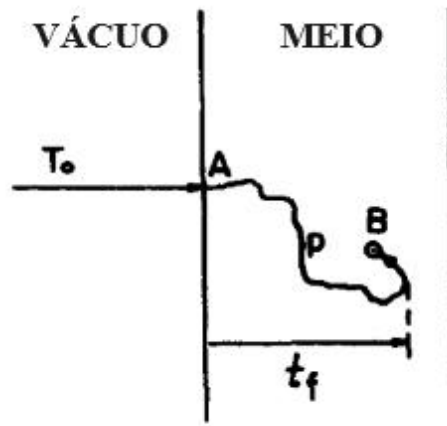
A curva dos elétrons, partículas de interesse neste trabalho, começa em energias muito baixas e apresenta uma rápida queda na perda específica de energia à medida que a energia da partícula aumenta. Devido à sua massa relativamente baixa, os elétrons são menos

afetados pela perda específica de energia em energias mais altas. Para energias elevadas, todas as curvas tendem a se estabilizar, indicando uma perda de energia mais constante [8].

2.1.3 Alcance

Ao estudar partículas carregadas, outro parâmetro importante é o alcance. Esse parâmetro refere-se à distância que a partícula percorre em um determinado meio até parar. A Figura 4 ilustra esse processo.

Figura 4 – Ilustração dos conceitos de comprimento de trajetória e profundidade de penetração para um elétron individual.



Fonte: Adaptado de ATTIX (1986) [7].

O alcance pode ser obtido a partir do inverso da integral da equação usada para calcular o poder de freamento. Um termo relevante nesse contexto é o CSDA (Continuous Slowing Down Approximation). O alcance CSDA de elétrons é calculado com equações específicas, assim como o chamado alcance projetado. No entanto, para elétrons, esses valores são menos úteis para caracterizar a profundidade de penetração devido ao espalhamento nuclear e eletrônico, que resulta em trajetórias muito irregulares, variando o alcance projetado desde profundidades muito pequenas até valores máximos [7]. O alcance pode ser expresso como:

$$R_{CSDA} = \int_0^E \left(\frac{dE}{dx} \right)^{-1} dE \quad (2.2)$$

Na equação, dE representa a diminuição infinitesimal da energia da partícula, dx denota o incremento infinitesimal da distância percorrida pela partícula no meio, e E é a energia inicial da partícula. Em meios com baixo número atômico, o alcance máximo é comparável ao alcance CSDA, facilitando o uso prático de tabelas de alcance. O alcance máximo aumenta com o número atômico, mas o aumento do espalhamento nuclear elástico faz com que o alcance máximo e o CSDA se tornem aproximadamente independentes do número atômico para elétrons e pósitrons [7].

O alcance máximo em relação ao alcance CSDA diminui de aproximadamente 0,85 para 0,48 à medida que o número atômico aumenta de 13 para 79, mostrando pouca dependência da energia na faixa de 50 a 150 keV e mantendo essa tendência em energias mais altas. Para situações em que há uma discrepância significativa entre os valores de alcance máximo e CSDA, o alcance extrapolado, derivado de dados experimentais, pode ser utilizado. Embora não tenha um significado físico direto, é um parâmetro útil para caracterizar a penetração de partículas carregadas, especialmente elétrons, onde o espalhamento múltiplo é um fator importante [7].

2.2 RADIOTERAPIA COM FEIXE DE ELÉTRONS

Compreendendo o processo de interação dos elétrons com a matéria, torna-se possível analisar parâmetros cruciais para a prática clínica da radioterapia com feixe de elétrons.

2.2.1 Parâmetros de Alcance de um Feixe de Elétrons

Feixes de elétrons, antes de saírem do acelerador linear, são praticamente monoenergéticos. Entretanto, a interação com os materiais do acelerador e com o próprio ar faz com que o feixe forme um espectro de energias [1]. Para garantir a qualidade do feixe, existem alguns parâmetros a serem avaliados.

2.2.1.1 Energia mais provável

De acordo com a Nordic Association of Clinical Physics (Associação Nórdica de Física Clínica), para medir a qualidade do feixe de radiação é importante definir a chamada energia mais provável, definida como $(Rp)_0$ [1]. Ela faz referência à posição do pico espectral e é definida como:

$$(Rp)_0 = C_1 + C_2 Rp + C_3 Rp^2 \quad (2.3)$$

Para água, C_1 equivale a 0,22 MeV, C_2 a 1,98 MeV/cm e C_3 a 0,0025 MeV/cm². O Rp é definido como a profundidade no ponto onde a tangente à porção decrescente mais inclinada da curva de percentual de dose em profundidade para elétrons intercepta a extrapolação da dose de fundo, que é influenciada pela componente de Bremstrahlung [1].

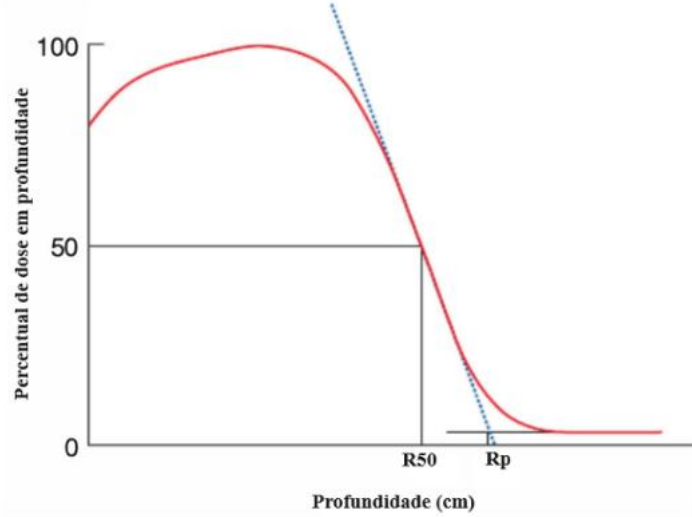
2.2.1.2 Energia média

A energia média do feixe de elétrons também é um dos parâmetros importantes. A energia média está relacionada com a profundidade em que a dose equivale a 50% (R_{50}). Veja a equação abaixo:

$$E_0 = C_4 R_{50} \quad (2.4)$$

O C_d para a água equivale a 2,33 MeV/cm. Algumas correções podem ser realizadas nesses valores, entretanto, o impacto para a rotina clínica não é relevante [1]. Na Figura 5, é possível visualizar o R_{50} e R_p em uma curva de percentual de dose em profundidade.

Figura 5 – Representação dos parâmetros de alcance de um feixe de elétrons na curva de percentual de dose em profundidade.



Fonte: Adaptado de KHAN (2014) [1].

2.2.1.3 Energia em profundidade

É possível determinar a energia em profundidade sabendo que a energia mais provável e a energia média diminuem linearmente com a profundidade. Na Figura 6 é possível ver um exemplo de curva de percentual de dose em profundidade.

Considerando z a profundidade, podemos definir a energia em profundidade (E_z) como:

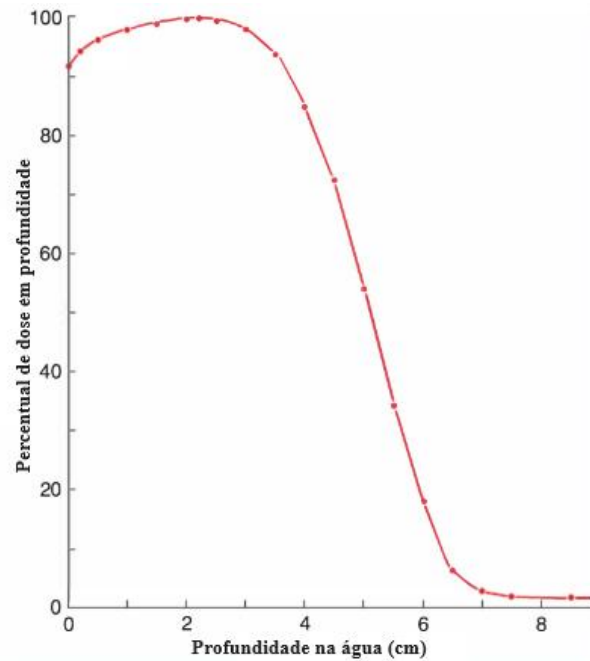
$$E_z = E_0 \left(1 - \frac{z}{R_p} \right) \quad (2.5)$$

Para este trabalho, os parâmetros R_p , R_{50} e a profundidade quando a dose está em 90% serão particularmente importantes.

2.2.2 Contaminação de fótons

A dose devido à contaminação por raios-X no final do alcance dos elétrons pode ser determinada pela análise da cauda da curva de dose em profundidade, onde a cauda se torna reta. Essa dose resulta das interações de bremsstrahlung dos elétrons com o sistema de colimação (como fólios de dispersão e filtros do colimador) e os tecidos corporais. A Tabela 1 mostra a dose de raios-X gerada na água para feixes de elétrons monoenergéticos, sem contaminação inicial [1].

Figura 6 – Distribuição da dose em profundidade no eixo central medida em água para elétrons de 13 MeV.



Fonte: Adaptado de KHAN (2014) [1].

Tabela 1 – Dose de contaminação por raios-X na água, no final do alcance dos elétrons, expressa como uma porcentagem de dose máxima.

Energia (MeV)	Dose de contaminação (%)
5	0.1
10	0.5
15	0.9
20	1.4
30	2.8
40	4.2
50	6.0

Fonte: Khan [1].

A dose de contaminação por raios-X de um acelerador médico depende fortemente do sistema de colimação e é geralmente muito maior do que os valores da Tabela 1. Em aceleradores de feixe de varredura, a contaminação é menor porque não se usam fólios de dispersão. Em aceleradores lineares modernos, a contaminação por raios-X para o paciente varia de 0,5 a 1% para energias de 6 a 12 MeV, de 1 a 2% para 12 a 15 MeV, e de 2 a 5% para 15 a 20 MeV [1].

Para a maioria dos tratamentos com feixes de elétrons, a dose de contaminação por raios-X não é uma grande preocupação [1].

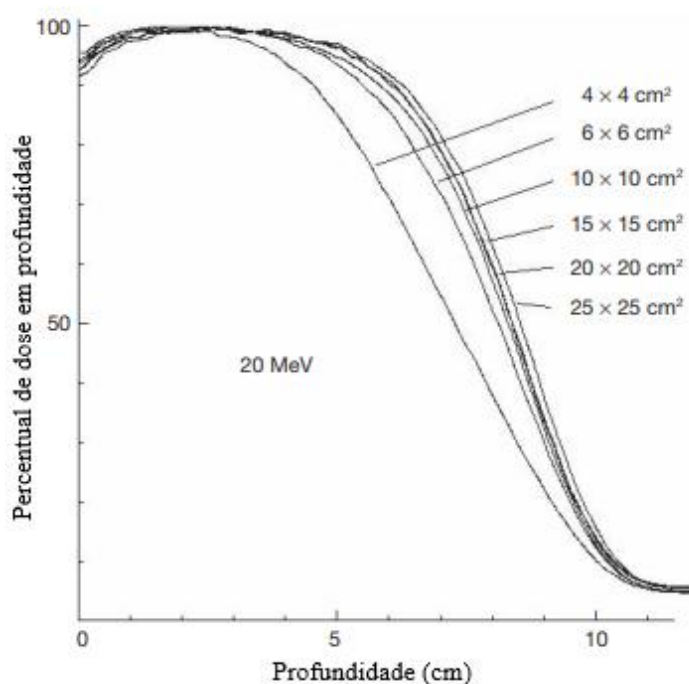
2.2.3 Características clínicas do feixe de elétrons

Certas características são essenciais no tratamento de radioterapia com feixe de elétrons e são ajustadas de acordo com as necessidades de cada paciente.

2.2.3.1 Tamanho de campo

O tamanho do campo de radiação tem um impacto significativo na distribuição de dose dos feixes de elétrons. Campos menores proporcionam uma maior conformidade da dose na região de interesse, enquanto campos maiores podem ser usados para tratar áreas mais extensas, porém com menor precisão. A escolha do tamanho do campo deve levar em consideração a localização do tumor e a necessidade de proteger os tecidos saudáveis adjacentes. Na Figura 7 é possível ver a diferença nas curvas de percentual de dose em profundidade para o uma mesma energia, mas com diferentes tamanhos de campo [9].

Figura 7 – As curvas de PDD para diferentes tamanhos de campo de um feixe de elétrons de 20 MeV de um acelerador linear.



Fonte: Adaptado de PODGORSK (2005) [9]

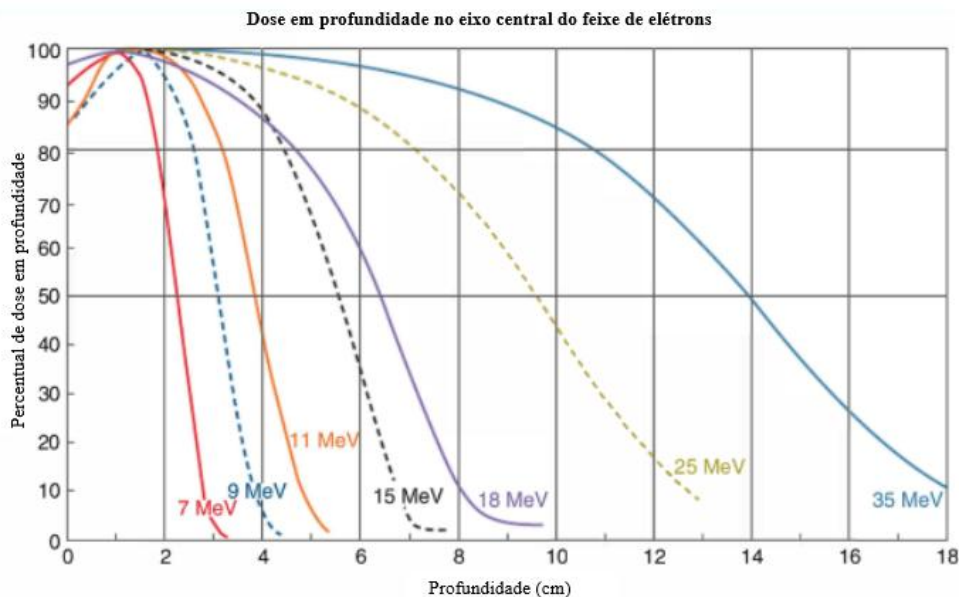
Quando a distância entre o eixo central e a borda do campo é maior do que o alcance lateral dos elétrons espalhados, há equilíbrio de espalhamento lateral, tornando a dose em profundidade para uma energia específica de elétron independente das dimensões do campo. Isso é observado para campos maiores que $10 \times 10 \text{ cm}^2$ com energia de 20 MeV. À medida que o tamanho do campo diminui, o equilíbrio eletrônico lateral diminui no eixo central, resultando em alta sensibilidade da dose em profundidade e fatores de saída ao

formato e tamanho do campo. Para campos menores que $10 \times 10 \text{ cm}^2$, a profundidade da dose máxima diminui e a dose relativa de superfície aumenta com a redução do tamanho do campo. O alcance prático (R_p) é independente do tamanho do campo e depende apenas da energia do feixe [9].

2.2.3.2 Energia

A escolha da energia do feixe é mais crítica para elétrons do que para fótons devido à queda abrupta da dose além do nível de 90%. A profundidade de tratamento e a energia de elétrons devem ser escolhidas cuidadosamente, preferindo-se energias mais altas quando houver dúvida. O efeito de preservação da pele é modesto ou inexistente para elétrons, com a dose de superfície aumentando com a energia. A dispersão dos elétrons causa acúmulo de dose mais rápido em energias mais baixas. As diferenças na geração, curvatura e colimação do feixe podem afetar significativamente a distribuição de dose em profundidade e a dose de superfície entre diferentes máquinas. Portanto, é necessário especificar as distribuições isodose para cada máquina e configuração de tratamento [1]. Na Figura 8, é possível observar a variação da curva de percentual de dose em profundidade com relação a energia do elétron.

Figura 8 – Comparação das distribuições de dose em profundidade ao longo do eixo central do acelerador linear Sagittaire (curvas contínuas) e do betatron da Siemens (curvas tracejadas).



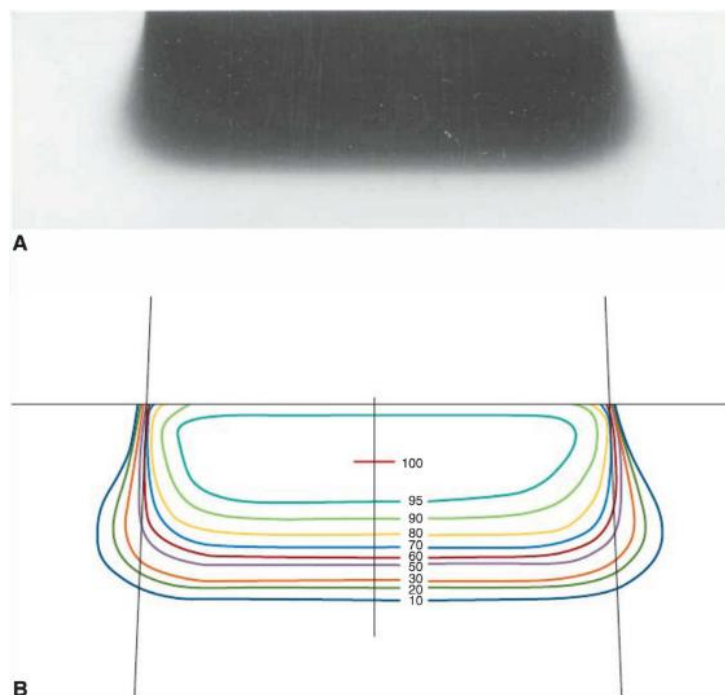
Fonte: Adaptado de KHAN (2014) [1].

2.2.3.3 Curvas de isodose

As curvas isodose são representações gráficas da distribuição da dose de radiação ao longo do eixo central de um feixe e em suas bordas. Elas são essenciais para entender como

a dose é distribuída em diferentes profundidades e áreas ao redor do campo de radiação. Na Figura 9 é possível ver um exemplo da distribuição de dose representada pela curva de isodose.

Figura 9 – Filme utilizado para obter curvas isodose. A: Filme exposto a um feixe de elétrons de 12 MeV, com cone de 14 x 8 cm, em um fantoma de poliestireno. B: Curvas de isodensidade.



Fonte: Adaptado de KHAN (2014) [1].

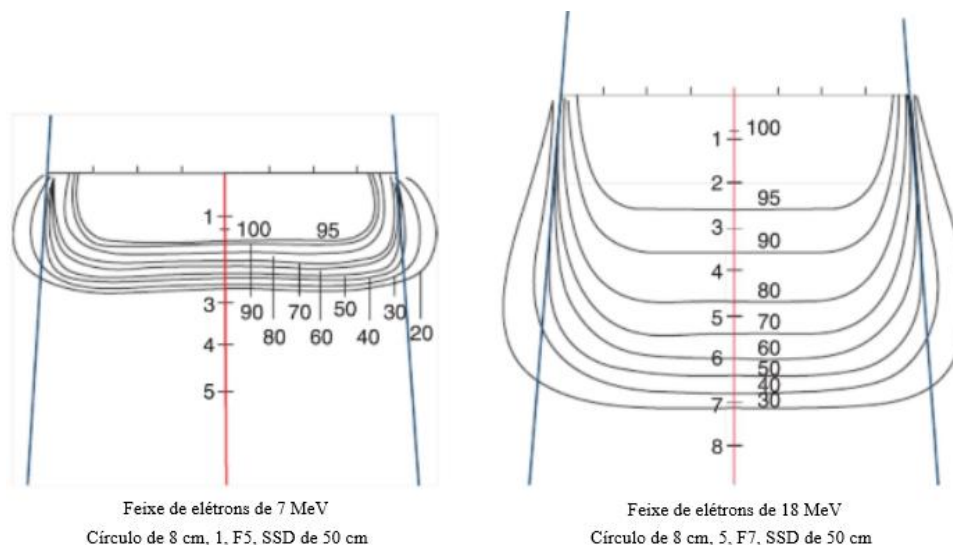
A dispersão dos elétrons afeta significativamente a forma dessas curvas isodose, influenciando tanto a distribuição ao longo do eixo central quanto a uniformidade nas bordas do campo. Diferentes sistemas de colimação podem causar variações significativas entre máquinas, alterando a forma das curvas isodose.

À medida que o feixe de elétrons penetra no meio, ele se expande devido à dispersão. No entanto, essa expansão varia conforme o nível de isodose, a energia do feixe, o tamanho do campo e o sistema de colimação. Em feixes de baixa energia, todas as curvas isodose tendem a se expandir uniformemente; já em energias mais altas, a expansão ocorre principalmente nos níveis de baixa dose, enquanto os níveis mais altos mostram uma constrição lateral, especialmente em campos menores [1]. Na Figura 10 há a comparação das curvas de isodose para feixes de elétrons de 7 e 18 MeV.

2.2.4 Esquema de tratamento

O esquema de tratamento de radioterapia com feixe de elétrons possui características distintas em relação à radioterapia com feixe de fótons. Para garantir a eficácia do tratamento, o uso de dois componentes é essencial: o aplicador de elétrons e os blocos

Figura 10 – Comparação das curvas isodose para feixes de elétrons de 7 e 18 MeV.



Fonte: Adaptado de KHAN (2014) [1].

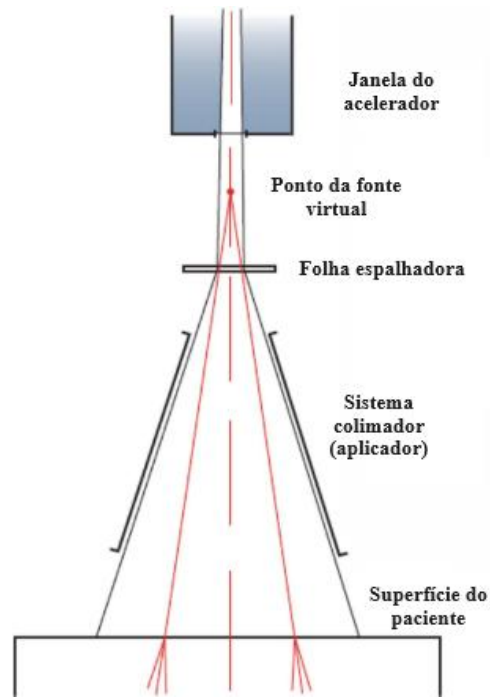
de Cerrobend. O aplicador é responsável por moldar e direcionar o feixe de radiação com precisão, enquanto os blocos de Cerrobend são utilizados para modelar o campo de radiação e adaptar a distribuição da dose às necessidades específicas do tratamento. Juntos, esses componentes são fundamentais para otimizar a precisão e a eficácia do tratamento com feixe de elétrons.

Além do aplicador e do bloco de Cerrobend, outros componentes, destacados na imagem 11, desempenham um papel crucial na entrega precisa da dose ao paciente. A janela do acelerador permite a passagem do feixe de elétrons, que foi previamente acelerado e direcionado pelo equipamento. O ponto da fonte virtual refere-se ao ponto teórico a partir do qual os elétrons parecem divergir, facilitando o planejamento do feixe. A folha espalhadora, por sua vez, dispersa os elétrons, ampliando o feixe para cobrir uma área maior e uniformizando a distribuição da dose antes que ela atinja o alvo desejado.

2.2.4.1 Aplicadores de elétrons

Os colimadores de feixe de fótons em aceleradores, por estarem geralmente posicionados a uma grande distância do paciente, não são eficazes na modelagem dos feixes de elétrons. Após passarem pela folha de dispersão, os elétrons se espalham excessivamente devido aos outros componentes do acelerador e ao ar entre a janela de saída e o paciente, resultando em uma penumbra indesejada. Para controlar o feixe de elétrons e evitar esses problemas, são utilizados aplicadores ou cones específicos, que são fixados diretamente à cabeça do equipamento de tratamento. Esses cones permitem definir o campo de elétrons a distâncias próximas, a partir de 5 centímetros do paciente. Eles estão disponíveis em diversos tamanhos, com formatos quadrados em geral variando de 5 x 5 cm² a 25 x 25

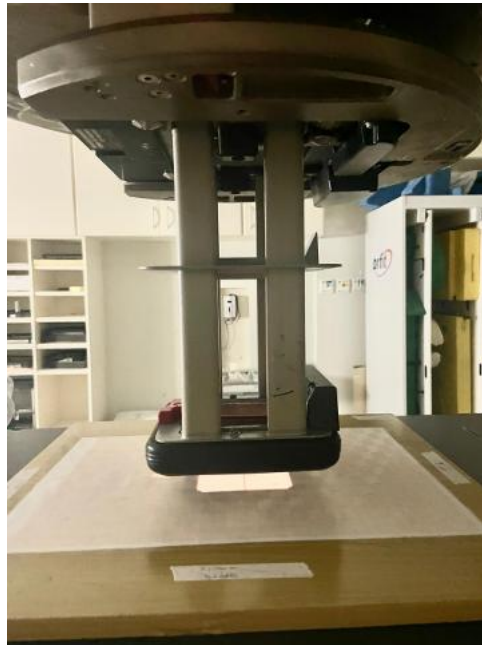
Figura 11 – Esquematisação do tratamento de radioterapia com feixe de elétrons.



Fonte: O autor.

cm² [1]. Na Figura 12 um exemplo de aplicador de elétrons é mostrado.

Figura 12 – Exemplo de aplicador usado em tratamento de radioterapia com elétrons.



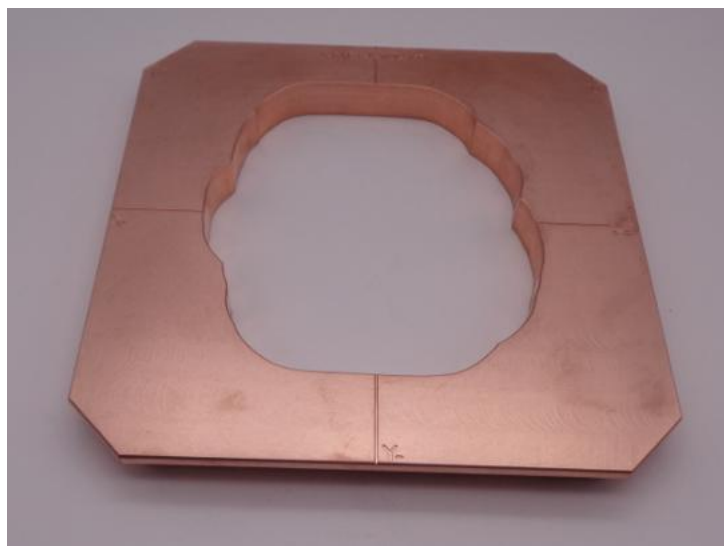
Fonte: O autor.

2.2.4.2 Blocos de Cerrobend

Para um formato de campo melhor adaptado às condições do paciente, os blocos de Cerrobend são uma alternativa. O Cerrobend é uma liga metálica cuja composição é bismuto (50%), chumbo (26,7%), estanho (13,3%) e cádmio (10%) e possui uma densidade de $9,4 \text{ g/cm}^3$ a 20°C (-83% da densidade do chumbo) [1].

Os blocos de Cerrobend modificam a intensidade da radiação em comparação com uma geometria sem o bloco. No ambiente clínico, essa intensidade é conhecida como unidade monitora. Para garantir que a intensidade desejada seja alcançada, é necessário aplicar um fator de correção. Esse fator de correção, denominado fator bloco, é calculado pela razão entre a dose absorvida com o bloco e a dose absorvida sem o bloco, ambas medidas na mesma profundidade. Na Figura 13 um bloco de Cerrobend é mostrado.

Figura 13 – Exemplo de um bloco de Cerrobend.



Fonte: Adaptado de DOTDECIMAL [10].

2.2.5 Dosimetria

A dosimetria é utilizada para determinar a dose absorvida em um volume de interesse. Esse processo pode ser desenvolvido de diferentes formas. A calorimetria é um dos procedimentos mais básicos para a medida da dose absorvida, entretanto, não é o procedimento mais prático no cenário clínico. Outras alternativas são comumente mais utilizadas, como as câmaras de ionização, os filmes radiocrômicos e os cristais termoluminescentes [1].

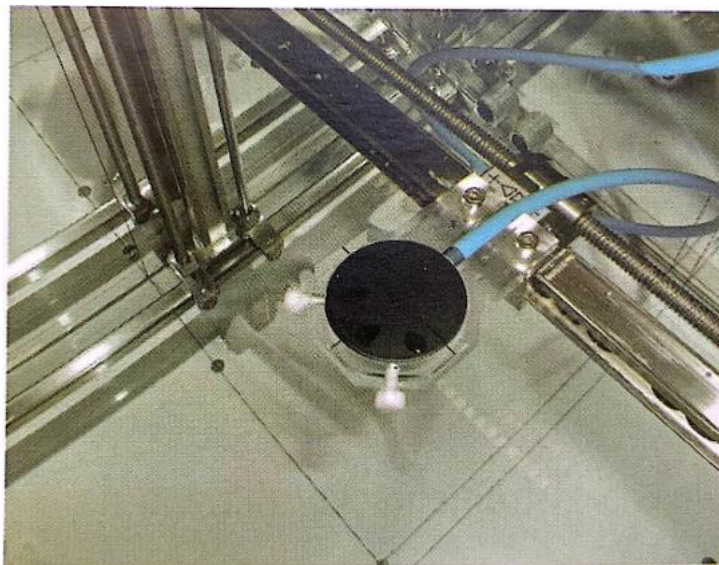
2.2.5.1 Câmaras de ionização

As câmaras de ionização são dispositivos fundamentais na dosimetria, usados para medir a quantidade de radiação absorvida em diferentes materiais e profundidades. Existem

diferentes tipos de câmaras de ionização, entre as quais se destacam as câmaras de placas paralelas e as câmaras cilíndricas [1].

As câmaras de ionização plano-paralelas, mostrada na Figura 14, são especialmente projetadas para medições em feixes de elétrons e são preferidas para medições relativas de dose devido à sua geometria. Elas proporcionam uma distribuição uniforme do campo elétrico, o que é crucial para obter medições precisas em profundidades superficiais e próximas da superfície. No entanto, essas câmaras são menos comuns para medições de profundidade em comparação com as câmaras cilíndricas [1].

Figura 14 – Exemplo de uma câmara de ionização de placas paralelas



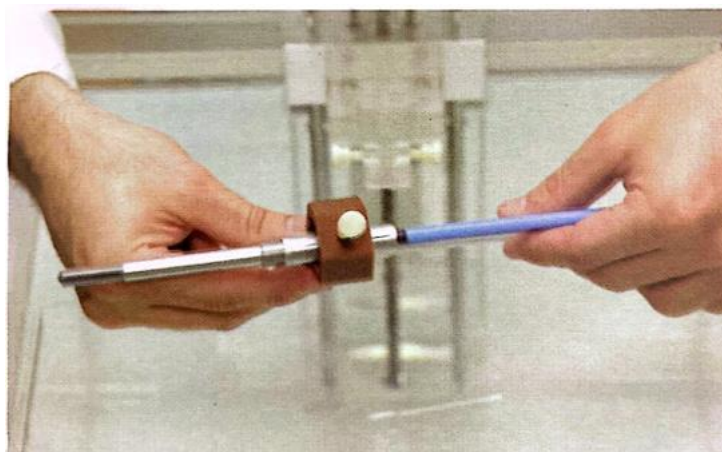
Fonte: Adaptado de INCA [11]

As câmaras de ionização cilíndricas, mostrada na Figura 15, são mais amplamente utilizadas para medir a distribuição da dose em profundidade em feixes de elétrons. Elas possuem uma estrutura cilíndrica com um eletrodo central e um eletrodo externo, entre os quais há um volume de ar onde a ionização ocorre. Embora sejam adequadas para uma ampla gama de medições, as curvas de ionização em profundidade obtidas precisam ser convertidas em curvas de dose em profundidade através de correções específicas [1].

2.2.5.2 Filmes radiocrômicos

O filme radiocrômico, como o Gafchromic EBT, é amplamente utilizado em dosimetria na radioterapia. O Gafchromic EBT, por exemplo, é aproximadamente equivalente ao tecido humano, composto por 9% de hidrogênio, 60,6% de carbono, 11,2% de nitrogênio e 19,2% de oxigênio. Antes da irradiação, o filme apresenta uma leve coloração azulada, que se intensifica após a exposição à radiação, adquirindo tons mais fortes de azul. Essa mudança ocorre devido à polimerização de uma substância presente no filme sob o efeito

Figura 15 – Exemplo de uma câmara de ionização cilíndrica



Fonte: Adaptado de INCA [11].

da radiação, resultando na formação de um polímero azul com picos de absorção máxima em torno de 636 nm e 585 nm [12].

Devido à absorção máxima em 636 nm, a densidade óptica desses filmes é melhor medida com luz vermelha, usando equipamentos como densitômetros de transmissão, scanners de filmes e espectrofotômetros. No entanto, é importante ter cuidado com a orientação do filme durante a leitura, pois pode afetar os resultados [12].

Os filmes radiocrômicos oferecem alta resolução e são ideais para dosimetria em regiões com altos gradientes de dose. Eles não necessitam de revelação, têm resposta independente da taxa de dose, exibem uniformidade de 1,5% e apresentam uma melhor dependência energética, sendo independentes das condições ambientais, embora ambientes excessivamente úmidos devam ser evitados. Eles são menos sensíveis do que os filmes radiográficos, o que os torna mais adequados para medidas de altas doses, embora a resposta possa ser não linear em doses elevadas [12].

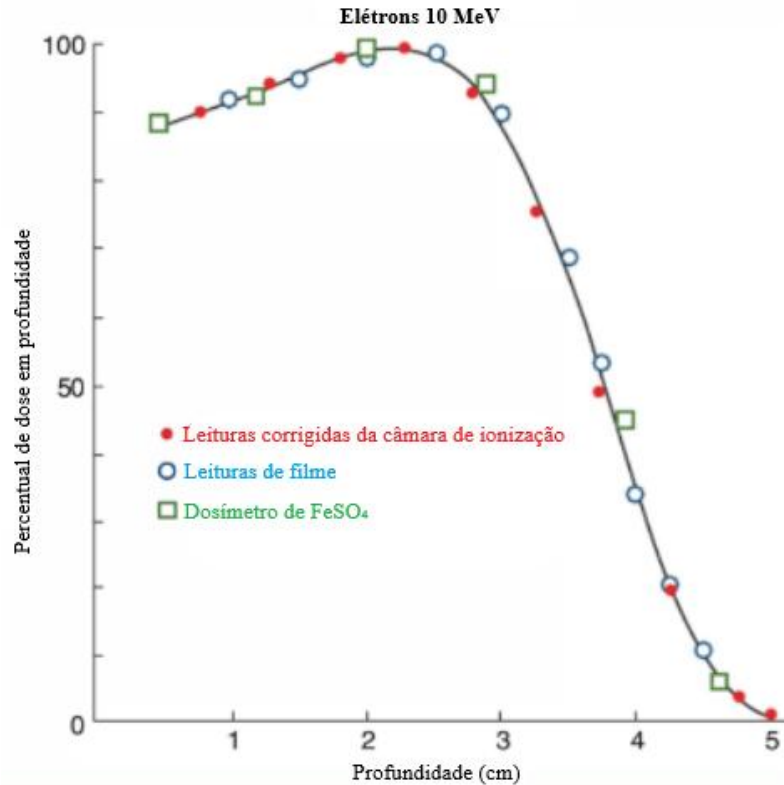
Na Figura 16 é mostrada a comparação da curva de dose em profundidade ao longo do eixo central obtida através de diferentes métodos de dosimetria.

2.3 SIMULAÇÕES DE MONTE CARLO

As simulações de Monte Carlo, também conhecidas como Método de Monte Carlo, surgiram durante a Segunda Guerra Mundial com o objetivo de aprimorar a tomada de decisões em situações de incerteza. Desde então, esse método tem sido amplamente aplicado em diversas áreas, como gerenciamento de projetos, inteligência artificial e física.

Esse tipo de simulação cria um modelo de resultados possíveis utilizando uma distribuição de probabilidade, como a distribuição uniforme ou normal, para qualquer variável que possua incerteza inerente. A simulação, então, recalcula os resultados repetidamente, cada vez utilizando um conjunto diferente de números aleatórios dentro dos valores mínimo e

Figura 16 – Comparação da curva de dose em profundidade ao longo do eixo central medida com uma câmara de ionização, filme radiocrômico e dosímetro de FeSO_4 .



Fonte: Adaptado de KHAN (2014) [1].

máximo. O processo pode ser repetido milhares de vezes para gerar um grande número de resultados prováveis. Isso permite obter uma compreensão abrangente das possíveis variações e incertezas, ajudando a tomar decisões mais informadas e precisas [13].

O Método de Monte Carlo aplicado à física das radiações permite calcular o transporte de radiação por meio de interações individuais. Cada sequência de interações de uma partícula, desde sua geração pelo código até que sua energia caia abaixo de um limite específico, sua posição alcance regiões externas à geometria de interesse, ou sua absorção pelo meio ocorra, é denominada "história". Cada interação dentro dessas sequências é selecionada aleatoriamente com base em uma densidade de probabilidade conhecida e incorporada ao código de forma integrada [6].

É possível utilizar diversos códigos para desenvolver simulações Monte Carlo, dentre eles Geant4, PENELOPE e TOPAS MC. Para este trabalho utilizaremos o TOPAS MC.

2.3.1 Lei dos grandes números

A Lei dos Grandes Números é fundamental para entender o funcionamento das simulações de Monte Carlo. Ela afirma que, ao tomar n observações de uma variável aleatória, a soma desses valores e a média resultante se aproximam cada vez mais do valor esperado

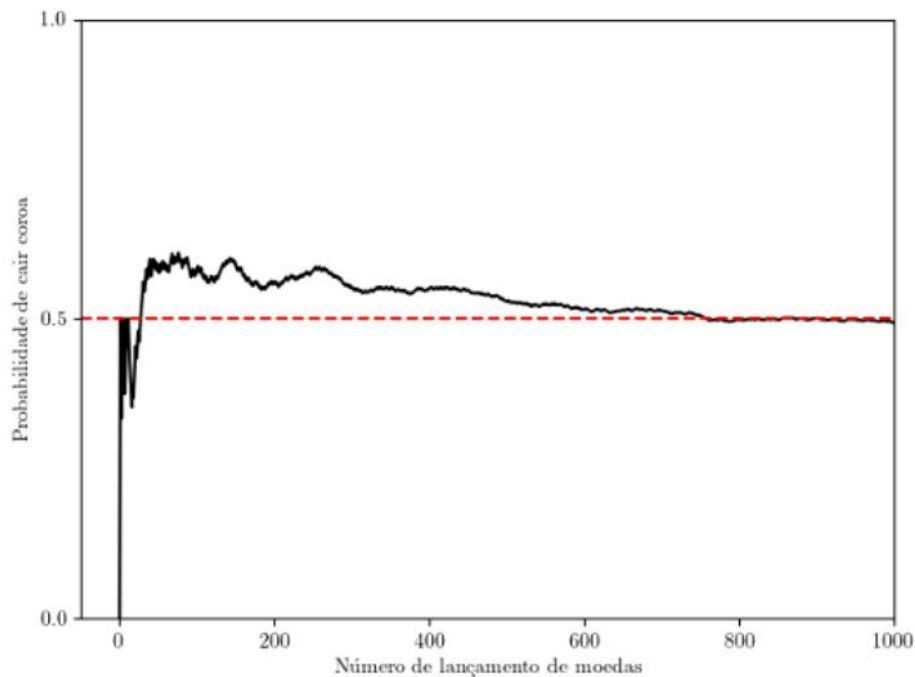
desta variável aleatória à medida que o número de observações aumenta. Formalmente, pode ser expressa como:

$$X_n \rightarrow E(x) \text{ quando } n \rightarrow \infty \quad (2.6)$$

Na equação, X_n refere-se ao valor médio de n medidas e $E(x)$ é o valor esperado para uma variável aleatória.

Um exemplo desse princípio é o lançamento de moedas. A probabilidade esperada de cair cara ou coroa ao lançar uma moeda é 0,5. Quando o número de lançamentos é pequeno, a discrepância entre o valor esperado e a probabilidade observada pode ser significativa. No entanto, à medida que o número de lançamentos aumenta, a probabilidade observada se aproxima cada vez mais do valor esperado [2], como mostra a Figura 17.

Figura 17 – Probabilidade de lançamentos de moeda que resultam em coroa à medida que o número de lançamentos aumenta.



Fonte: Rayol (2024) [2].

Portanto, considerando a natureza probabilística da interação da radiação com a matéria, esse conceito torna-se extremamente importante para o seu estudo.

2.3.2 TOPAS MC

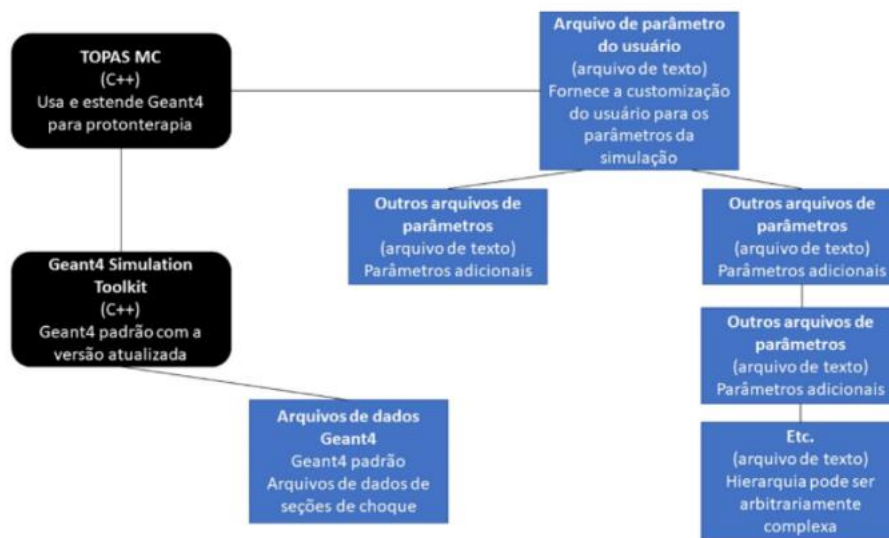
Uma das maiores vantagens ao utilizar o código TOPAS MC é a possibilidade de não precisar dominar uma linguagem de programação específica. Apesar disso, o código é baseado no Geant4, o que permite que aplicações do código nativo possam ser implementadas no TOPAS MC.

O código para simulações com TOPAS MC pode ser escrito em qualquer editor de texto e a ordem de cada parâmetro não altera o resultado final [6]. O formato para a definição de cada um dos parâmetros está mostrado abaixo:

Tipo: Nome = Valor

O tipo pode variar entre **string**, **booleano**, entre outros. O nome é arbitrário e o valor precisa estar de acordo com o tipo definido. Na Figura 18 a estrutura do código TOPAS MC é mostrada.

Figura 18 – Estrutura do código TOPAS MC.



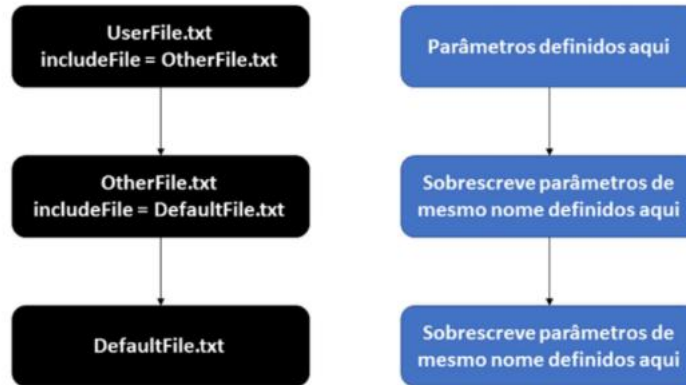
Fonte: SOUZA (2023) [6].

Com o TOPAS MC, é possível relacionar diferentes parâmetros e realizar operações entre eles. Arquivos contendo diversos parâmetros podem ser definidos dentro de outros arquivos que contêm outros parâmetros, facilitando a organização e a manipulação das variáveis nas simulações. Na Figura 19 a hierarquia mencionada está ilustrada.

Para este trabalho, a funcionalidade de importação de arquivos com dados de feixes de elétrons externos ao TOPAS MC é extremamente útil. Nas simulações, é possível utilizar diferentes componentes geométricos, que podem variar desde estruturas simples, como cubos ou esferas, até estruturas mais complexas, como colimadores multilâminas. Uma das principais vantagens do TOPAS MC é a capacidade de importar arquivos criados em softwares de modelagem 3D, como o Blender, permitindo que essas estruturas sejam rapidamente integradas e redimensionadas para uso nas simulações [2].

Diversos tipos de fontes de radiação podem ser atribuídos às diferentes geometrias na simulação. A escolha e aplicação dessas fontes dependem do tipo de partícula utilizada, bem como da distribuição de energia, ângulo, e espacial dos feixes [6].

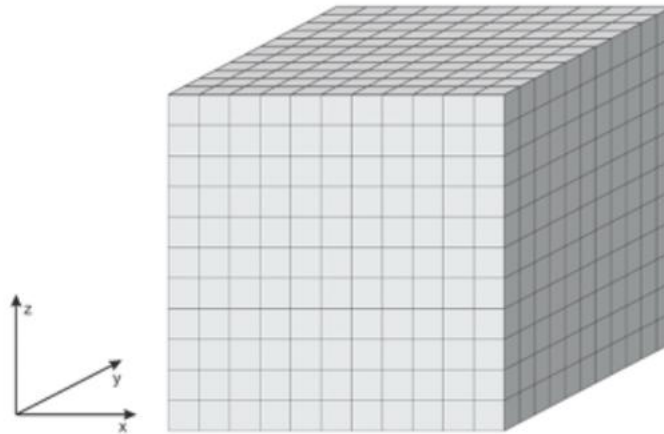
Figura 19 – Hierarquia do código TOPAS MC.



Fonte: SOUZA (2023) [6].

A geometria usada como objeto de estudo, o volume alvo, pode ser dividida em bins ao longo das direções x , y e z . Cada um desses bins pode receber tratamentos matemáticos personalizados conforme as necessidades do usuário. Por exemplo, considere uma subdivisão de 11 bins em cada uma das três direções [2], como mostrado na Figura 20.

Figura 20 – Geometria no formato cúbico com divisão de 11 bins em cada uma das direções.



Fonte: Neto (2024) [2].

As informações obtidas a partir das simulações variam conforme o objetivo do estudo. Para volumes, é possível avaliar diversas grandezas, como dose no meio, dose na água, dose no material, estimativa de caminho percorrido, equivalente de dose ambiente, energia depositada, fluência, fluência de energia, passos de simulação, contagem de fótons ópticos, contagem de partículas, carga, carga efetiva e transferência linear de energia. Já para superfícies, pode-se obter corrente de superfície, contagem de partículas e espaço de fase [6].

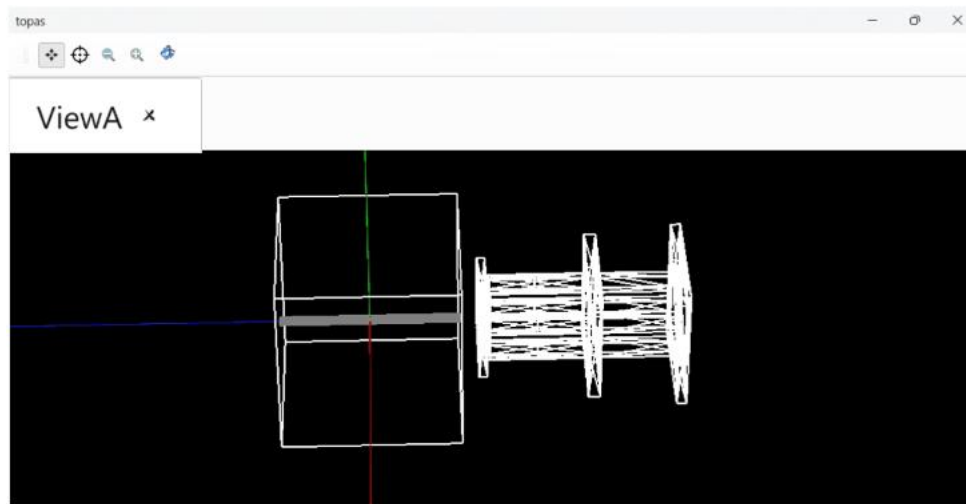
Cada uma dessas grandezas é derivada de objetos geométricos que podem ser subdivididos em unidades de volume chamadas voxels. Estudos anteriores demonstraram que o

equilíbrio na quantidade de voxels é crucial. Um maior número de voxels aumenta o uso de processamento computacional, a resolução espacial e as flutuações estatísticas. Portanto, é essencial encontrar um balanço adequado para obter resultados satisfatórios com o menor custo computacional possível [6].

O usuário pode escolher o tipo de arquivo de saída ao final da simulação, que pode variar entre CSV, dat, root, entre outros formatos. Neste trabalho, os dados foram obtidos por meio de arquivos do tipo CSV.

Outra ferramenta importante no uso do TOPAS MC é a capacidade de visualização gráfica, mostrada na Figura 21. Essa funcionalidade permite visualizar as estruturas, verificar suas dimensões e observar a posição relativa de uma geometria em relação a outra.

Figura 21 – Exemplo de visualização gráfica com TOPAS MC.



Fonte: O autor.

2.4 SOFTWARE DE MODELAGEM 3D

A modelagem 3D é um processo no qual objetos são desenvolvidos em três dimensões, possuindo profundidade, altura e largura. A criação de um objeto 3D pode variar de acordo com a finalidade e a complexidade do projeto. Existem diversos softwares disponíveis para modelagem 3D, como o Blender, ZBrush e Autodesk Maya. Neste trabalho, o software escolhido será o Blender®.

2.4.1 Blender®

O Blender é um software gratuito e amplamente utilizado devido à sua vasta gama de funcionalidades para modelagem 3D, edição de vídeo, efeitos visuais e dentre outros [14]. Ele está disponível para os sistemas operacionais Linux, macOS e Windows, tornando-se uma ferramenta acessível e versátil para diversos tipos de projetos. O logo do software Blender é mostrado na Figura 22.

Figura 22 – Logo do Blender.



Fonte: Site oficial Blender [15].

As modelagens desenvolvidas no Blender podem ser exportadas em diversos formatos, cada um com suas aplicações específicas. Entre esses formatos, o STL destaca-se como o mais importante para o desenvolvimento deste trabalho, devido à sua ampla utilização em impressão 3D e fabricação digital. O STL é essencial para a criação de protótipos precisos e peças funcionais, pois armazena informações sobre a geometria do objeto de forma detalhada. Além do STL, o Blender permite a exportação em outros formatos, como OBJ, FBX e COLLADA, cada um oferecendo vantagens para diferentes aplicações, como animações, jogos e realidade aumentada.

No contexto do TOPAS MC, a integração com o Blender é particularmente valiosa. As modelagens desenvolvidas no Blender podem ser facilmente importadas para o TOPAS MC, onde são utilizadas para simular a interação de feixes de radiação com estruturas complexas, como colimadores, blocos de Cerrobend e até, mesmo, estruturas anatômicas. O uso do formato STL é especialmente importante, pois permite a importação de geometrias detalhadas para simulações de Monte Carlo, garantindo uma representação precisa das estruturas modeladas.

Além do STL, os formatos OBJ, FBX e COLLADA exportados pelo Blender oferecem flexibilidade adicional para diferentes necessidades de simulação.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

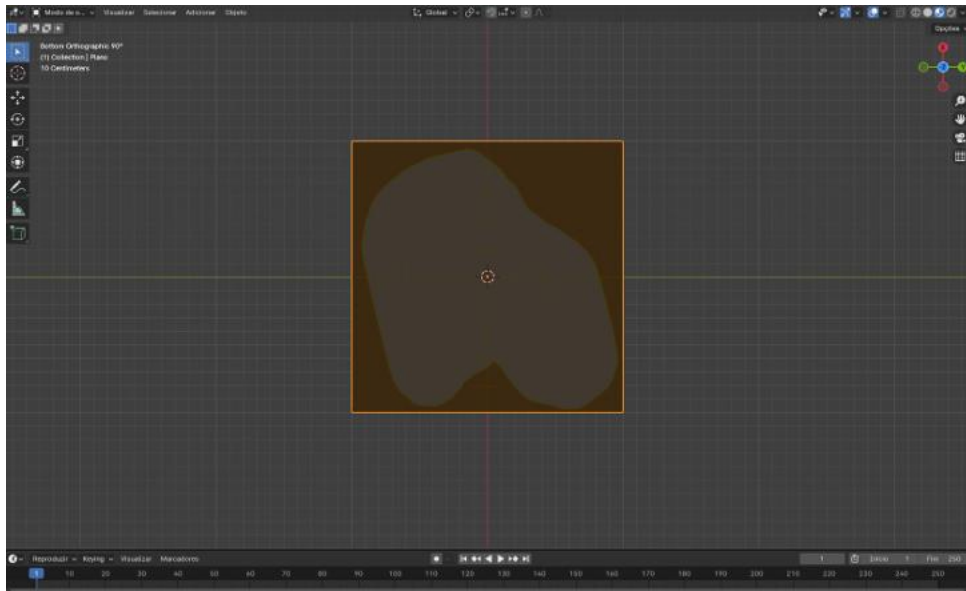
Nesta seção, discutiremos as ferramentas utilizadas e como elas foram aplicadas para alcançar os resultados desejados. Abordaremos o papel de cada software e técnica empregada, destacando sua importância no contexto das simulações e análises.

3.1 BLENDER®

Como mencionado anteriormente, o Blender é um software de modelagem 3D amplamente utilizado em diversas áreas. Neste projeto, ele desempenhou um papel crucial na criação das estruturas necessárias para a terapia com elétrons, incluindo a modelagem detalhada do aplicador de elétrons e dos blocos de Cerrobend.

A modelagem precisa foi realizada utilizando imagens do bloco de Cerrobend como referência para o design. Veja a Figura 23. A imagem mostra a tela do Blender, onde as geometrias podem ser criadas. Um campo plano é dimensionado, e uma imagem de conformação de um bloco é colocada sobre esse plano. Dessa forma, é possível realizar um recorte no plano para modelar o bloco desejado com exatidão.

Figura 23 – Etapa de modelagem de bloco de Cerrobend usando Blender.

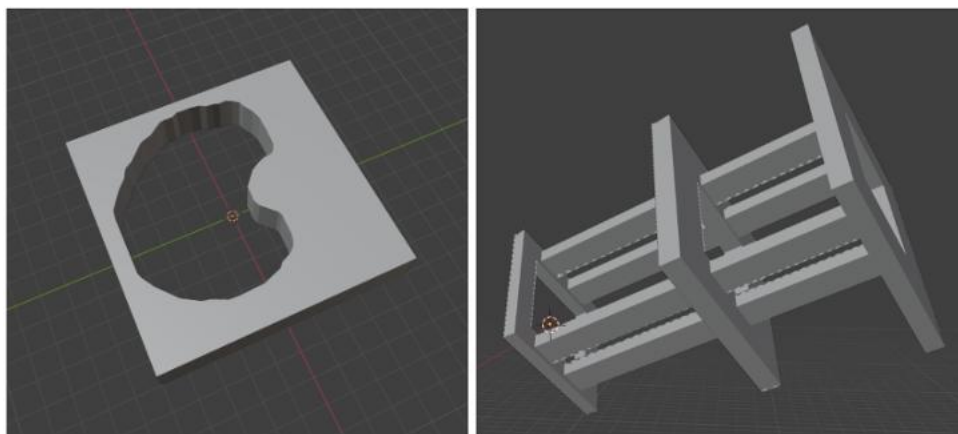


Fonte: O autor.

Para garantir uma integração eficiente com o TOPAS MC, cada uma dessas estruturas foi exportada como um arquivo STL. Este formato é amplamente utilizado para modelagem tridimensional, sendo especialmente adequado para importação direta no TOPAS MC. Após a importação, as estruturas foram configuradas com seus materiais específicos dentro do ambiente de simulação.

No arquivo de simulação do TOPAS MC, a definição precisa dos materiais que compõem as estruturas foi essencial. Essas definições permitiram reproduzir fielmente as características físicas dos aplicadores de elétrons e dos blocos de Cerrobend, garantindo que as simulações refletissem com precisão as condições reais de tratamento. Na Figura 24 é possível visualizar os modelos 3D criados no Blender.

Figura 24 – Modelos 3D criados no Blender



Fonte: O autor.

Além de facilitar a criação e exportação das geometrias, o Blender também oferece a possibilidade de ajustes finos nos modelos, permitindo modificações rápidas e eficientes que podem ser iteradas conforme necessário para alcançar os resultados desejados nas simulações. A precisão geométrica e a flexibilidade na modelagem são essenciais para garantir que os componentes físicos utilizados na radioterapia com elétrons sejam representados de maneira realista nas simulações. Essa capacidade de manipulação detalhada dos modelos tridimensionais é uma das razões pelas quais o Blender foi escolhido como a ferramenta principal para essa etapa do projeto.

3.2 TOPAS MC

3.2.1 Importação das geometrias

Inicialmente, apenas as geometrias são importadas para o código Monte Carlo. Após a exportação dos modelos tridimensionais, a definição precisa dos materiais e suas composições é realizada diretamente no ambiente do TOPAS MC. Para os blocos de cerrobend, que são componentes críticos na radioterapia com elétrons, a composição do material é fundamental. O cerrobend é uma liga metálica composta por bismuto (50%), chumbo (26,7%), estanho (13,3%) e cádmio (10%). Já o aplicador é construído em aço inoxidável. Esta composição pode ser especificada utilizando as bibliotecas de materiais do Geant4 disponíveis no TOPAS MC, garantindo que as propriedades físicas do material sejam corretamente representadas nas simulações.

Os arquivos STL das geometrias criadas no Blender foram importados para o TOPAS MC usando o código específico mostrado na Figura 25. Este trecho de código ilustra como os arquivos STL são carregados para o ambiente de simulação, permitindo que as geometrias sejam utilizadas em cálculos de dosimetria.

Figura 25 – Trecho de código demonstrando a importação do arquivo STL do bloco de Cerrobend para o ambiente TOPAS MC.

```
#####
#          BLOCO          #
#####

# Parâmetros comuns: tipo de geometria, posição e rotação
s:Ge/bloco/Type = "TsCAD"
s:Ge/bloco/Parent = "World"
s:Ge/bloco/Material = "cerrobend"

## O aplicador está centrado ao longo do eixo do feixe. ##
dc:Ge/aplicador/TransX = 0. cm
dc:Ge/aplicador/TransY = 0.0 cm
dc:Ge/aplicador/TransZ = -18 cm

dc:Ge/aplicador/RotX = 0.0 deg
dc:Ge/aplicador/RotY = 180. deg
dc:Ge/aplicador/RotZ = 0.0 deg
s:Ge/aplicador/DrawingStyle = "Wireframe"

# Parâmetros específicos do CAD:
s:Ge/aplicador/InputFile = "aplicador_10x10novo"
s:Ge/aplicador/FileFormat = "stl"
d:Ge/aplicador/Units = 0.1 cm
redimensionar o componente
```

Fonte: O autor.

O material das geometrias pode ser definido no mesmo código. Exemplo da definição do Cerrobend é mostrado na Figura 26. A composição detalhada do Cerrobend, incluindo os componentes, suas frações e densidade, é especificada para assegurar que as simulações sejam precisas e representem corretamente as condições reais de tratamento.

Figura 26 – Configuração da composição e propriedades do Cerrobend no código do TOPAS MC.

```
#####
#          CERROBEND      #
#####

sv:Ma/cerrobend/Components      = 4 "Bismuth" "Lead" "Tin" "Cádmium"
uv:Ma/cerrobend/Fractions       = 4 0.5 0.267 0.133 0.10
d:Ma/cerrobend/Density          = 9.4 g/cm3
```

Fonte: O autor.

3.2.2 Validação do código

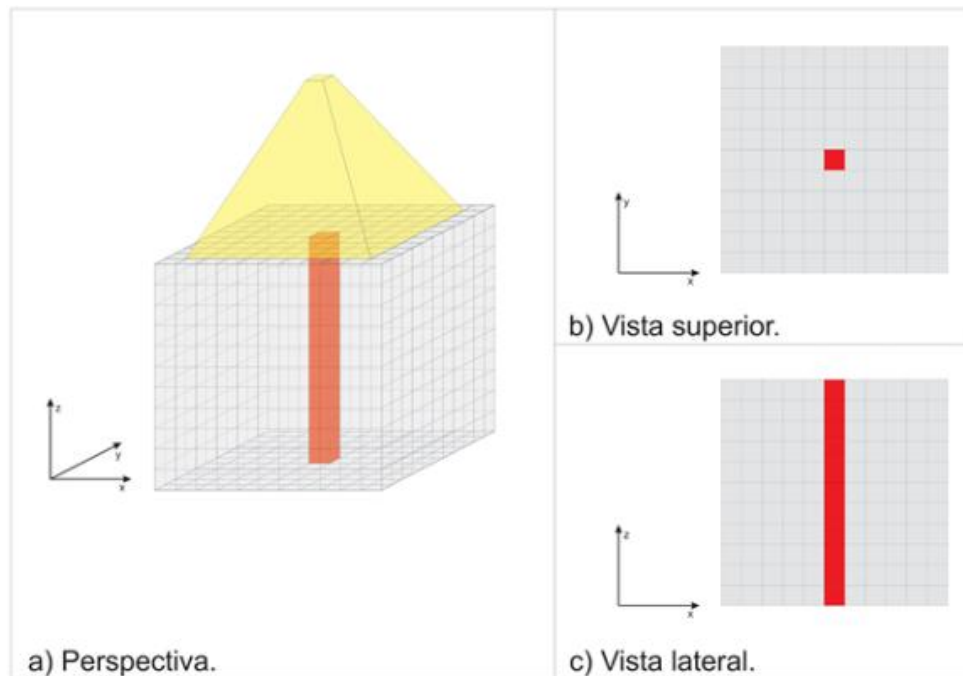
Para alcançar os resultados desejados foi realizada a validação do espectro utilizado na simulação. Este processo envolveu a comparação dos resultados obtidos nas simulações com o TOPAS MC com dados de referência para assegurar que os processos estudados fossem reproduzidos com precisão.

A validação foi conduzida para espectros de elétrons de 6 e 9 MeV, que são comumente utilizados na prática clínica. Essa abordagem garantiu que os espectros simulados correspondessem adequadamente aos parâmetros reais aplicados em tratamentos clínicos.

3.2.2.1 Curvas de porcentagem de dose em profundidade

Para validar o modelo, utilizou-se um simulador cúbico de água com dimensões de $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$. Um detector foi posicionado ao longo da profundidade da caixa de água, que possui 30 cm de extensão. Nos eixos x e y , a resolução foi definida como 1 centímetro, enquanto no eixo z (profundidade), a dose foi avaliada a cada 0,1 centímetro, resultando em um total de 300 bins de avaliação ao longo da profundidade, como é possível observar na Figura 27.

Figura 27 – Ilustração do componente de irradiação utilizado para as simulações, mostrando a configuração do detector e a caixa de água para a medição da dose.



Fonte: NETO (2024) [2].

O espaço de fase utilizado para irradiar a caixa foi obtido para o Varian Clinac 2100 C/D e pode ser encontrado no site da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) [16].

O posicionamento do espectro em relação aos componentes da geometria foi baseado nas diretrizes fornecidas no documento disponível na mesma página.

Para verificar a compatibilidade das curvas de dose, foi realizada uma análise da discrepância relativa em profundidade, especificamente nos pontos onde a dose atinge 50% (R_{50}) e 90% (R_{90}) do alcance prático (R_p). A discrepância relativa foi calculada usando a fórmula:

$$D(\%) = \frac{\text{Valor referência} - \text{Valor experimental}}{\text{Valor referência}} \cdot 100 \quad (3.1)$$

3.2.2.2 Curvas de perfil de dose

Para a construção dos perfis de dose para cada energia, o detector foi reposicionado ao longo do eixo y. Esta movimentação permitiu a obtenção de uma série de medidas ao longo do campo de irradiação, possibilitando a construção detalhada dos perfis de dose. Esses perfis representam a variação da dose em função da posição ao longo do eixo, refletindo com precisão a distribuição da dose no plano de irradiação.

3.2.3 Cálculo do fator bloco

Após a validação do espectro, foi possível realizar a dosimetria tanto com quanto sem o bloco de Cerrobend para diferentes energias. Essa abordagem permitiu a avaliação da dose em profundidades específicas, que variam conforme a energia e o tipo de acelerador utilizado. Para a energia de 6 MeV, a profundidade considerada foi de 1,34 cm, enquanto para a energia de 9 MeV, a profundidade foi de 2,06 cm. Essas profundidades foram determinadas com base no acelerador linear e no fator bloco utilizado como referência. Com as medições obtidas, foi calculado o fator de bloco, que é a razão entre a dose medida sem o bloco e a dose medida com o bloco.

$$Fatorbloco = \frac{\text{Dosimetria com o bloco}}{\text{Dosimetria sem o bloco}} \quad (3.2)$$

Os valores obtidos para o fator de bloco nas simulações foram comparados com os valores de referência utilizando a discrepância relativa. Essa análise permitiu verificar a precisão e a consistência dos resultados simulados em relação aos dados esperados.

3.3 QTIPILOT

Para a análise dos resultados e a criação dos gráficos apresentados neste trabalho, foi utilizado o QtiPlot, um software livre de plotagem gráfica. O QtiPlot oferece funcionalidades para a criação de gráficos bidimensionais e tridimensionais, incluindo gráficos de dispersão, e fornece ferramentas integradas para análise estatística e matemática, como ajuste de curvas.

Os dados coletados foram importados para o QtiPlot, onde diversos tipos de gráficos foram gerados para ilustrar os resultados obtidos. A escolha do tipo de gráfico foi guiada pela natureza dos dados e pelas necessidades específicas de cada análise. O QtiPlot também permitiu a aplicação de técnicas de análise estatística e ajuste de curvas diretamente nos gráficos, facilitando a interpretação precisa e eficaz dos resultados.

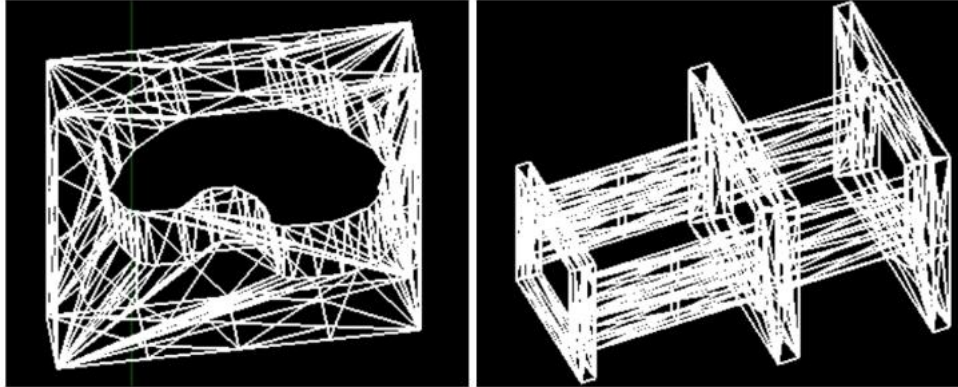
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Nesta seção, serão apresentados os resultados obtidos e as discussões referentes a cada um deles.

4.1 MODELAGEM 3D DE GEOMETRIAS COMPLEXAS

As estruturas do aplicador e do bloco, desenvolvidas no Blender[®], foram importadas com precisão para o TOPAS MC. Ao analisar a Figura 28, observa-se uma provável concordância entre as geometrias modeladas e importadas e aquelas utilizadas clinicamente. No entanto, para confirmar o sucesso na construção das geometrias, é necessário realizar simulações que utilizem essas estruturas, obtendo valores experimentais e comparando-os com os valores de referência. Essa confirmação é de grande relevância, pois destaca a utilidade do Blender como uma ferramenta eficaz para a criação de estruturas complexas e personalizadas. Sem o uso dessa ferramenta, a construção de tais estruturas assimétricas seria consideravelmente desafiadora.

Figura 28 – Geometrias importadas no TOPAS MC.



Fonte: O autor.

É fundamental destacar a importância de ajustar a escala de forma precisa ao importar a estrutura do arquivo STL para o TOPAS MC, garantindo que as dimensões correspondam exatamente às especificações clínicas. Esse ajuste é crucial, pois qualquer discrepância na escala pode resultar em erros significativos na simulação da distribuição de dose. Felizmente, o ajuste da escala pode ser realizado de maneira relativamente simples durante a configuração do código de simulação no TOPAS MC, permitindo que as dimensões do modelo 3D importado sejam calibradas de acordo com as necessidades específicas da simulação. Esse ajuste é realizado através da seguinte linha de código, onde o valor em centímetros deve ser ajustado de acordo com a modelagem feita no Blender:

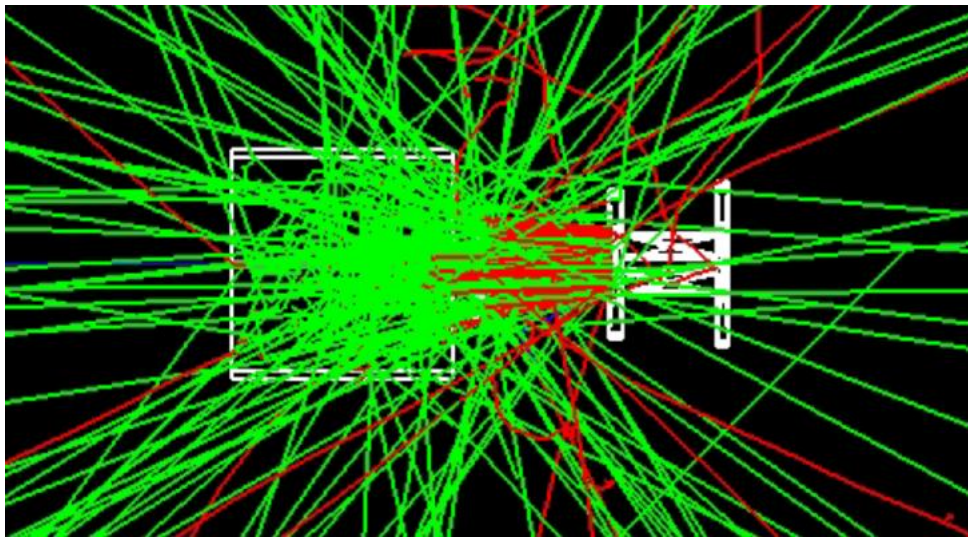
$$d:Ge/aplicador/Units = 0.1 \text{ cm}$$

O Blender® se mostrou uma ferramenta extremamente versátil nesse processo, proporcionando uma ampla gama de opções de modelagem 3D que facilitam a criação detalhada das geometrias complexas, como as dos aplicadores de radioterapia com elétrons.

4.2 GEOMETRIA DAS IRRADIAÇÕES

Com os resultados positivos da importação das geometrias, foi possível montar a estrutura completa da geometria utilizada nas irradiações. Esse processo permitiu a configuração precisa de todos os componentes necessários para a simulação. A geometria completa das irradiações, incluindo todos os detalhes relevantes, está ilustrada na Figura 29. A imagem mostra o espaço de fase utilizado em vermelho e as partículas provenientes das interações em verde. À esquerda, pode-se observar a caixa de água com dimensões de 30 x 30 cm², enquanto à direita, parte da geometria do aplicador de elétrons é visível.

Figura 29 – Geometrias de irradiação.



Fonte: O autor.

É importante destacar que o espaço de fase foi posicionado no meio do aplicador de elétrons, seguindo uma recomendação específica da documentação fornecida pela Varian [17]. Esta recomendação é crucial para garantir que os dados do espaço de fase sejam aplicados de maneira precisa e eficaz na simulação, refletindo fielmente as condições reais de operação do equipamento. O posicionamento correto do espaço de fase no meio do aplicador é fundamental para obter resultados de simulação que correspondam à prática clínica, assegurando a precisão da distribuição de dose.

4.3 VALIDAÇÃO DO ESPAÇO DE FASE

A validação do espaço de fase foi realizada em duas etapas essenciais. Primeiro, foi avaliado o perfil de dose obtido a partir da simulação, para verificar a conformidade com os padrões esperados de distribuição de dose. Em seguida, foram analisadas as curvas de percentual de dose em profundidade para as diferentes energias investigadas, permitindo uma comparação detalhada entre os resultados simulados e os valores de referência.

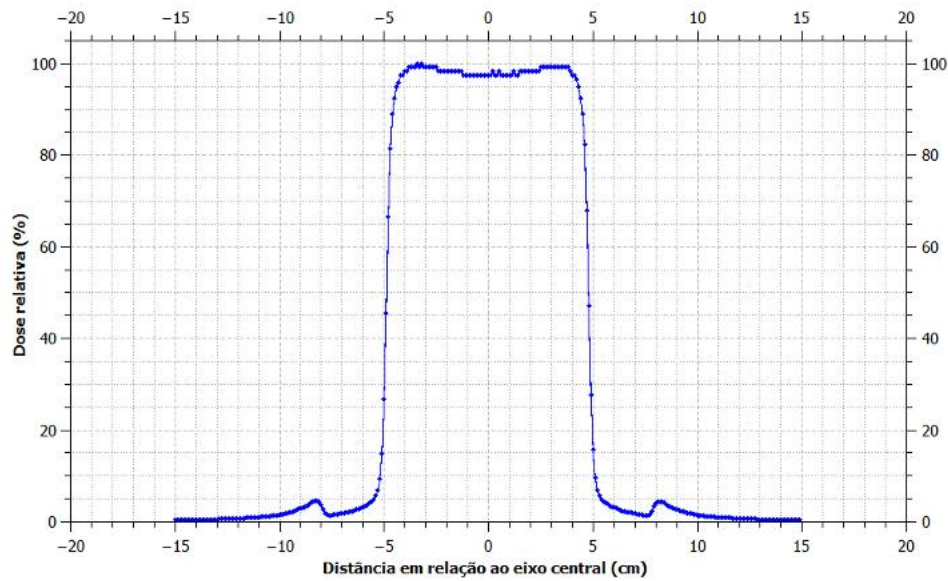
4.3.1 Elétrons de 6 MeV

O primeiro item investigado foi o perfil de dose obtido para elétrons de 6 MeV a partir da geometria simulada no TOPAS MC. O principal objetivo dessa avaliação era assegurar que o tamanho de campo requerido, de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, estivesse correto. Na Figura 30, é possível observar que o campo de irradiação parece consistente com o esperado. No entanto, para validar um perfil de dose com precisão, é necessário considerar três critérios principais, conforme descrito na literatura [9]:

- A simetria é verificada comparando pontos equidistantes do eixo central do feixe. De acordo com a norma da International Electrotechnical Commission (IEC), a diferença de dose entre esses pontos, na profundidade de dose máxima, não deve ultrapassar 3%. Esse critério assegura que o feixe de radiação seja distribuído de maneira uniforme ao longo do seu eixo central, o que é essencial para garantir um tratamento homogêneo.
- A planitude refere-se à uniformidade da dose dentro do campo irradiado. Para ser considerada aceitável, a distância entre o ponto onde a dose atinge 90% do valor máximo e a borda geométrica do feixe não deve exceder 10 mm ao longo dos eixos principais (horizontal e vertical). Em direções diagonais, essa distância pode ser de até 20 mm. Isso é crucial para manter a dose dentro de limites seguros em toda a área tratada, prevenindo tanto subdosagens quanto superdosagens.
- A dose máxima absorvida em qualquer ponto dentro da área definida pelo contorno de isodose de 90% não deve ser mais que 5% superior à dose absorvida no eixo central do feixe na mesma profundidade. Ou seja, a dose máxima em qualquer ponto do campo não deve exceder 1,05 vezes a dose no eixo do feixe. Isso evita a ocorrência de picos de dose que poderiam resultar em danos ao tecido.

A Figura 30 apresenta o perfil de dose obtido para elétrons de 6 MeV em um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. O perfil de dose simulado mostra uma boa concordância com as previsões teóricas, evidenciando uma distribuição de dose uniforme dentro do campo irradiado. A análise detalhada dos três principais critérios — simetria do feixe, planitude e dose máxima absorvida — indicou que todos os valores estão dentro dos limites rigorosos estabelecidos

Figura 30 – Perfil de dose obtido através da simulação usando TOPAS MC para elétrons de 6 MeV em um campo 10 x 10.



Fonte: O autor.

pela International Electrotechnical Commission (IEC), conforme discutido anteriormente, como mostrado na Tabela 2.

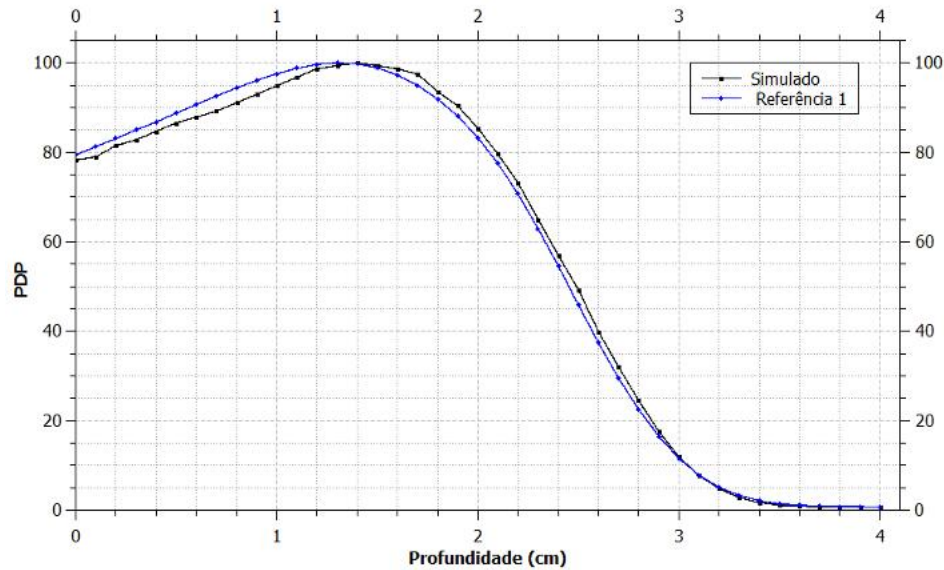
Tabela 2 – Parâmetros avaliados para 6 MeV.

Parâmetro	Valor	Limite Permitido
Simetria	Varição $\leq 2,5\%$	Até 3%
Dose máxima absorvida	Não ultrapassa 2,5%	Até 5%
Planitude (lado esquerdo)	4,5 mm	Até 10 mm
Planitude (lado direito)	5,1 mm	Até 10 mm

Após a validação do perfil de dose, o próximo passo é verificar o percentual de dose depositado em profundidade. Essa análise é fundamental para garantir que a distribuição de dose ao longo da profundidade esteja de acordo com o comportamento esperado. O resultado simulado foi comparado com duas referências distintas. A primeira referência (Referência 1) consiste em dados de dose em profundidade obtidos de um acelerador linear do mesmo modelo que o espaço de fase utilizado nas simulações, Clinac 2100C Varian. A segunda referência envolve a comparação com dados de percentual de dose em profundidade coletados de um acelerador linear no qual os fatores bloco foram previamente calculados, Varian iX. Na Figura 31, é possível visualizar a comparação entre a curva simulada e os dados da Referência 1, evidenciando a fidelidade da simulação em reproduzir as características de dose em profundidade do equipamento clínico.

Entretanto, para realizar uma avaliação precisa da qualidade do feixe utilizado, é essencial examinar os parâmetros de qualidade discutidos no Capítulo 2. Esses parâmetros

Figura 31 – Curva de percentual de dose em profundidade obtida através da simulação usando TOPAS MC para elétrons de 6 MeV em um campo 10 x 10.



Fonte: O autor.

incluem a profundidade onde 50% e 90% da dose é depositada, além do alcance prático do feixe. Os valores correspondentes a esses parâmetros foram obtidos e estão apresentados na Tabela 3.

Tabela 3 – Valores de r_{50} , r_{90} e r_p para os dados simulados e de referência, junto com as discrepâncias relativas.

	r_{50}	r_{90}	r_p
Simulado	2.49 ± 0.01	1.91 ± 0.01	3.10 ± 0.01
Referência 1	2.45 ± 0.01	1.85 ± 0.01	3.09 ± 0.01
Discrepância relativa (%)	1.63	3.24	0.32

Para a profundidade na qual a dose atinge 50% do valor máximo, o valor simulado é 2.49 cm, enquanto o valor da Referência 1 é 2.45 cm, resultando em uma discrepância relativa de 1.63%. Essa pequena diferença sugere que a simulação está bem alinhada com os dados de referência, indicando uma boa precisão na modelagem da distribuição de dose em profundidade.

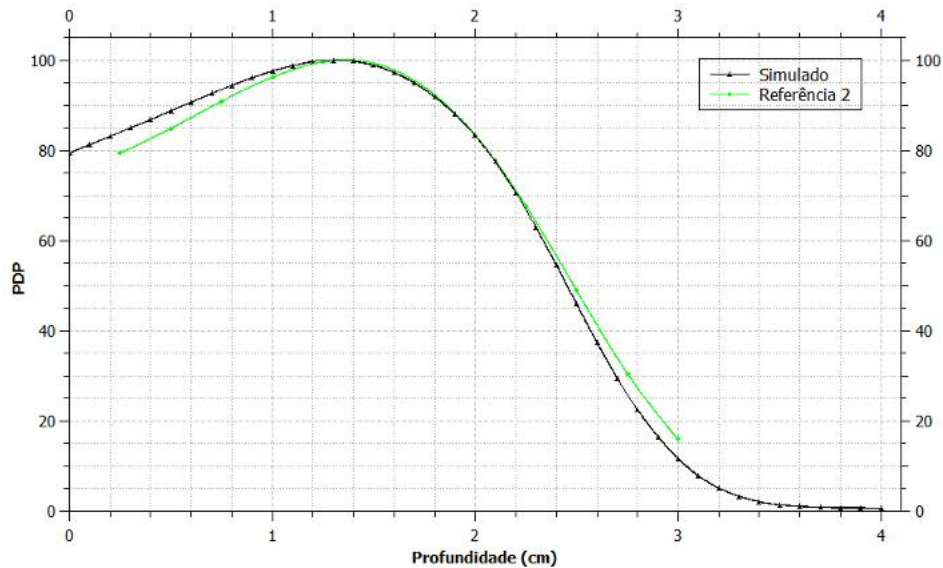
Para a profundidade onde a dose atinge 90% do valor máximo, o valor simulado é 1.91 cm, comparado a 1.85 cm, com uma discrepância relativa de 3.24%. Embora a discrepância seja um pouco maior, ela ainda está dentro de um intervalo aceitável, o que indica que a simulação ainda assim é precisa.

Para o alcance prático do feixe, o valor simulado é 3.10 cm, enquanto o da Referência 1 é 3.09 cm, com uma discrepância relativa de apenas 0.32%. Essa excelente concordância sugere uma alta precisão na simulação do alcance do feixe.

Esses resultados mostram uma boa concordância entre as curvas e um promissor prosseguimento para a continuação do trabalho.

Repetindo o processo de comparação do percentual de dose em profundidade para a Referência 2, os resultados são apresentados na Figura 32 e na Tabela 4. A Figura 32 ilustra a curva de percentual de dose em profundidade obtida para elétrons de 6 MeV em um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, mostrando uma boa concordância entre a simulação e a Referência 2. A Tabela 4 resume os valores de r_{50} , r_{90} e r_p para ambos os conjuntos de dados, reforçando que os resultados simulados estão consistentes com os dados de referência. O valor de R_p para a Referência 2 é aproximado, pois não foi disponibilizada toda a curva de percentual de dose.

Figura 32 – Curva de percentual de dose em profundidade obtida através da simulação usando TOPAS MC para elétrons de 6 MeV em um campo 10×10 .



Fonte: O autor.

Tabela 4 – Valores de r_{50} , r_{90} e r_p para os dados simulados e de referência, junto com as discrepâncias relativas.

	r_{50}	r_{90}	r_p
Simulado	2.49 ± 0.01	1.91 ± 0.01	3.10 ± 0.01
Referência 2	2.49 ± 0.01	1.86 ± 0.01	3.17 ± 0.01
Discrepância relativa (%)	0.00	2.69	2.21

Para a profundidade onde a dose atinge 50% do valor máximo, o valor simulado é 2.49 cm, enquanto na Referência 2 também é 2.49 cm. Com uma discrepância relativa de 0.00%, os dados simulados estão perfeitamente alinhados com a referência, demonstrando uma alta precisão na simulação para este parâmetro.

Para a profundidade onde a dose atinge 90% do valor máximo, o valor simulado é 1.91 cm, comparado a 1.86 cm na Referência 2, resultando em uma discrepância relativa de 2.69%. Essa pequena diferença indica que a simulação está muito próxima dos dados de referência, o que confirma a precisão na modelagem da distribuição da dose.

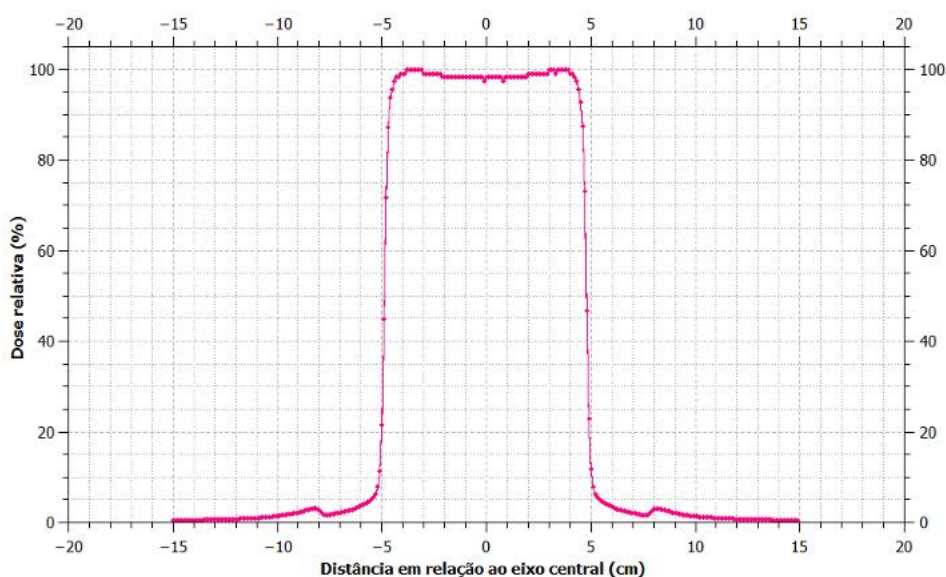
Para o alcance prático do feixe, o valor simulado é 3.10 cm, enquanto na Referência 2 é 3.17 cm, com uma discrepância relativa de 2.21%. Esta discrepância está dentro de um intervalo aceitável e sugere que a simulação é adequada para prever o alcance prático do feixe.

Esses resultados confirmam a robustez e a precisão da simulação do TOPAS MC, validando a abordagem utilizada e assegurando a confiabilidade dos dados simulados para aplicações clínicas e de pesquisa.

4.3.2 Elétrons de 9 MeV

O mesmo processo descrito na seção anterior foi empregado para validar o espaço de fase de elétrons de 9 MeV. O primeiro aspecto avaliado foi o perfil de dose obtido para este espaço de fase. A análise do perfil de dose envolveu verificar a distribuição da dose em um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, conforme simulado no TOPAS MC. O objetivo, novamente, é garantir que a distribuição da dose estivesse de acordo com as expectativas teóricas e com os padrões estabelecidos. Na Figura 33 é possível verificar o perfil de dose obtido.

Figura 33 – Perfil de dose obtido através da simulação usando TOPAS MC para elétrons de 9 MeV em um campo 10×10 .



Fonte: O autor.

Assim como observado para os elétrons de 6 MeV, o perfil de dose para os elétrons de 9 MeV está em conformidade com as expectativas teóricas e com as diretrizes estabelecidas

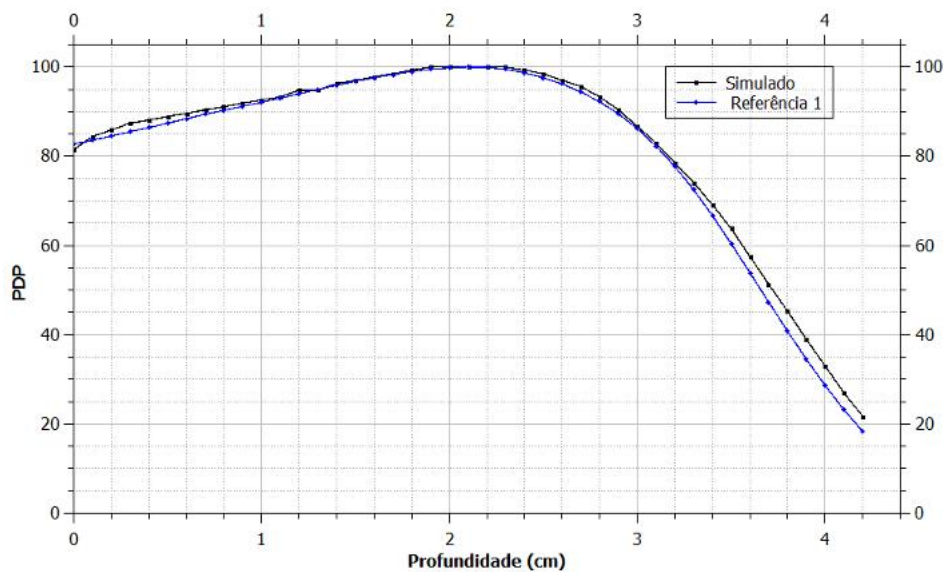
pela IEC. A validação dos parâmetros de simetria, planitude e dose máxima absorvida demonstrou que o feixe de elétrons de 9 MeV é igualmente bem distribuído e seguro para aplicações clínicas, como mostrado na Tabela 5.

Tabela 5 – Parâmetros avaliados para 9 MeV.

Parâmetro	Valor	Limite Permitido
Simetria	Variação $\leq 2,7\%$	Até 3%
Dose máxima absorvida	Não ultrapassa 1,8%	Até 5%
Planitude (lado esquerdo)	3 mm	Até 10 mm
Planitude (lado direito)	5 mm	Até 10 mm

Após validar o perfil de dose, foi realizado o processo de avaliação do percentual de dose em profundidade, utilizando as mesmas duas referências aplicadas aos elétrons de 6 MeV. A comparação desses dados para a energia de 9 MeV permite verificar a consistência e a precisão da simulação em relação às expectativas e aos padrões de referência estabelecidos.

Figura 34 – Curva de percentual de dose em profundidade obtida através da simulação usando TOPAS MC para elétrons de 9 MeV em um campo 10 x 10.



Fonte: O autor.

Avaliando os parâmetros referentes a qualidade do feixe encontramos os resultados representados na Tabela 6. O valor de R_p é aproximado, pois não foi disponibilizada toda a curva de percentual de dose.

Para a profundidade onde a dose atinge 50% do valor máximo, o valor simulado é 3.72 cm, enquanto a Referência 1 apresenta 3.66 cm, resultando em uma discrepância relativa de 1.64%. Essa pequena diferença sugere uma boa concordância entre a simulação e os dados de referência, indicando que a profundidade na qual 50% da dose máxima é atingida está bem representada.

Tabela 6 – Valores de r_{50} , r_{90} e r_p para os dados simulados e de referência, junto com as discrepâncias relativas.

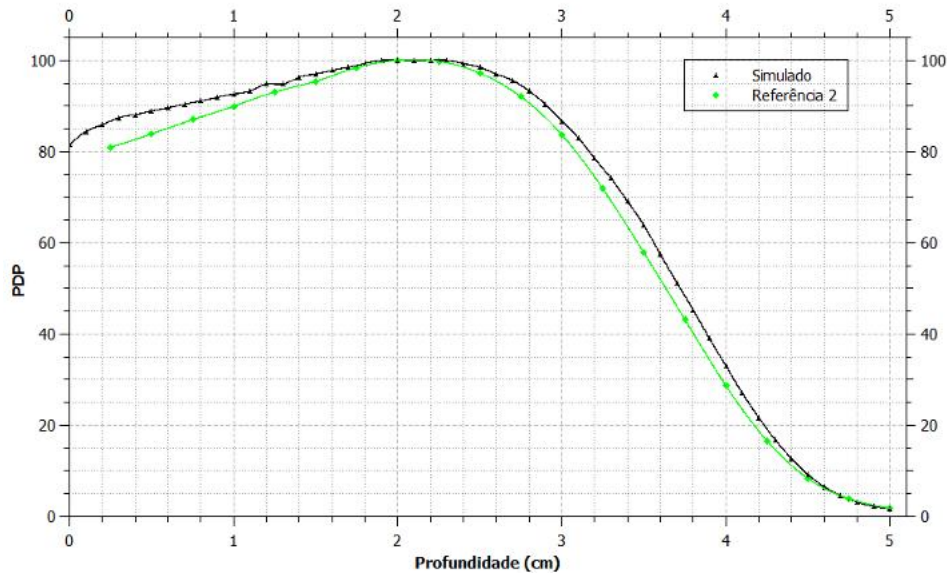
	r_{50}	r_{90}	r_p
Simulado	3.72 ± 0.01	2.91 ± 0.01	4.57 ± 0.01
Referência 1	3.66 ± 0.01	2.88 ± 0.01	4.47 ± 0.01
Discrepância relativa (%)	1.64	1.04	2.24

Para a profundidade onde a dose atinge 90% do valor máximo, o valor simulado é 2.91 cm, comparado com 2.88 cm na Referência 1, resultando em uma discrepância relativa de 1.04%. A discrepância confirma que a simulação é precisa na determinação da profundidade onde 90% da dose máxima é alcançada.

Para o alcance prático, o valor simulado é 4.57 cm, em contraste com 4.47 cm na Referência 1, com uma discrepância relativa de 2.24%. A diferença é pequena, indicando que o alcance prático do feixe simulado está em boa concordância com os valores de referência.

Fazendo a mesma comparação para a Referência 2 encontramos os resultados observados na Figura 35 e Tabela 7.

Figura 35 – Curva de percentual de dose em profundidade obtida através da simulação usando TOPAS MC para elétrons de 9 MeV em um campo 10 x 10.



Fonte: O autor.

Para a profundidade onde a dose atinge 50% do valor máximo, o valor simulado é 3.72 cm, enquanto a Referência 2 apresenta 3.63 cm. A discrepância relativa é de 2.48%, o que sugere uma ligeira diferença na profundidade de dose de 50% em comparação com a referência. Embora a discrepância seja um pouco maior do que a observada para a Referência 1, ainda está dentro de uma faixa aceitável.

Tabela 7 – Valores de r_{50} , r_{90} e r_p para os dados simulados e de referência, junto com as discrepâncias relativas.

	r_{50}	r_{90}	r_p
Simulado	3.72 ± 0.01	2.91 ± 0.01	4.57 ± 0.01
Referência 2	3.63 ± 0.01	2.82 ± 0.01	4.53 ± 0.01
Discrepância relativa (%)	2.48	3.19	0.88

Para a profundidade onde a dose atinge 90% do valor máximo, o valor simulado é 2.91 cm, em contraste com 2.82 cm na Referência 2, resultando em uma discrepância relativa de 3.19%. Essa discrepância é um pouco maior em comparação com a Referência 1, indicando uma leve variação na profundidade de dose de 90%.

Para alcance prático, o valor simulado é 4.57 cm, enquanto a Referência 2 mostra 4.53 cm, com uma discrepância relativa de 0.88%. A discrepância é mínima, indicando uma excelente correspondência entre a simulação e a referência para o alcance prático.

Esses resultados validam o uso do espaço de fase simulado para as energias de 6 e 9 MeV, demonstrando que o TOPAS MC é uma ferramenta eficaz para prever e avaliar a distribuição de dose em tratamentos com feixes de elétrons.

4.4 FATOR BLOCO SIMULADO

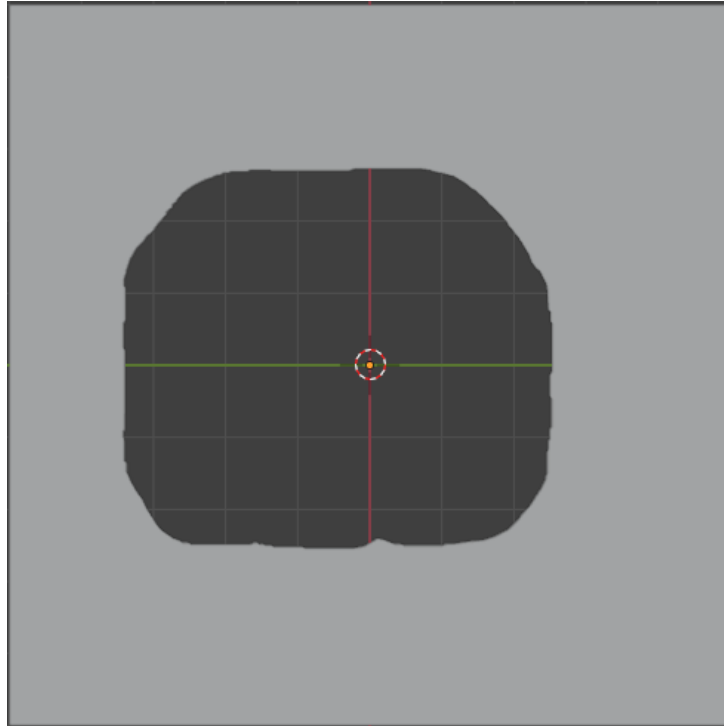
Após a validação da geometria e do espaço de fase utilizado nas simulações, foi possível determinar os fatores bloco para cada energia investigada. Esses fatores bloco são essenciais para ajustar as doses entregues em diferentes regiões do campo de tratamento. Para cada energia, dois blocos foram avaliados, cujos detalhes podem ser visualizados nas Figura 36 e 37.

Os fatores bloco obtidos a partir das simulações foram comparados com os valores medidos experimentalmente para verificar a precisão e a validade dos resultados simulados. Essa comparação é crucial para garantir que os fatores bloco calculados estejam alinhados com as medições reais, assegurando que a simulação reproduza de forma adequada as condições experimentais.

A Tabela 8 apresenta uma comparação entre os fatores bloco esperados, obtidos experimentalmente (referência), e os valores simulados para duas energias de 6 MeV e 9 MeV. Para a energia de 6 MeV, a profundidade avaliada foi de 1,34 cm, enquanto para 9 MeV foi de 2,06 cm. É importante destacar que a profundidade de avaliação utilizada na simulação foi a mesma empregada para o cálculo manual, assegurando uma comparação direta e precisa. A discrepância relativa, também incluída na tabela, quantifica a diferença entre os resultados simulados e os valores de referência, permitindo uma análise detalhada da precisão das simulações em relação aos dados experimentais.

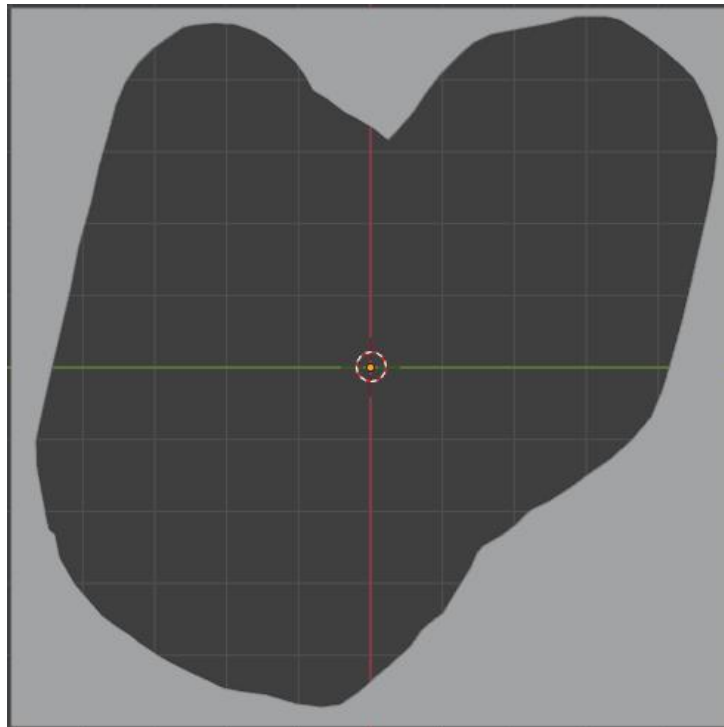
O fator bloco simulado para o bloco 1 foi de 0,987, comparado ao valor de referência de 0,980. A discrepância relativa é de apenas 0,714%, indicando uma excelente concordância

Figura 36 – Conformação de bloco de Cerrobend usado para tratamento de radioterapia com feixe de elétrons de 6 MeV (Bloco 1).



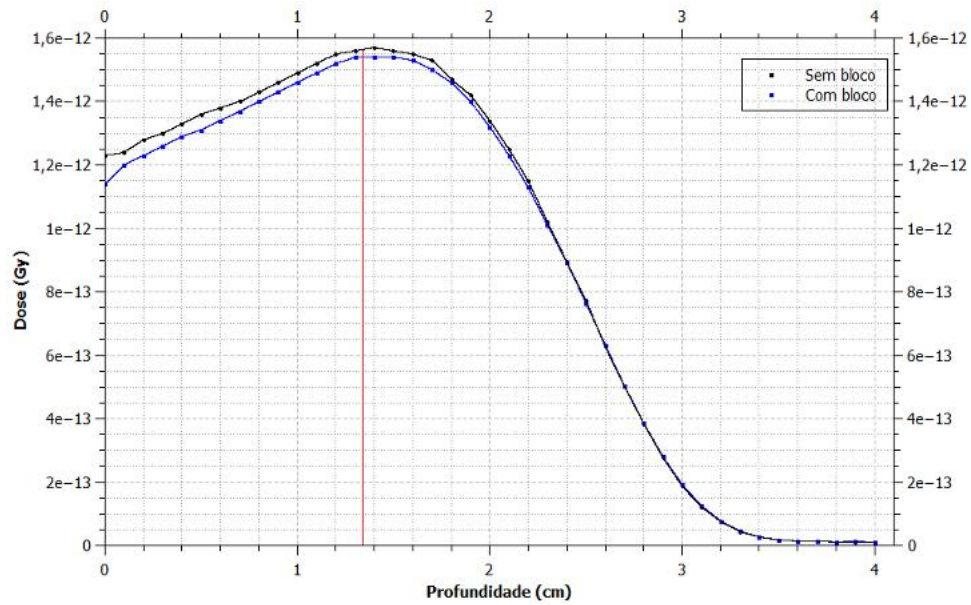
Fonte: O autor.

Figura 37 – Conformação de bloco de Cerrobend usado para tratamento de radioterapia com feixe de elétrons de 9 MeV (Bloco 2).



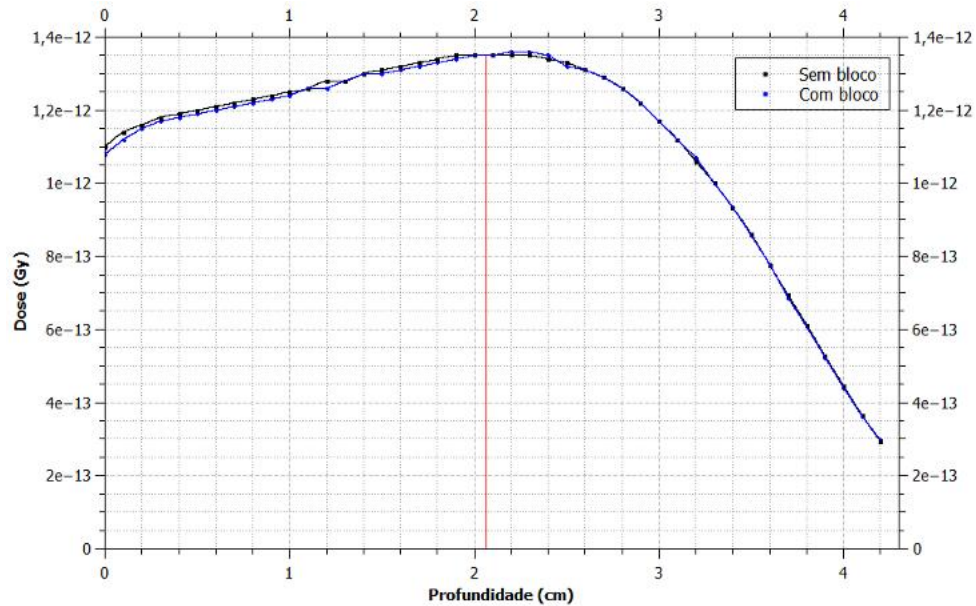
Fonte: O autor.

Figura 38 – Bloco de Cerrobend usado para tratamento de radioterapia com feixe de elétrons de 9 MeV (Bloco 2).



Fonte: O autor.

Figura 39 – Bloco de Cerrobend usado para tratamento de radioterapia com feixe de elétrons de 9 MeV (Bloco 2).



Fonte: O autor.

entre a simulação e os dados experimentais. Essa pequena diferença sugere que a simulação reproduz com precisão o comportamento esperado para essa energia.

O fator bloco simulado para o bloco 2 foi de 1,000, ligeiramente menor que o valor de referência de 1,015. A discrepância relativa é de 1,478%, o que ainda está dentro de uma faixa aceitável, mas mostra uma leve subestimação na simulação para essa energia.

Tabela 8 – Fator bloco esperado, fator bloco obtido, e discrepância relativa para diferentes energias.

	Energia (MeV)	Referência	Simulado	Discrepância relativa (%)
Bloco 1	6	0.980	0.987	0,714
Bloco 2	9	1.015	1.000	1.478

As discrepâncias relativas observadas são pequenas, demonstrando que as simulações realizadas estão bem alinhadas com os resultados experimentais. Essas pequenas diferenças podem ser atribuídas a variáveis intrínsecas ao processo de simulação ou a limitações experimentais. No geral, a boa concordância entre os valores simulados e os experimentais confirma a confiabilidade do modelo de simulação usado para calcular os fatores bloco nas condições estudadas.

5 CONCLUSÃO

Pode-se afirmar que os resultados obtidos ao longo da simulação, modelagem e validação do espaço de fase para feixes de elétrons de 6 MeV e 9 MeV demonstram a eficácia do uso combinado do software TOPAS MC com o Blender® na criação e análise de estruturas complexas utilizadas em radioterapia. A capacidade de modelar com precisão as geometrias de aplicadores e blocos, assim como a exatidão nas simulações de perfis de dose e curvas de percentual de dose em profundidade, valida a abordagem adotada e confirma a aplicabilidade clínica dos dados simulados.

Os ajustes de escala e a importação precisa das geometrias, juntamente com a comparação rigorosa dos parâmetros de qualidade do feixe com os dados de referência, mostram uma boa concordância entre os resultados simulados e os valores esperados. As pequenas discrepâncias observadas estão dentro dos limites aceitáveis e reforçam a confiabilidade do processo de simulação para prever a distribuição de dose, garantindo a segurança e a eficácia dos tratamentos radioterápicos.

Além disso, a versatilidade do Blender® como ferramenta de modelagem 3D se destacou ao permitir a criação de estruturas detalhadas e assimétricas, essenciais para o desenvolvimento de tratamentos personalizados. Essa abordagem pode ser expandida para outras aplicações na Física Médica, bem como em áreas que demandam modelagem de geometrias complexas.

Contudo, é importante discutir as limitações tanto do software TOPAS MC quanto do próprio método Monte Carlo em geral. Embora o TOPAS MC seja uma ferramenta robusta para simulações em radioterapia, ele pode apresentar dificuldades na otimização dos tempos de simulação, especialmente em cenários que envolvem geometrias muito complexas ou altas resoluções espaciais. O tempo computacional necessário para alcançar resultados de alta precisão pode ser elevado, exigindo recursos computacionais consideráveis e uma gestão cuidadosa dos parâmetros de simulação.

Em resumo, o trabalho realizado não só alcançou os objetivos propostos, mas também contribuiu para a validação de métodos e ferramentas que podem ser aplicadas em futuras pesquisas e práticas clínicas. A continuidade desse estudo pode envolver a aplicação das técnicas aqui desenvolvidas para outras energias de elétrons, bem como a exploração de novas possibilidades de modelagem e simulação em radioterapia, considerando as limitações e desafios discutidos.

6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

A partir dos resultados obtidos neste trabalho, diversos novos projetos podem ser explorados para aprofundar o conhecimento e aprimorar as práticas clínicas. Neste estudo, o foco foi na avaliação dos resultados para energias de 6 e 9 MeV. No entanto, a rotina clínica frequentemente engloba outras faixas de energia que também são relevantes para avaliação, como 4, 12 e 15 MeV.

Além disso, apenas um tamanho de campo ($10 \times 10 \text{ cm}^2$) foi avaliado neste trabalho. A avaliação de diferentes tamanhos de campo é crucial, pois o tamanho do campo pode influenciar significativamente a distribuição de dose e a cobertura do volume-alvo. Estudos futuros poderiam investigar uma gama de tamanhos de campo, como $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$ e $20 \times 20 \text{ cm}^2$.

Outra abordagem inovadora que pode ser implementada é a automatização do cálculo do fator de bloco utilizando ferramentas de aprendizado de máquina. O fator de bloco é uma correção aplicada para levar em conta a atenuação causada pelos blocos de proteção durante a radioterapia. A previsão precisa desse fator pode ser baseada em vários parâmetros, incluindo a conformação e espessura do bloco, a energia dos elétrons utilizados e o tamanho do campo avaliado.

A aplicação de algoritmos de aprendizado de máquina pode permitir a criação de modelos preditivos sofisticados que melhoram a precisão e eficiência dos cálculos de dosimetria. Esses modelos poderiam ser treinados com grandes conjuntos de dados para aprender as complexas interações entre os diferentes parâmetros, possibilitando a automatização do processo e reduzindo o tempo necessário para os cálculos manuais. Isso não apenas aumentaria a precisão dos tratamentos, mas também liberaria recursos valiosos na prática clínica para serem direcionados a outras áreas de necessidade.

Portanto, as linhas de pesquisa futuras podem incluir a ampliação das faixas de energia e tamanhos de campo avaliados, bem como a integração de tecnologias avançadas de aprendizado de máquina para otimizar os cálculos dosimétricos. Estas iniciativas têm o potencial de melhorar significativamente a precisão e a eficácia dos tratamentos de radioterapia, beneficiando pacientes e profissionais de saúde.

REFERÊNCIAS

- [1] KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P. *The Physics of Radiation Therapy*. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
- [2] NETO, R.
Simulações de experimentos didáticos em Física Médica — Instituto de Física, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2024.
- [3] ALMOND, P. R. et al. Aapm's tg-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Radiation Treatment Physics*, v. 26, n. 6, p. 1003–1018, 1999. First published: 07 September 1999. Disponível em: <<https://doi.org/10.1118/1.598691>>.
- [4] GAUER, T. et al. Design of a computer-controlled multileaf collimator for advanced electron radiotherapy. *Phys. Med. Biol.*, v. 51, n. 23, p. 5987–6003, 2006.
- [5] FIDELIS, A. L. E.
Desenvolvimento de simulador antropomórfico de olho com impressão 3D — Instituto de Física, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2024.
- [6] SOUZA, F. M. L. d.
Protonterapia: avaliação de dose absorvida de nêutrons nas técnicas de espalhamento duplo passivo convencional e FLASH — Instituto de Física, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2022.
- [7] ATTIX, F. H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 1986.
- [8] KNOLL, G. F. *Radiation Detection and Measurement*. 4th. ed. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2010.
- [9] PODGORSK, E. B. *Radiation Physics for Medical Physicists*. [S.l.]: Springer, 2005.
- [10] DotDecimal. *Apertures - Precision Milled Copper Electron Cutouts*. 2024. Accessed: 2024-08-26. Disponível em: <<https://dotdecimal.com/products-proton-electron-or-photon-therapies/electrons-electron-treatment/apertures-precision-milled-copper-electron-cutouts/>>.
- [11] Brasil. Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer. *O elétron na radioterapia: curso a distância*. Rio de Janeiro: Fundação Oswaldo Cruz. Escola Nacional de Saúde Pública Sérgio Arouca. Programa de Educação a Distância, 2005.

- [12] BATISTA, D. V. S. *Comparação de Três Técnicas de Irradiação de Corpo Total com Elétrons*. Dissertação (Dissertação de Mestrado) — Instituto de Radioproteção e Dosimetria – Comissão Nacional de Energia Nuclear, Rio de Janeiro, Brasil, 2010. Programa de Pós-Graduação em Radioproteção e Dosimetria na área de Física Médica. Orientador: Dr. Luiz Antônio Ribeiro da Rosa.
- [13] IBM. *Monte Carlo simulation*. 2024. Disponível em: <https://www.ibm.com/br-pt/topics/monte-carlo-simulation>. Acesso em: 20 jun. 2024.
- [14] EBAC. *Modelagem 3D: o que é e como funciona*. 2024. Disponível em: <https://ebaonline.com.br/blog/modelagem-3d-o-que-e-e-como-funciona#:~:text=Modelagem%203D%20%C3%A9%20considerado%20um,Maya%2C%20Blender%2C%20entre%20outros>. Acesso em: 20 jun. 2024.
- [15] Blender. *Blender*. 2024. Disponível em: <https://www.blender.org>. Acesso em: 20 jun. 2024.
- [16] IAEA - International Atomic Energy Agency. *Electron Interactions with Matter*. 2024. Disponível em: <https://www-nds.iaea.org/phsp/electron1/>. Acesso em: 9 jul. 2024.
- [17] International Atomic Energy Agency (IAEA). *Phase Space Data for Electron Beams*. 2024. Disponível em: <https://www-nds.iaea.org/phsp/electron1/>. Acesso em: agosto de 2024.