



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
Instituto de Biociências de Botucatu
Campus Botucatu – SP

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
INSTITUTO DE BIOCIÊNCIAS DE BOTUCATU, CAMPUS BOTUCATU

LOISE MARTINS MOREIRA

**ANÁLISE COMPARATIVA DE CURVAS DE BRAGG EM MATERIAIS
TECIDO-EQUIVALENTES UTILIZANDO SIMULAÇÕES MONTE
CARLO NO TOPAS**

BOTUCATU
2024



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
Instituto de Biociências de Botucatu
Campus Botucatu - SP

LOISE MARTINS MOREIRA

**ANÁLISE COMPARATIVA DE CURVAS DE BRAGG EM MATERIAIS
TECIDO-EQUIVALENTES UTILIZANDO SIMULAÇÕES MONTE
CARLO NO TOPAS**

Monografia apresentada à Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”, Instituto de Biociências,
Campus Botucatu, como requisito para obtenção do título
de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Joel Mesa Hormaza

BOTUCATU
2024

M838a	Moreira, Loise Martins Análise Comparativa de Curvas de Bragg em Materiais Tecido-Equivalentes Utilizando Simulações Monte Carlo no TOPAS / Loise Martins Moreira. -- Botucatu, 2024 25 p. Trabalho de conclusão de curso (Bacharelado - Física Médica) - Universidade Estadual Paulista (UNESP), Instituto de Biociências, Botucatu Orientador: Joel Mesa Hormaza 1. TOPAS. 2. Curva de Bragg. 3. Materiais Tecido-Equivalentes. 4. Protonterapia. I. Título.
-------	--

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Dados fornecidos pelo autor(a).

Loise Martins Moreira

**ANÁLISE COMPARATIVA DE CURVAS DE BRAGG EM MATERIAIS
TECIDO-EQUIVALENTES UTILIZANDO SIMULAÇÕES MONTE
CARLO NO TOPAS**

Trabalho de Conclusão de Curso,
apresentado a Universidade Estadual
Paulista, como parte das exigências para a
obtenção do título de Bacharel, do curso de
Graduação em Física Médica.

Botucatu, 27 de novembro de 2024.
(data da defesa)

BANCA EXAMINADORA

Prof. Joel Mesa Hormaza
Dep. Biofísica e Farmacologia

Prof. Roberto Morato Fernandez
Dep. Biofísica e Farmacologia

Prof. Allan Felipe Fattori Alves
Dep. Biofísica e Farmacologia

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho, todo e qualquer sucesso meu aos meus pais, meu pilar e fonte constante de força. Agradeço por todo o apoio, confiança e pelos inúmeros sacrifícios feitos ao longo do caminho. Sem o amor e os ensinamentos de vocês, eu não teria chegado até aqui.

Aos meus irmãos, que são minha maior alegria e exemplo de força. A inspiração e apoio de vocês me motivam a seguir em frente e buscar sempre o meu melhor.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador, Professor Dr. Joel Mesa Hormaza, pela orientação, pelos ensinamentos e pela dedicação constante. Seu suporte foi essencial para a realização deste trabalho.

Meus agradecimentos aos meus amigos e familiares, cujo amor e incentivo foram fundamentais ao longo desta jornada.

Ao Instituto de Biociências de Botucatu, por proporcionar um ambiente acadêmico enriquecedor que favorece meu aprendizado e crescimento pessoal, e ao programa UNESP Presente, pelo apoio financeiro.

Ao meu amor, Arthur, por estar sempre ao meu lado, me apoiando e me fazendo acreditar em mim mesma.

Resumo

O trabalho apresenta uma análise detalhada das curvas de Bragg para feixes de prótons em materiais tecido-equivalentes: água, PMMA, A-150 e B-100. A partir de simulações realizadas no software TOPAS, foram analisadas as características da deposição de dose em relação a profundidade para energias de prótons variando de 50 a 250 MeV. Os materiais analisados possuem propriedades que os tornam relevantes na dosimetria e no planejamento radioterápico, sendo amplamente utilizados para simular o comportamento de tecidos biológicos e ossos. Durante o estudo, os materiais foram representados em cilindros de 20 cm de raio e 40 cm de altura, posicionados em um cubo de ar, e irradiados com feixes perpendiculares ao seu eixo. O comportamento dos prótons foi avaliado em função da densidade e composição química de cada material, destacando as diferenças no alcance dos feixes e na posição do pico de Bragg. Os resultados mostram que materiais de maior densidade, como B-100, apresentam picos de Bragg em uma profundidade menor, enquanto materiais como água e A-150 exibem picos mais profundos. O estudo contribui para a compreensão dos efeitos da interação de prótons com diferentes meios e que os resultados obtidos pelo TOPAS são compatíveis com os dados teóricos.

Abstract

This study provides a detailed analysis of Bragg curves for proton beams interacting with tissue-equivalent materials: water, PMMA, A-150, and B-100. Using simulations conducted in the TOPAS software, the characteristics of dose deposition as a function of depth were analyzed for proton energies ranging from 50 to 250 MeV. These materials possess physical properties that make them highly relevant in dosimetry and radiotherapy planning, where they are widely employed to replicate the behavior of biological tissues and bones. During the simulations, the materials were modeled as cylinders with a radius of 20 cm and a height of 40 cm, placed within an air-filled cube, and irradiated with proton beams perpendicular to their axis. The interaction of protons was evaluated based on the density and chemical composition of each material, with particular attention to the differences in beam range and the location of the Bragg peak. The results demonstrated that denser materials, such as B-100, produced Bragg peaks at shallower depths, whereas water and A-150 exhibited deeper peaks. These findings contribute to a more thorough understanding of proton interactions with different media and confirm that the outcomes from TOPAS simulations are consistent with theoretical data. This validation underscores the utility of TOPAS as a tool for investigating radiotherapy applications and dosimetric accuracy.

SUMÁRIO

RESUMO.....	4
ABSTRACT.....	5
1. INTRODUÇÃO.....	7
1.1. TOPAS.....	7
1.2. O PICO DE BRAGG E SEU PAPEL NA PROTONTERAPIA	7
1.3. MATERIAIS TECIDO-EQUIVALENTES	9
2. OBJETIVO.....	10
3. METODOLOGIA	11
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES	14
4.1. ÁGUA	14
4.2. PMMA	16
4.3. A-150.....	17
4.4. B-100	19
5. CONCLUSÃO	20
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	22

1. Introdução

1.1. TOPAS

O TOPAS (*Tool for Particle Simulation*) se destaca como uma ferramenta de simulação de Monte Carlo amplamente utilizada na física médica devido a diversas características que combinam acessibilidade, flexibilidade e desempenho. Em termos de facilidade de uso, o software foi projetado para ser acessível a físicos médicos, radiobiologistas e clínicos, eliminando a necessidade de conhecimentos avançados de programação, o que é reforçado pela presença de uma interface gráfica que simplifica a configuração de simulações e a visualização de resultados [1]. Quanto à flexibilidade e recursos, o TOPAS permite a modelagem de terapias e dispositivos de imagem sem a necessidade de programação, além de oferecer um sistema inovador de Time Feature, que possibilita a simulação de dependências temporais complexas em terapias modernas [1]. Ele também suporta a importação de dados de pacientes em formatos como DICOM, o que amplia sua aplicabilidade [1]. No que diz respeito ao desempenho, o TOPAS é *multithread*, distribuindo automaticamente as tarefas entre múltiplas CPUs. Estudos demonstraram que seu desempenho em simulações *multithread* apresenta um fator de aceleração quase linear com o aumento do número de *threads* [2].

Em relação à validação e precisão, o software foi extensivamente validado com base em dados experimentais [2, 3, 4], e sua infraestrutura é fundamentada no Geant4 [2], que é amplamente estabelecido e validado para física de altas energias [2]. Ao compará-lo com outros códigos, como MCNP6 [5] e PENELOPE [6], o TOPAS/Geant4 apresenta melhor desempenho em simulações *multithread* [7], além de oferecer recursos específicos para radioterapia que não estão disponíveis em softwares de propósito geral como o FLUKA [8]. Apesar de algumas desvantagens, como maior uso de memória em relação a outros códigos [7], o TOPAS se consolida como uma ferramenta poderosa e acessível para simulações de Monte Carlo em física médica, com destaque especial para aplicações em radioterapia.

1.2. O Pico de Bragg e seu papel na Protonterapia

Como pode ser observado na Figura 1, a principal diferença entre feixes de fótons e feixes de prótons é o alcance finito dos prótons. Em tecidos, os feixes de fótons têm uma deposição de energia que decai de forma exponencial com o aumento da profundidade, após uma breve fase inicial. Para atingir uma dose mais alta no tumor em comparação com o órgão de risco, especialmente em lesões profundas, é necessário utilizar várias direções de feixe. Além disso, uma distribuição homogênea de dose só é possível ao aplicar o feixe de vários ângulos, e não por um único campo. Por outro lado, a energia que os prótons transferem aos tecidos é

inversamente proporcional à sua velocidade, já que eles perdem energia principalmente por meio de interações eletromagnéticas com os elétrons orbitais dos átomos. À medida que os prótons desaceleram, a quantidade de energia de interação entre o próton e os elétrons dos átomos no tecido aumenta, levando à máxima deposição de dose em uma certa profundidade. Para um único próton esse pico é mais acentuado criando um *stopping power* eficiente, mas para um feixe de prótons ele se amplia em alguns milímetros devido à distribuição estatística das trajetórias dos prótons, formando o chamado pico de Bragg, ponto em que a energia do próton é liberada intensamente antes de sua desaceleração total [9, 10].

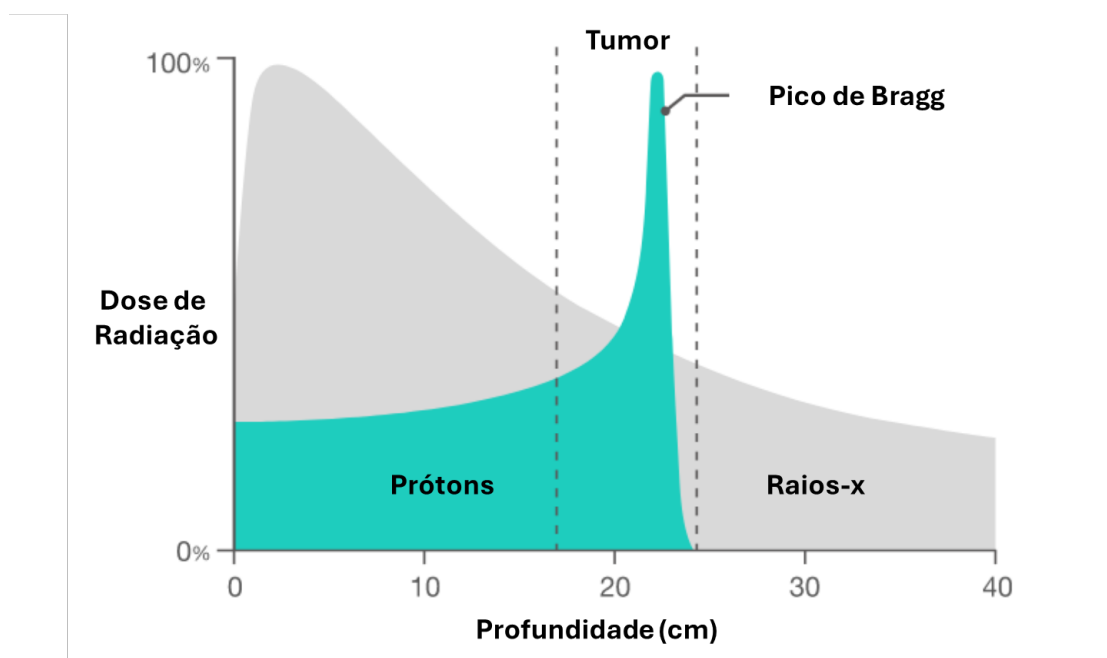


Figura 1- Comparação da dose em profundidade para fótons e prótons [11].

A curva de Bragg é característica de partículas carregadas pesadas e descreve como elas perdem energia ao atravessar um material. Um elemento distintivo dessa curva é o pico de Bragg, que ocorre devido à dependência da perda de energia com o inverso do quadrado da velocidade. Isso acontece porque a seção de choque das interações aumenta significativamente à medida que a partícula se aproxima do repouso. No entanto, próximo ao final da trajetória, a partícula pode capturar elétrons, reduzindo sua carga, o que faz a curva decair [9, 10]. A profundidade e a largura do pico de Bragg dependem da energia do feixe e da heterogeneidade do material ou tecido no caminho do feixe. A profundidade do pico pode ser ajustada ao variar

a energia do feixe, permitindo posicionar o pico dentro do alvo em cada direção de feixe, o que possibilita orientar o feixe em relação a estruturas críticas [9].

A curva também sofre pequenas variações por conta do fenômeno chamado *straggling* (flutuação). Embora partículas idênticas com a mesma energia inicial percorram praticamente a mesma distância em um dado material, pequenas diferenças surgem devido à natureza aleatória das interações microscópicas. Como a perda de energia é o resultado de muitas colisões individuais, a variação no alcance total reflete essa estatística probabilística [9]. Mesmo quando um feixe único de prótons pode entregar uma dose homogênea na área-alvo, múltiplos ângulos de feixe são frequentemente utilizados para otimizar ainda mais a distribuição de dose. Além disso, há uma pequena diferença na penumbra lateral entre feixes de fótons e de prótons, em profundidades maiores (acima de 16 cm), a penumbra do feixe de prótons é levemente mais ampla, o que pode representar uma pequena desvantagem dosimétrica em comparação com os fótons [12].

A terapia com feixes de prótons ou protonterapia oferece maior precisão ao direcionar a radiação apenas ao tumor, preservando os tecidos saudáveis próximos. A precisão desse método se deve à capacidade dos prótons de liberar a maior parte da sua energia diretamente no tumor, ao invés de dispersá-la no trajeto até a lesão, como ocorre com os fótons [9].

O conceito de *stopping power* mede a capacidade de um material de desacelerar partículas energéticas que passam por ele. Ele representa a energia cinética perdida por unidade de espessura do material percorrida. O *stopping power* é utilizado para prever a interação de radiação de partículas com a matéria, o alcance das partículas, a energia depositada e o dano causado. Esse fenômeno também fornece uma visão sobre como a matéria se comporta longe do equilíbrio, evidenciando a dinâmica das interações entre íons e elétrons [10, 12].

O *stopping power*, portanto, aumenta à medida que a partícula perde velocidade e atinge sua máxima eficiência próximo ao fim da trajetória, resultando no pico de Bragg. Desse modo a curva de Bragg é uma consequência direta da forma como o *stopping power* muda ao decorrer do percurso de uma partícula carregada pelo material. Essa relação é importante em terapia com partículas, já que o pico de Bragg permite concentrar a dose na região alvo, enquanto minimiza a radiação ao redor [10].

1.3. Materiais Tecido-Equivalentes

Em aplicações de dosimetria e física médica, o uso de materiais tecido-equivalentes é importante para simular a interação da radiação com tecidos biológicos. Esses materiais são projetados para replicar com precisão as propriedades físicas e a forma como a radiação é

absorvida nos tecidos humanos. Entre os materiais amplamente utilizados estão a água, o polimetilmetacrilato (PMMA), o A-150 *Tissue Equivalent Plastic* e o B-100 *Bone Equivalent Plastic* [13, 14].

A água é frequentemente usada devido à sua semelhança com os tecidos humanos em termos de densidade ($1,0 \text{ g/cm}^3$). O PMMA tem uma densidade um pouco maior que a da água (cerca de $1,19 \text{ g/cm}^3$). É frequentemente usado para a calibração de dosímetros e para a criação de fantasmas [13, 15].

O A-150 imita as propriedades de absorção de radiação dos tecidos moles humanos, especialmente em feixes de partículas carregadas como prótons e íons pesados. Sua composição é cuidadosamente ajustada para reproduzir a dispersão e absorção de radiação de forma similar aos tecidos biológicos (sua densidade é de $1,127 \text{ g/cm}^3$) [14].

Tabela 1 – Materiais equivalentes de tecido mole [16].

	Tecido mole ideal	Água	PMMA	A-150
Densidade (g/cm^3)	1,06	1	1,18	1,127
Razão Z/A	0,55	0,555	0,539	0,549

Para simular a interação da radiação com o tecido ósseo, é utilizado o B-100 *Bone Equivalent Plastic*. Este material possui uma densidade maior (cerca de $1,45 \text{ g/cm}^3$) e é projetado para replicar a composição mineral dos ossos humanos [13].

Tabela 2 – Material equivalente de tecido ósseos [16].

	Osso cortical ideal	B-100
Densidade (g/cm^3)	1,92	1,45
Razão Z/A	0,515	0,527

2. Objetivo

O objetivo do trabalho foi simular curvas de Bragg para feixes de prótons em quatro materiais (água, PMMA, A-150 e B-100) utilizando o programa TOPAS. Serão utilizados os valores de densidade em g/cm^3 e o potencial de ionização em eV fornecidos pelo Geant4. Através das simulações realizadas no TOPAS, pretende-se analisar e comparar com os valores apresentados no *National Institute of Standards and Technology* (NIST).

3. Metodologia

Neste trabalho foi utilizado o TOPAS para simular e comparar curvas de Bragg para quatro materiais: água, PMMA, A-150 e B-100. Quatro alvos cilíndricos (com 20 cm de raio e 40 cm de altura), sendo um cilindro para cada material, foram irradiados com feixes de prótons com energias de 50, 75, 100, 125, 150, 175, 200, 225 e 250 MeV, garantindo que o pico da curva de Bragg ocorra no interior dos cilindros.

Como já foi comentado, a água é o material de referência padrão em dosimetria de radiação devido à sua similaridade com os tecidos moles humanos em termos de densidade e composição eletrônica. Amplamente utilizada para calibração de equipamentos e como base de comparação para outros materiais, sua escolha se dá por sua representatividade e versatilidade. Já o PMMA (Polimetilmetacrilato) apresenta densidade próxima à da água ($1,19 \text{ g/cm}^3$), mas com propriedades mecânicas que possibilitam a fabricação de fantomas sólidos. Este material é frequentemente empregado na calibração de dosímetros e na construção de fantomas para controle de qualidade em radioterapia [13, 16].

O A-150 *Tissue Equivalent Plastic* foi desenvolvido especificamente para simular tecidos moles em dosimetria de nêutrons e partículas carregadas. Sua composição química é ajustada de modo a reproduzir as propriedades de absorção e espalhamento de radiação dos tecidos biológicos, especialmente em feixes de prótons [14]. Já o B-100 *Bone Equivalent Plastic* é projetado para simular tecido ósseo, apresentando densidade e composição elementar que replicam as propriedades de absorção de radiação do osso humano. Este material é essencial em estudos que envolvem regiões anatômicas com presença óssea significativa [14].

Quanto às energias de prótons, a faixa de 50 a 250 MeV foi escolhida por sua relevância clínica e amplitude de aplicação. Esta faixa abrange as energias frequentemente utilizadas em protonterapia, sendo que prótons de 50 MeV são adequados para tumores superficiais, enquanto energias de até 250 MeV permitem tratar tumores profundos. Além disso, ela possibilita a observação de uma ampla variação na profundidade do pico de Bragg, cobrindo desde poucos centímetros até mais de 30 cm, o que é relevante para a maioria das situações clínicas. Essa faixa também permite uma comparação eficaz entre diferentes materiais quanto ao alcance e à forma da curva de Bragg em várias profundidades. Ademais, ela possibilita o estudo do efeito da energia inicial dos prótons em características como a largura do pico de Bragg e a dose na entrada [17].

Para garantir uma análise precisa da deposição de energia, o cilindro foi dividido em 300 partes ao longo do eixo z, que chamamos de bin, cada parte com 1,33 mm, como mostrado

na Figura 2. O cilindro foi posicionado dentro de um cubo de ar com 0,5 m de aresta, que serve como meio externo para a propagação do feixe como mostrado na Figura 3.

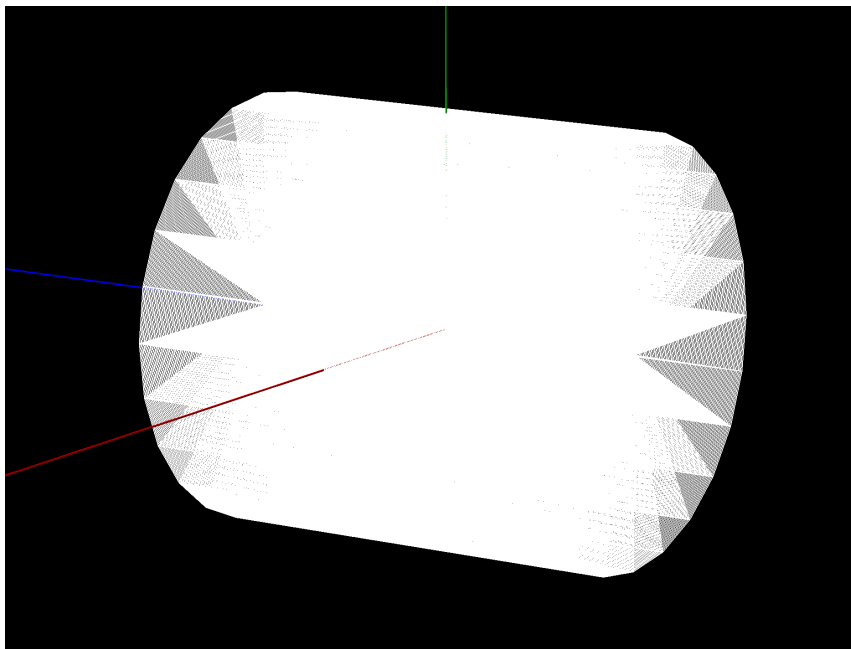


Figura 2 – Representação esquemática do cilindro de água dividido em 300 partes (bins) ao longo do eixo z, com cada bin medindo 1,33 mm. Esta divisão permite uma análise detalhada da deposição de energia do feixe de prótons ao longo da profundidade do material.

```
s:Ge/Cilin/Material = "G4_A-150_TISSUE"
s:Ge/Cilin/Parent = "World"
s:Ge/Cilin/Type = "TsCylinder"
dc:Ge/Cilin/RMax= 20 cm
d:Ge/Cilin/RMin= 0. cm
dc:Ge/Cilin/HL= 20. cm
d:Ge/Cilin/TransX= 0 cm
d:Ge/Cilin/TransY= 0 cm
d:Ge/Cilin/TransZ= 0 cm
i:Ge/Cilin/XBins = 0
i:Ge/Cilin/YBins = 0
i:Ge/Cilin/ZBins = 300
```

Figura 3 – Visualização do código TOPAS para definição da geometria do cilindro de A-150. O cilindro é posicionado dentro de um cubo de ar, permitindo a simulação realista da propagação do feixe de prótons.

A fonte de prótons foi colocada no começo da caixa de ar com o feixe direcionado no centro do cilindro como mostrado na Figura 4, simulando um campo uniforme de partículas. Essa configuração permitiu observar como a energia é depositada ao longo do caminho da partícula e comparar o comportamento da curva de Bragg entre as diferentes energias para os

dois materiais. O número de histórias simuladas foi definido em 10 milhões para garantir uma boa estatística nos resultados.

```
s:Ge/BeamPosition/Parent = "World"
s:Ge/BeamPosition/Type = "Group"
d:Ge/BeamPosition/TransX = 0. m
d:Ge/BeamPosition/TransY = 0. m
d:Ge/BeamPosition/TransZ = Ge/World/HLZ m
d:Ge/BeamPosition/RotX = 180. deg
d:Ge/BeamPosition/RotY = 0. deg
d:Ge/BeamPosition/RotZ = 0. deg
```

Figura 4 – Código TOPAS para o posicionamento da fonte de prótons. A fonte é configurada para emitir um feixe uniforme direcionado ao centro do cilindro, simulando condições típicas de tratamento em protonterapia.

Os dados de interação para água, PMMA, A-150 e B-100 utilizados foram obtidos do banco de dados disponibilizado pelo Geant4, já incluídos no TOPAS. A integração direta com o TOPAS facilita a realização de simulações precisas e a reprodução de interações entre partículas e materiais, utilizando os parâmetros recomendados para água, PMMA, A-150 e B-100.

A coleta de dados foi configurada para registrar a dose absorvida no cilindro (em Gy) em função da profundidade. Após a obtenção dos dados de dose por meio das simulações no TOPAS, utilizou-se a linguagem de programação R para gerar gráficos e analisar as curvas de Bragg. O R foi escolhido pela sua capacidade de manipulação de dados e criação de gráficos de alta qualidade, essenciais para a visualização e interpretação das distribuições de dose ao longo das profundidades analisadas. Os gráficos obtidos permitiram a análise dos padrões de deposição de energia característicos de feixes de prótons, especialmente na região do pico de Bragg.

4. Resultados e discussões

4.1. Água

Na Figura 5, são apresentados os picos de Bragg para simulação com água em diferentes energias.

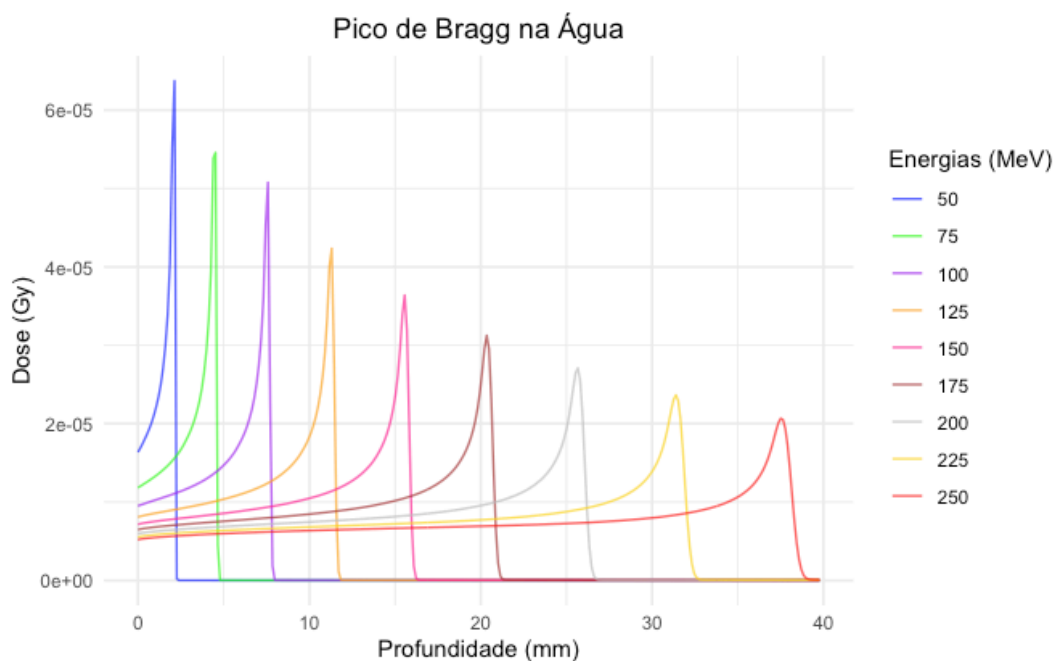


Figura 5 – Curvas de Bragg simuladas para feixes de prótons em água com energias variando de 50 a 250 MeV. O gráfico mostra a dose relativa em função da profundidade, ilustrando como o pico de Bragg se desloca para maiores profundidades com o aumento da energia do feixe.

Podemos observar que conforme a energia do feixe aumenta, a profundidade do pico de Bragg também aumenta, como também é possível ver na Tabela 3. Isso ocorre porque prótons com maior energia penetram mais profundamente antes de depositar sua dose máxima. Com o aumento da energia, o valor máximo da dose no pico diminui. Isso é devido à dispersão de prótons com energias mais altas, que espalham sua energia em um volume maior antes de parar.

Tabela 3 – Faixas de energias com suas respectivas profundidades do pico e sua dose máxima em água.

Energias (MeV)	Dose máxima (Gy)	Profundidade do pico (mm)	Profundidade do pico NIST (mm)	Erro
50	$6,37 \cdot 10^{-5}$	2,13	2,22	4%
75	$5,46 \cdot 10^{-5}$	4,52	4,61	1,95%
100	$5,08 \cdot 10^{-5}$	7,58	7,7	1,5%
125	$4,23 \cdot 10^{-5}$	11,30	11,44	1,2%
150	$3,64 \cdot 10^{-5}$	15,56	15,76	1,3%
175	$3,12 \cdot 10^{-5}$	20,35	20,60	1,2%
200	$2,71 \cdot 10^{-5}$	25,67	25,93	1%
225	$2,36 \cdot 10^{-5}$	31,39	31,71	1%
250	$2,06 \cdot 10^{-5}$	37,51	37,9	1%

Esse comportamento é esperado porque partículas com maior energia possuem maior poder de penetração antes de depositar a maior parte de sua energia. Após o pico de Bragg, a dose diminui drasticamente, indicando que os prótons perdem rapidamente sua energia após depositar a dose máxima.

Foi calculado o erro de cada profundidade utilizando a equação 1.

$$Erro\ Relativo = \frac{|Profundidade_{calculada} - Profundidade_{NIST}|}{Profundidade_{NIST}} \times 100 \quad (1)$$

Os resultados mostram que as diferenças entre as profundidades medidas e as do NIST foram pequenas, com o erro, sendo maior nas profundidades menores. Além disso foi possível observar que não houve diferenças significantes nos dados comparados, indicando uma boa proporção entre os dados experimentais e os fornecidos pelo NIST

4.2. PMMA

Na Figura 6, são apresentados os picos de Bragg para simulação com PMMA em diferentes energias.

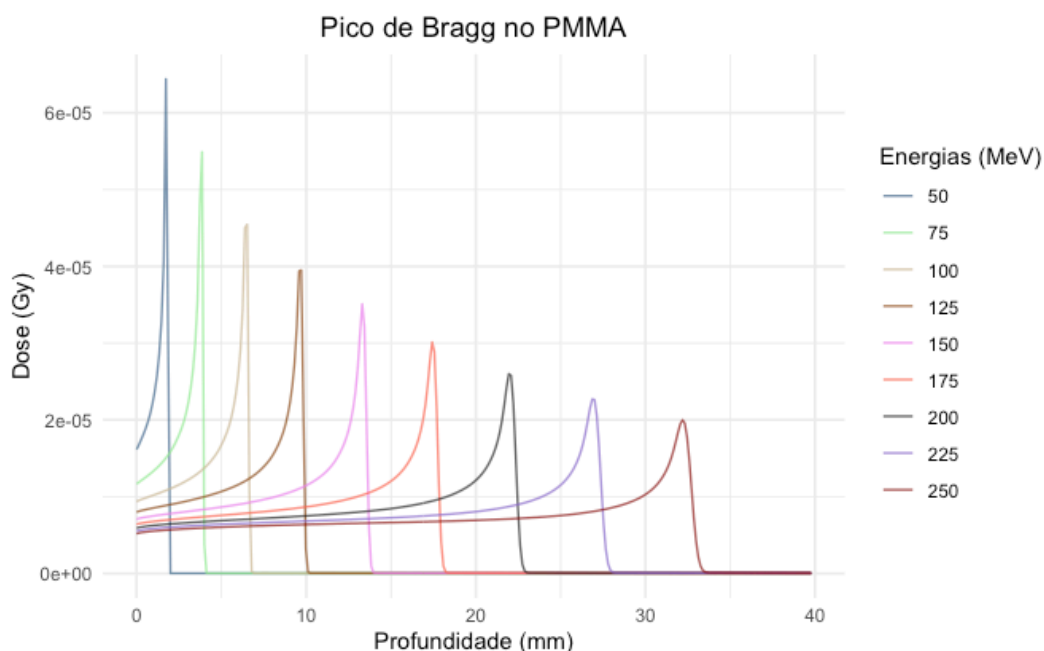


Figura 6 – Curvas de Bragg simuladas para feixes de prótons em PMMA (Polimetilmetacrilato) com energias de 50 a 250 MeV. O gráfico demonstra a relação entre a dose relativa e a profundidade, evidenciando o deslocamento do pico de Bragg.

Assim como no caso da água, observamos que a profundidade do pico de Bragg aumenta à medida que a energia do feixe aumenta, como é possível ver na Tabela 4. Isso confirma que prótons de maior energia têm maior alcance antes de liberar a maior parte da sua dose.

Tabela 4 – Faixas de energias com suas respectivas profundidades do pico e sua dose máxima em PMMA.

Energias (MeV)	Dose máxima (Gy)	Profundidade do pico (mm)	Profundidade do pico NIST (mm)	Erro
50	$6,44 \cdot 10^{-5}$	1,72	1,91	9,95%
75	$5,49 \cdot 10^{-5}$	3,86	3,97	2,8%
100	$4,54 \cdot 10^{-5}$	6,52	6,64	1,8%
125	$3,95 \cdot 10^{-5}$	9,71	9,89	1,8%
150	$3,51 \cdot 10^{-5}$	13,30	13,60	2,2%
175	$3,01 \cdot 10^{-5}$	17,42	17,78	2%
200	$2,60 \cdot 10^{-5}$	21,94	22,38	2%
225	$2,27 \cdot 10^{-5}$	26,87	27,37	1,8%
250	$1,20 \cdot 10^{-5}$	32,19	32,72	1,6%

Em comparação com os picos de Bragg observados na água, os picos no PMMA ocorrem em uma profundidade um pouco menor para a mesma energia do feixe. Isso se deve à maior densidade e número atômico do PMMA, que fazem com que os prótons percam energia mais rapidamente em comparação com a água. A dose máxima também é um pouco menor no PMMA em relação à água para a mesma energia, o que reflete a maior atenuação no material mais denso. O comportamento observado nos resultados é condizente com as propriedades físicas dos materiais.

O erro variou entre 1,6% e 9,95%, sendo mais alto nas profundidades menores, como 1,72 mm, onde atingiu quase 10%. A partir de profundidades intermediárias, como 3,86 mm, os erros relativos estabilizaram entre 1,6% e 2,8%, demonstrando maior estabilidade. Em comparação com os resultados da água, o PMMA apresentou erros relativos um pouco maiores, o que é esperado devido à maior densidade e número atômico efetivo do material.

4.3. A-150

Na Figura 7, estão apresentados os picos de Bragg obtidos na simulação com A-150 para diferentes valores de energia.

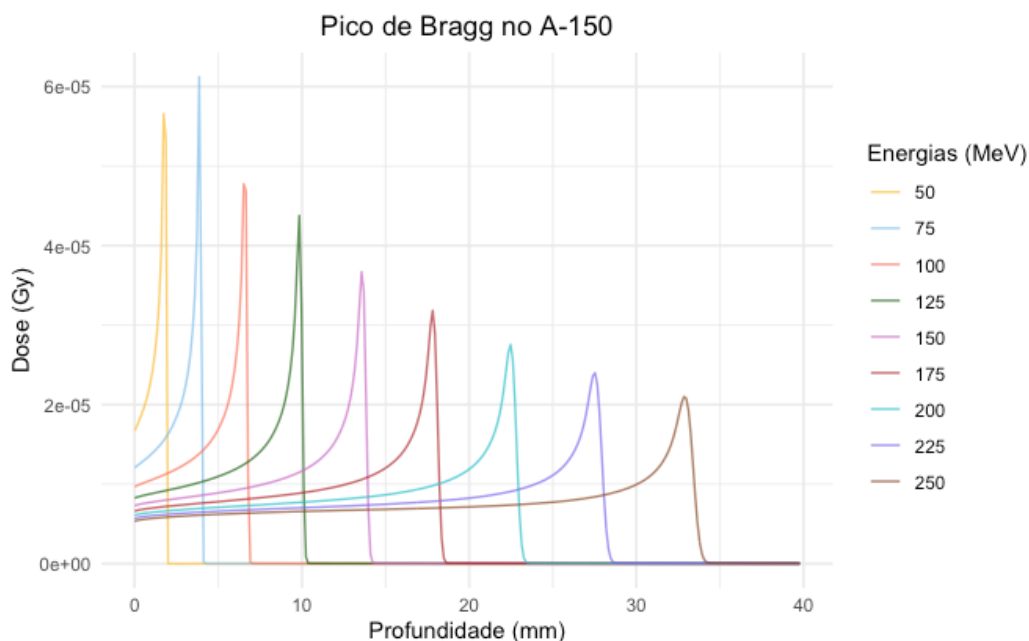


Figura 7 – Curvas de Bragg simuladas para feixes de prótons em A-150 (Tecido Equivalente Plástico) com energias de 50 a 250 MeV. O gráfico demonstra a relação entre a dose relativa e a profundidade, evidenciando o deslocamento do pico de Bragg.

Assim como na água e no PMMA os picos de Bragg se tornam mais profundos à medida que a energia dos prótons aumenta, como podemos verificar na Tabela 5.

Tabela 5 – Faixas de energias com suas respectivas profundidades do pico e sua dose máxima em A-150.

Energias (MeV)	Dose máxima (Gy)	Profundidade do pico (mm)	Profundidade do pico NIST (mm)	Erro
50	$5,65 \cdot 10^{-5}$	1,73	1,95	11,3%
75	$6,12 \cdot 10^{-5}$	3,86	4,05	4,7%
100	$4,77 \cdot 10^{-5}$	6,51	6,78	4%
125	$4,38 \cdot 10^{-5}$	9,84	10,07	2,3%
150	$3,67 \cdot 10^{-5}$	13,57	13,87	2,2%
175	$3,18 \cdot 10^{-5}$	17,82	18,15	1,8%
200	$2,75 \cdot 10^{-5}$	22,48	22,84	1,6%
225	$2,40 \cdot 10^{-5}$	27,53	27,95	1,5%
250	$2,10 \cdot 10^{-5}$	32,85	33,41	1,7%

O material A-150 apresenta características diferentes em relação aos materiais analisados anteriormente. O erro mostrou maior variação em profundidades menores, atingindo até 11,3% na menor profundidade analisada (1,73 mm). À medida que a profundidade aumentou, o erro diminuiu e manteve em níveis baixos, variando entre 1,5% e 4%, o que demonstra maior consistência e precisão para essas regiões.

Ao comparar os resultados do A-150 com os de outros materiais analisados (água e PMMA) o erro nas profundidades menores foi mais elevado no A-150. Em profundidades intermediárias e altas, o erro no A-150 se estabilizou em níveis semelhantes aos do PMMA, confirmando a boa correspondência entre os dados experimentais e os valores fornecidos pelo NIST.

4.4. B-100

Na Figura 8, são exibidos os picos de Bragg obtidos na simulação com B-100 para diferentes energias.

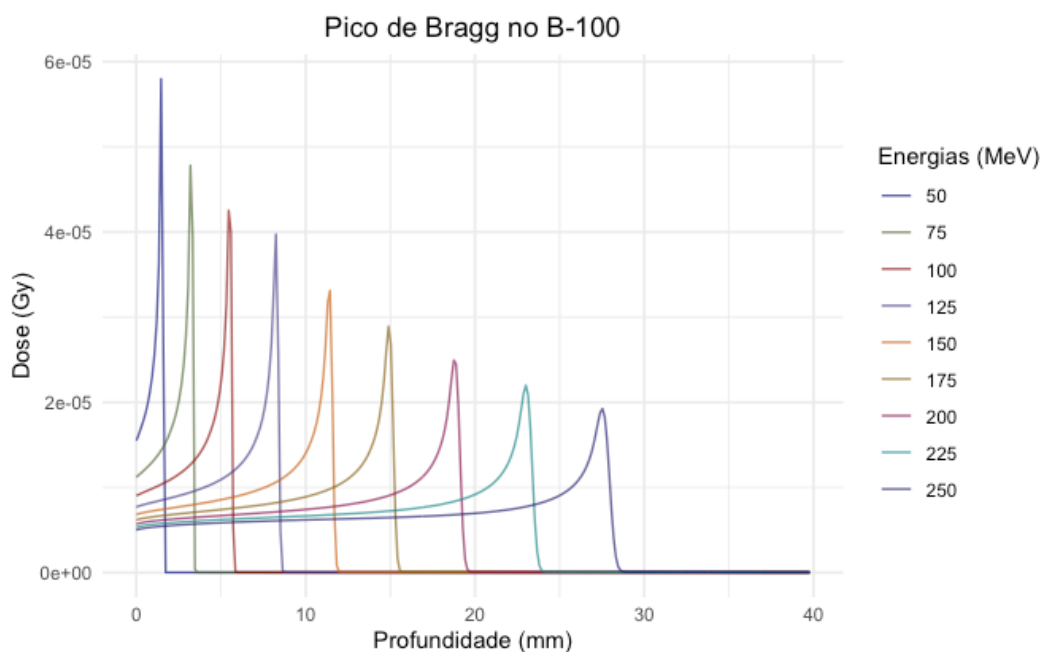


Figura 8 – Curvas de Bragg simuladas para feixes de prótons em B-100 (Plástico Equivalente a Osso) com energias de 50 a 250 MeV. O gráfico demonstra a relação entre a dose relativa e a profundidade, evidenciando o deslocamento do pico de Bragg.

Para o material B-100, também foram analisadas as profundidades do pico obtidas experimentalmente e comparadas com os valores fornecidos pelo NIST como pode ser visto na Tabela 6.

Tabela 6 – Faixas de energias com suas respectivas profundidades do pico e sua dose máxima em B-100.

Energias (MeV)	Dose máxima (Gy)	Profundidade do pico (mm)	Profundidade do pico NIST (mm)	Erro
50	$5,80 \cdot 10^{-5}$	1,46	1,64	10,98%
75	$4,78 \cdot 10^{-5}$	3,19	3,41	6,5%
100	$4,25 \cdot 10^{-5}$	5,45	5,69	4,2%
125	$3,97 \cdot 10^{-5}$	8,25	8,46	2,5%
150	$3,31 \cdot 10^{-5}$	11,44	11,64	1,7%
175	$2,89 \cdot 10^{-5}$	14,90	15,21	2%
200	$2,49 \cdot 10^{-5}$	18,75	19,15	2%
225	$2,20 \cdot 10^{-5}$	23	23,40	1,7%
250	$1,92 \cdot 10^{-5}$	27,43	27,97	1,9%

O erro apresentou maior variação nas profundidades mais rasas, com o valor mais elevado de 10,98% registrado na profundidade de 1,46 mm. Conforme a profundidade aumentou, o erro diminuiu e se estabilizou em níveis baixos, variando entre 1,7% e 2,5% nas profundidades maiores, o que indica uma boa precisão experimental nessa região. Em comparação, os erros absolutos para o B-100 são semelhantes aos observados em outros materiais analisados, como água, PMMA e A-150. No entanto, o erro nas profundidades rasas é um pouco maior.

5. Conclusão

Com base nos resultados obtidos, a análise confirma uma boa precisão dos dados experimentais, indicando erros baixos e consistentes, o que valida a confiabilidade da metodologia utilizada para determinar as profundidades dos picos de Bragg nos diferentes materiais analisados. Essa precisão evidencia sua adequação para estudos futuros.

No caso do PMMA, os erros permanecem dentro de uma faixa aceitável (menor que 10%), indicando que, mesmo com pequenas discrepâncias, os resultados são suficientes para validação experimental. A análise dos dados para o A-150 revelou que, embora os erros sejam ligeiramente maiores em profundidades rasas, esses valores também estão dentro de uma margem de validação aceitável. Além disso, em profundidades intermediárias e altas, os erros relativos se estabilizam em níveis semelhantes aos do PMMA. Para o B-100, os erros observados são compatíveis aos dos outros materiais, como água, PMMA e A-150, e os

resultados permanecem dentro de margens aceitáveis, reforçando a confiabilidade do método, confirmando a consistência do método.

De forma geral, os dados demonstram que o método utilizado é confiável, apresentando uma correspondência consistente entre os valores experimentais e os fornecidos pelo NIST. Essa confiabilidade, especialmente em profundidades intermediárias e altas, destaca a aplicabilidade da metodologia para futuros estudos e aplicações práticas, contribuindo para a melhoria do entendimento e controle da deposição de dose em diferentes materiais.

É importante reconhecer as limitações deste estudo, principalmente o fato de que os resultados são baseados em simulações computacionais e não em experimentos físicos reais. Embora o TOPAS seja uma ferramenta segura e amplamente validada, simulações podem não capturar completamente todas as dificuldades e variabilidades presentes em ambientes clínicos reais. Além disso, o estudo focou em um conjunto limitado de materiais tecido-equivalentes e energias de prótons. Para futuras pesquisas, sugere-se a investigação de um conjunto mais amplo de materiais, incluindo tecidos biológicos reais e novos materiais sintéticos em desenvolvimento. A validação experimental dos resultados simulados em laboratório, utilizando aceleradores de partículas e detectores de alta precisão, seria um próximo passo crucial. Adicionalmente, estudos futuros poderiam explorar os efeitos de heterogeneidades nos materiais, variações na composição química e a influência de campos magnéticos na trajetória dos prótons, aproximando ainda mais as simulações das condições encontradas em tratamentos reais de protonterapia.

6. Referências bibliográficas

- [1] TOPAS MC Inc.. **TOPAS Documentation: release 3.7.** Disponível em: https://topas.readthedocs.io/_/downloads/en/3.7.0/pdf/. Acesso em 24 de outubro 2024.
- [2] AGOSTINELLI, S.. *et al.*. **Geant4—a simulation toolkit.** **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment**, v. 506, n. 3, p. 250, 2003. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0168900203013688>. Acesso em 24 de novembro de 2024.
- [3] HALL, David, *et al.* **Validation of nuclear models in Geant4 using the dose distribution of a 177 MeV proton pencil beam.** **Physics in Medicine and Biology**, v. 61, p. N1-N10, 2016. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26611861/>. Acesso em 24 de novembro de 2024
- [4] RAMOS-MÉNDEZ, J.. *et al.*. **A framework for implementation of organ effect models in TOPAS with benchmarks extended to proton therapy.** **Physics in Medicine and Biology**, v. 60, p. 5037-5052, 2015. Disponível em: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC4498397/>. Acesso em 26 de outubro de 2024
- [5] GOORLEY, T.. *et al.*. **Features of MCNP6.** **Annals of Nuclear Energy**, v. 87, p. 772-783, 2016. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0306454915000900>. Acesso em 26 de outubro de 2024
- [6] SALVAT, F.. *et al.*. **PENELOPE-2014: A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport.** Barcelona: OECD Nuclear Energy Agency, 2015.
- [7] BAUMANN, K. S.. *et al.*. **Comparison of PENH, FLUKA, and Geant4/TOPAS for absorbed dose calculations in air cavities representing ionization chambers in high-energy photon and proton beams.** **Medical Physics**, v. 46, n. 10, p. 4639-4653, 2019. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31350915/>. Acesso em 26 de outubro de 2024

- [8] BOHLEN, T. T.. *et al.* **FLUKA: A multi-particle transport code**. Nuclear Data Sheets, v. 120, p. 211-214, 2014.
- [9] CONNOR, Nick. **What is Bragg Curve and Bragg Peak - Definition**. Radiation Dosimetry, 2019. Disponível em: <https://www.radiation-dosimetry.org/what-is-bragg-curve-and-bragg-peak-definition/>. Acesso em 24 de outubro 2024.
- [10] CORREA Alfredo A.. **Calculating electronic stopping power in materials from first principles**. Computational Material Science, Science Direct, Vol. 150, p. 291-303, julho de 2018.
- [11] B dot Medical Inc.. **About Proton Therapy**. Accelerating your future B Medical, 2024. Disponível em: <https://bdotmed.co.jp/en/about-proton/>. Acesso em 18 de novembro de 2024
- [12] BERT, Christoph, *et al.* **Proton Therapy Physics**. 2ª Edição. Boca Raton: CRC Press, 2011.
- [13] COOK, H.. *et al.* **Development of optimised tissue-equivalent materials for proton therapy**. Physics in Medicine & Biology, 2023. Disponível em: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1361-6560/acb637/pdf>. Acesso em 24 de outubro de 2024.
- [14] MARTINEZ, Cristobal, *et al.* **Optimization of a calibration phantom for quantitative radiography**. Medical Physics, AAPM, Vol. 48, fascículo 3, p. 1039-1053, março de 2021.1.
- [15] BERGER, M.J., *et al.* **Stopping-Power & Range Tables for Electrons, Protons, and Helium Ions**. NIST, 2017. Disponível em: <https://www.nist.gov/pml/stopping-power-range-tables-electrons-protons-and-helium-ions>. Acesso em 24 de outubro de 2024.
- [16] HUBBELL, J. H., SELTZER, Stephen M.. **X-Ray Mass Attenuation Coefficients**. NIST, 2004. Disponível em: <https://www.nist.gov/pml/x-ray-mass-attenuation-coefficients>. Acesso em 24 de outubro de 2024.

[17] PAGANETTI, Harald. Range uncertainties in proton therapy and the role of Monte Carlo simulations. *Physics in Medicine and Biology*, v. 57, n. 11, p. R99-R117, 2012.