

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
INSTITUTO DE CIÊNCIAS EXATAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA**

Andrezza Oliveira Arêas

Estudo da interação de pósitrons com alvos de interesse biológico

Juiz de Fora

2025

Andrezza Oliveira Arêas

Estudo da interação de pósitrons com alvos de interesse biológico

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Física da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Física. Área de concentração: Física Atômica e Molecular.

Orientador: Prof. Dr. Maikel Yusat Ballester Furones

Juiz de Fora

2025

Ficha catalográfica elaborada através do programa de geração automática da Biblioteca Universitária da UFJF, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Arêas, Andrezza Oliveira.

Estudo da interação de pósitrons com alvos de interesse biológico / Andrezza Oliveira Arêas. -- 2025.
86 f. : il.

Orientador: Maikel Yusat Ballester Furones

Dissertação (mestrado acadêmico) - Universidade Federal de Juiz de Fora, Instituto de Ciências Exatas. Programa de Pós-Graduação em Física, 2025.

1. Pósitrons. 2. Física das radiações ionizantes. 3. Simulação Monte Carlo. I. Furones, Maikel Yusat Ballester, orient. II. Título.

Andrezza Oliveira Arêas

Estudo da interação de pósitrons com alvos de interesse biológico

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Física da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Física. Área de concentração: Física.

Aprovada em 19 de março de 2025.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Maikel Yusat Ballester Furones - Orientador

Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF)

Prof. Dr. Felix Mas Milian

Universidade Estadual de Santa Cruz (UESC, BA)

Profa. Dra. Zélia Maria da Costa Ludwig

Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF)

Dra. Laiz Rodrigues Ventura

Universidade Federal Fluminense (UFF)

Juiz de Fora, 18/03/2025.



Documento assinado eletronicamente por **Maikel Yusat Ballester Furones, Membro**, em 19/03/2025, às 11:53, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Zelia Maria da Costa Ludwig, Membro**, em 19/03/2025, às 15:13, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Felix Mas Milian, Usuário Externo**, em 19/03/2025, às 16:00, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Laiz Rodrigues Ventura, Usuário Externo**, em 19/03/2025, às 16:01, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no Portal do SEI-Ufjf (www2.ufjf.br/SEI) através do ícone Conferência de Documentos, informando o código verificador **2298072** e o código CRC **D1BEE850**.

Aos que me deram o mundo – minha família.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Deus e a vida por todos os belos caminhos percorridos e por toda possibilidade.

À minha família por todo investimento e apoio incondicional. À minha mãe Andréa, ao meu padastro, Thiago, a quem eu tenho privilégio de chamar de pai e ao meu pai Ronaldo, à minha vó Marlene e ao meu avô Ary. A todos vocês, muito obrigada pela educação, criação, amor e generosidade. Às minhas irmãs pela compreensão e amor incondicional, obrigada por fazerem do meu mundo um lugar infinitamente melhor.

Ao Wallace, pelas infinitas coisas que poderia citar aqui, mas me reservo a destacar seu companheirismo, amizade e por ser sempre um lugar seguro.

Ao meu orientador Maikel pela recepção, orientação, paciência, incentivo e exemplo.

À professora Zélia por todo apoio, incentivo, representatividade e por abrir caminhos para outras meninas e mulheres na ciência. Obrigada por ser essa figura feminina inspiradora como professora e pesquisadora.

A todas as pessoas cheias de gentileza e bom coração que encontrei ao chegar em Juiz de Fora e na UFJF. Aqui se encaixam os colegas, amigos e integrantes do LFMT, que tive a oportunidade de encontrar pelo caminho, obrigada pela recepção, por toda troca de conhecimento e momentos alegres e de apoio.

Aos professores do departamento de física, a UFJF, às agências de fomento CAPES, FAPEMIG e CNPq, ao programa de pós graduação em física e todos seus funcionários.

“O que seria da vida se não tivéssemos coragem de tentar qualquer coisa?”

Vicent Van Gogh

RESUMO

Entender a interação de partículas com a matéria é fundamental para sua aplicação. Partículas carregadas rápidas são usadas no tratamento e diagnóstico de câncer desde o século XIX. O câncer é a segunda doença que mais provoca a morte de pessoas no mundo, no entanto, nem todos os tratamentos disponíveis são suficientes para combatê-lo. Por esse motivo, surge a importância de estudos para o desenvolvimento de possíveis novas tecnologias e tratamentos. Entre os tipos, o câncer de mama apresenta a maior incidência e taxa de mortalidade entre mulheres no Brasil e no mundo. O câncer de cérebro, em especial os gliomas, embora esteja entre os menos frequentes, apresenta uma taxa de mortalidade de aproximadamente 90% dos casos. O pósitron, antipartícula do elétron, é amplamente utilizado em imagem médica por meio da Tomografia por Emissão de Pósitrons, mas seu potencial para terapias ainda é pouco explorado. Estudos indicaram que pósitrons podem apresentar vantagens em relação aos elétrons no tratamento de câncer. Neste trabalho, é investigado o comportamento de pósitrons ao interagir com alvos biológicos, particularmente cérebro e tecido mamário, utilizando uma abordagem teórica e computacional. Tal comportamento é investigado através do poder de freamento e do alcance CSDA, a partir do modelo fenomenológico de Gümüş, comparando os resultados com simulações realizadas no programa TOPAS, que utiliza o Método Monte Carlo para simular o transporte de radiação. Além disso, devido a escassez de dados comparativos de dose absorvida em tecidos biológicos entre pósitrons e elétrons, em faixas de energia de radioterapia, a distribuição de dose é obtida para água, cérebro e um tumor dentro do cérebro para elétrons e pósitrons incidindo nesse meio, fornecendo assim a porcentagem de dose por profundidade para os três meios simulados e a dose total absorvida no tumor. Os resultados obtidos neste trabalho permitiram verificar a precisão do modelo teórico utilizado para cálculos de poder de freamento e alcance CSDA em tecidos biológicos, além de fornecer uma análise comparativa da dose absorvida entre pósitrons e elétrons.

Palavras-chave: pósitrons; radiação ionizante; simulação monte carlo; poder de freamento; dose absorvida.

ABSTRACT

Understanding the interaction of particles with matter is fundamental for their application. Fast charged particles have been used in cancer treatment and diagnosis since the 19th century. Cancer is the second leading cause of death worldwide, and not all available treatments are sufficient to cure it. Therefore, studies aimed at developing potential new technologies and treatments are of great importance. Among the types, breast cancer has the highest incidence and mortality rate among women in Brazil and worldwide. Brain cancer, particularly gliomas, although among the least frequent, has a mortality rate of approximately 90% of cases. The positron, the electron's antiparticle, is widely used in medical imaging through Positron Emission Tomography (PET). However, its potential for therapies remains largely unexplored. Studies have indicated that positrons may offer advantages over electrons in cancer treatment. This work investigates the behavior of positrons interacting with biological targets, particularly brain and breast tissue, using a theoretical and computational approach. This behavior is analyzed through stopping power and CSDA range, based on the phenomenological model of Gümüş, comparing the results with simulations performed in the TOPAS program, which employs the Monte Carlo method to simulate radiation transport. Furthermore, due to the scarcity of comparative data on absorbed dose in biological tissues between positrons and electrons within radiotherapy energy ranges, the dose distribution is obtained for water, brain tissue, and a tumor within the brain for electrons and positrons interacting with the medium. This provides the percentage depth dose for the three simulated media and the total absorbed dose in the tumor. The results obtained in this study allowed for the verification of the accuracy of the theoretical model used for stopping power and CSDA range calculations in biological tissues, as well as providing a comparative analysis of the absorbed dose between positrons and electrons.

Keywords: positrons; ionizing radiation; monte carlo simulation; stopping power; absorbed dose.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Gráficos de incidência e mortalidade de câncer mundialmente em ambos sexos.	16
Figura 2 – Gráficos de incidência e mortalidade de câncer mundialmente para o sexo feminino e masculino separadamente.	17
Figura 3 – Gráficos de incidência e mortalidade no Brasil para ambos os sexos.	17
Figura 4 – Gráficos de incidência e mortalidade de câncer no Brasil para o sexo feminino e masculino separadamente.	18
Figura 5 – Ilustração dos processos físicos da interação da radiação com a matéria: excitação e ionização.	23
Figura 6 – Ilustração da aniquilação de pósitron.	23
Figura 7 – Diferença da construção de geometria entre o programa Geant4 e TOPAS.	32
Figura 8 – Exemplo da sintaxe reconhecida pelo TOPAS e como podem ser definidas geometria, fonte e <i>scorers</i>	33
Figura 9 – Representação da geometria do cilindro, esfera e caixa divididas em <i>bins</i> disponíveis no TOPAS.	34
Figura 10 – Ilustração do método do trapézio simples.	40
Figura 11 – Ilustração de um feixe de pósitrons incidindo em uma caixa.	42
Figura 12 – Ilustração de uma caixa dividida em vários bins ao longo do eixo Z.	42
Figura 13 – Esquematisação para definir o ângulo.	44
Figura 14 – Imagem ilustrando a configuração da geometria da posição do tumor em relação ao cérebro.	45
Figura 15 – Gráfico da (A) Carga efetiva e (B) Energia de excitação média efetiva dos elementos que constituem os alvos utilizando o modelo teórico.	47
Figura 16 – Gráfico comparando os resultados de (A) Poder de freamento total e (B) Alcance para o cérebro.	48
Figura 17 – Gráfico comparando os resultados de (A) Poder de freamento total e (B) Alcance para o tecido mamário.	50
Figura 18 – Gráfico de comparação entre o poder de freamento de colisão fornecido pelo TOPAS e o teórico obtido neste trabalho para o (A) Cérebro e (B) Tecido mamário.	52
Figura 19 – Gráfico comparando PDP de medidas experimentais (EL) obtido da literatura com os simulado neste trabalho (ST) de elétrons incidindo em água.	53
Figura 20 – Gráfico comparando PDP da simulação feita no TOPAS (SL) obtido da literatura com os simulado neste trabalho (ST) elétrons incidindo em água.	54
Figura 21 – Gráfico de PDP para (A) Elétrons e (B) Pósitrons incidindo na água.	54
Figura 22 – Gráfico PDP comparando (A) Elétrons e (B) Pósitrons incidindo em água para diferentes energias.	55

Figura 23 – Gráfico de PDP para (A) Elétrons e (B) Póstrons incidindo na caixa com componente do cérebro.	56
Figura 24 – Gráfico PDP comparando (A) Elétrons e (B) Póstrons incidindo no cérebro para diferentes energias.	57
Figura 25 – Ambiente de simulação de um feixe de póstrons com poucas partículas incidindo no cérebro.	59
Figura 26 – Ambiente de simulação de um feixe de elétrons com poucas partículas incidindo no cérebro.	59
Figura 27 – Gráfico de PDP para (A) Elétrons e (B) Póstrons incidindo no tumor.	60
Figura 28 – Gráfico PDP comparando (A) Elétrons e (B) Póstrons incidindo no tumor para diferentes energias.	61
Figura 29 – Ilustração da trajetória helicoidal de póstrons sujeitos a campo magnético estático incidindo em cérebro simulado no programa TOPAS.	82
Figura 30 – Gráfico comparando PDP de póstrons incidindo no cérebro sem campo e com campo de 3T e 15T para energias de 6, 9 e 12 MeV.	83
Figura 31 – Exemplo de configuração de quadrupolos em no ambiente de simulação do TOPAS. Os blocos amarelo, verde e rosa são quadrupolos e a caixa em cinza é o alvo.	84

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Fração por peso componentes dos alvos biológicos utilizados.	36
Tabela 2 – Peso atômico dos componentes dos alvos biológicos utilizados.	37
Tabela 3 – Valores de energia de excitação média contendo o elementos necessários para o cálculo de γ	39
Tabela 4 – Valores de L'_{rad} e L_{rad} definidos por Tsai.	40
Tabela 5 – Densidade do material ρ para cada alvo biológico.	42
Tabela 6 – Configurações do feixe utilizada na simulação.	43
Tabela 7 – Fração por peso dos componentes do tecido adiposo.	46
Tabela 8 – Erro obtido entre o resultado teórico obtido nesse trabalho e valores fornecidos pela literatura para poder de freamento e alcance para o cérebro.	49
Tabela 9 – Erro obtido entre o resultado teórico obtido nesse trabalho e simulação para poder de freamento e alcance para o cérebro.	49
Tabela 10 – Erro obtido entre os reportados em literatura e simulação para poder de freamento e alcance para o cérebro.	49
Tabela 11 – Erro entre o resultado teórico obtido nesse trabalho e valores fornecidos pela literatura para poder de freamento e alcance para o tecido mamário.	51
Tabela 12 – Erro obtido entre o resultado teórico obtido nesse trabalho e simulação para poder de freamento total e alcance para o tecido mamário.	51
Tabela 13 – Erro obtido entre os reportados em literatura e simulação para poder de freamento e alcance para o tecido mamário.	51
Tabela 14 – Diferença percentual média da dose absorvida por pósitrons em relação a elétrons em função da profundidade.	58
Tabela 15 – Dose absorvida com a respectiva porcentagem e profundidade para pósitrons incidindo no tumor.	62
Tabela 16 – Dose absorvida com a respectiva porcentagem e profundidade para elétrons incidindo no tumor.	62
Tabela 17 – Dose total depositada no volume do tumor simulado.	63
Tabela 18 – Tempo estimado para obter uma fração de dose de 18 Gy no tumor para pósitrons e elétrons.	64
Tabela 19 – Dados de dose absorvida no cérebro ao longo de 100 bins para pósitrons e elétrons para energias de 6, 9 e 12 MeV.	75
Tabela 20 – Dados de dose absorvida no cérebro ao longo de 100 bins para pósitrons e elétrons para energias de 20 e 24 MeV.	78

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CSDA	Aproximação de Desaceleração Contínua – do inglês “Continuous-Slowing Down Approximation”
ICRU	Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação – do inglês “International Commission on Radiation Units and Measurements”
ICRP	Comissão Internacional de Proteção Radiológica – do inglês “International Commission on Radiological Protection”
NIST	Instituto Nacional de Padrões e Tecnologia – do inglês “National Institute of Standards and Technology”
PDP	Porcentagem de dose por profundidade

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	Interação da radiação com a matéria	14
1.1.1	Partículas carregadas leves rápidas	15
1.2	Câncer	15
1.3	Uso de elétrons e pósitrons no tratamento do câncer	19
1.4	Potencial uso do pósitron para terapias do câncer	19
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	22
2.1	Interação das partículas carregadas leves rápidas com a matéria	22
2.1.1	Poder de freamento	23
2.1.2	Alcance em condição CSDA	26
2.1.3	Dose Absorvida	27
2.1.3.1	Distribuição de dose absorvida	27
2.2	Modelo teórico proposto por Gümüş	28
2.2.1	Poder de freamento de colisão	28
2.2.2	Poder de freamento de radiação	29
2.2.3	Alcance CSDA	30
2.3	Simulação	30
2.3.1	Método Monte Carlo	30
2.3.2	Software de simulação: TOPAS - Tool for Particle Simulation	31
3	METODOLOGIA	36
3.1	Modelo Teórico	36
3.1.1	Poder de freamento de colisão	36
3.1.1.1	Carga efetiva do alvo	37
3.1.1.2	Excitação média efetiva	38
3.1.2	Poder de freamento de radiação	39
3.1.3	Alcance CSDA	39
3.2	Simulação	41
3.2.1	Simulação do poder de freamento e alcance CSDA	41
3.2.2	Simulação da dose absorvida	44
3.2.2.1	Dose absorvida em água	44
3.2.2.2	Dose absorvida em cérebro	45
3.2.2.3	Dose absorvida no tumor	45
4	RESULTADOS	47
4.1	Poder de freamento e Alcance CSDA	47
4.1.1	Cérebro	48
4.1.2	Tecido Mamário	50
4.2	Dose	52

4.2.1	PDP normalizada de elétrons e pósitrons incidindo na água	52
4.2.2	PDP normalizada de elétrons e pósitrons incidindo no cérebro	55
4.2.3	PDP normalizada de elétrons e pósitrons incidindo no tumor	60
4.2.4	Dose no volume do tumor	62
5	CONCLUSÃO	65
	REFERÊNCIAS	67
	APÊNDICE A - Dose absorvida: cérebro	75
	APÊNDICE B - Estudo exploratório e perspectivas futuras	81

1 INTRODUÇÃO

1.1 Interação da radiação com a matéria

Entende-se radiação como uma forma de energia que se propaga através de um meio [1]. Tal energia é emitida por uma fonte, podendo essa ser composta por partículas atômicas ou subatômicas como, por exemplo, elétrons, pósitrons, prótons e nêutrons ou na forma de ondas eletromagnéticas, que representam a radiação eletromagnética [1]. As formas de radiação eletromagnética são caracterizadas de acordo com seu espectro eletromagnético, isto é, depende da frequência da onda, dentre elas estão a micro-ondas, luz visível, infravermelha ou fótons [1].

A radiação pode ser classificada em natural ou artificial. As fontes de radiação natural são aquelas encontradas na natureza, como ocorre nos elementos químicos Urânio, Tório e Rádio. Já as fontes artificiais são aquelas produzidas e adaptadas pelo ser humano, podendo ser criadas em aceleradores ou reatores nucleares [2], como por exemplo, radionuclídeos utilizados em radiofármacos para uso em exames de diagnóstico, ou elementos que tiveram o núcleo de um átomo desestabilizado, provocados por certos processos, como o Astató e Einstênio. Tais fontes também podem ser produzidas em ambientes hospitalares, como é o caso de raios X, utilizados em aparelhos de raios X e tomografia, e feixes de elétrons ou fótons utilizados em radioterapia [3].

A radiação está presente no dia a dia e é aplicada em diversas tecnologias, desde o uso em eletrodomésticos, eletroeletrônicos até em soluções para melhoria na saúde através de equipamentos de tratamento e diagnóstico de doenças. Por esse motivo, é de grande importância entender tanto seu comportamento quanto seus efeitos, para que seja utilizada com segurança e também para melhorias em seu uso. A aplicação específica de cada radiação está relacionada com o efeito que provoca ao interagir com o meio, podendo ser classificada em radiação não ionizante e ionizante. A primeira se caracteriza por ser uma radiação eletromagnética de baixa frequência e baixa energia que não ioniza o meio com o qual interage [4]. Enquanto isso, a segunda, a qual pode ser de origem eletromagnética ou de partículas, possui a capacidade de ionizar a matéria a qual incide [1].

Os efeitos provocados pela interação da radiação em um meio dependem do tipo de radiação, da energia que ela possui e do alvo o qual a absorve [4]. Os efeitos provenientes da radiação não ionizante podem ser classificados em térmicos, não térmicos e biológicos [5], enquanto aqueles provocados pela radiação ionizante podem ser excitação atômica ou molecular, ativação do núcleo atômico, radiação de freamento e ionização [4]. Esse último tipo de radiação é capaz de retirar elétrons dos átomos ou moléculas do material ao qual incide, provocando excitação no átomo ou modificando a estrutura das moléculas, processo que é chamado de ionização, sendo classificada em dois tipos: radiação indiretamente ionizante e diretamente ionizante [1].

A radiação indiretamente ionizante é fornecida por fótons e nêutrons, partículas que não possuem carga elétrica e ionizam o meio de forma secundária, transferindo sua energia para elétrons, que por sua vez causam a ionização do meio [6]. Por outro lado, a radiação diretamente ionizante é constituída por partículas que possuem carga elétrica, podendo ser pesadas, como prótons e partículas α , ou leves, como pósitrons e elétrons, que ionizam o meio diretamente através de sucessivas interações coulombianas entre as partículas e elétrons do meio [1].

1.1.1 Partículas carregadas leves rápidas

Pósitrons e elétrons são chamados de partículas carregadas leves rápidas devido sua massa e velocidade. O pósitron é a antipartícula do elétron, eles possuem sinais de carga elétrica distintos, sendo o pósitron positivamente carregado e o elétron negativamente, suas outras características como a massa e módulo de carga elétrica são iguais [7]. Tais características implicam no comportamento similar ao atravessarem o meio em que incidem, exceto no final de sua trajetória em que o pósitron passa por um processo a mais, onde ao perder quase toda sua energia, ele se aniquila com um elétron do absorvedor gerando dois fótons de mesma energia. Essas partículas possuem alta probabilidade de interagir com o meio por sucessivas interações coulombianas com os elétrons do absorvedor [1]. Essa característica faz com que sejam amplamente utilizadas em aplicações em tecnologias na área da medicina, como no tratamento e diagnóstico de câncer [8].

1.2 Câncer

O câncer pode ser definido como uma doença em que as células do corpo humano crescem desordenadamente e se espalham pelo corpo [9], sendo causado por alterações na estrutura genética (DNA) também chamadas de mutações. Células normais passam por um processo natural de crescimento, multiplicação e morte. Já as células que sofreram mutações, chamadas de anormais, crescem de modo acelerado, fugindo parcialmente ou totalmente ao controle do organismo e nem sempre passam pelo processo de morte. Essas células se agrupam, invadindo tecidos saudáveis e podem provocar tumores ou metástases, que também são chamadas de neoplasias, que se classificam em benignas ou malignas [10].

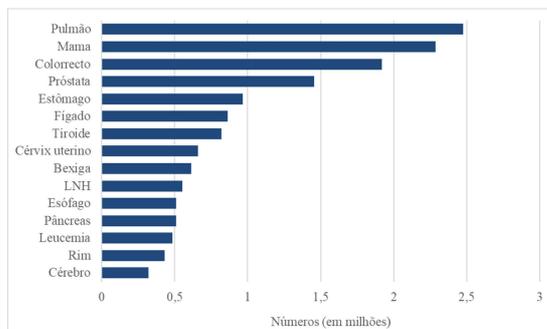
As neoplasias benignas, apesar de serem caracterizadas como um crescimento anormal das células, possuem um crescimento mais lento e uma forma mais organizada, sendo pouco invasivas e podendo causar a compressão de órgãos ou tecidos próximos [10]. Já as neoplasias malignas são bastante agressivas, onde além de possuírem um crescimento muito acelerado e desordenado, possuem também a capacidade de espalhamento e invasão de células cancerígenas por tecidos e órgãos, vizinhos e distantes do tumor primário, processo chamado de metástase [9]. O impacto desse tipo de doença na saúde é o mau

funcionamento dos órgãos atingidos, ocasionando perda na qualidade de vida e, devido à sua resistência a tratamentos, em muitos casos, levar à morte do indivíduo [10].

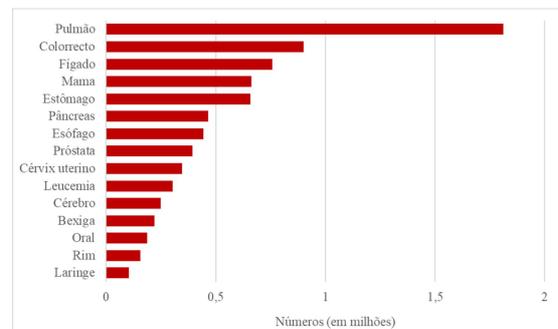
O câncer é a segunda maior causa de mortes no mundo, perdendo apenas para doenças cardiovasculares, representando em 2019, 18% do total de mortes mundialmente [11] e sua taxa de incidência vem aumentando ao longo dos anos [12]. No ano de 2022, a incidência foi de 19.976.499 na população mundial, segundo a Organização Mundial da Saúde, e a mortalidade de 9.743.832 de pessoas, cerca de 49% dos casos, e há a estimativa de que até 2030 surjam mais de 24 milhões de novos casos [12].

Dentre os tipos mais incidentes comuns aos sexos masculino e feminino, dados do ano de 2022 apontam que estão o câncer de pulmão em primeiro lugar no ranking mundial, representando cerca de 2.47 milhões de casos, e o de mama em segundo, com cerca de 2.28 milhões de incidência [12], conforme pode ser visto na Figura (1a). Em termos de mortalidade, representam, respectivamente, o primeiro lugar, correspondendo a aproximadamente 1.81 milhões e o quarto lugar com 662.469 mil mortes [13], como pode ser visto na Figura (1b). No sexo feminino, o câncer de mama representa o maior caso de incidência e mortalidade representado pelas quantidades já mencionadas, Figuras (2a) e (2b). Para o sexo masculino, o câncer de pulmão representa os maiores casos, sendo 1.56 milhões de incidência e 1.22 milhões de mortalidade [13], representadas nas Figuras (2c) e (2d), respectivamente.

Figura 1 – Gráficos de incidência e mortalidade de câncer mundialmente em ambos sexos.



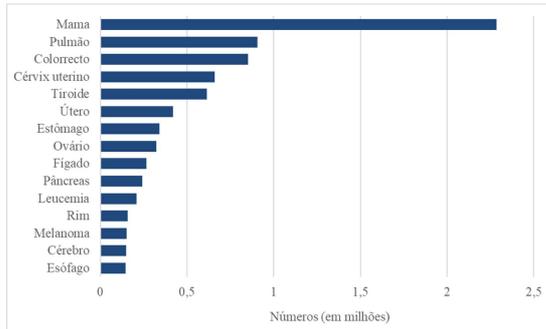
(a) Gráfico de incidência de câncer mundialmente para ambos sexos.



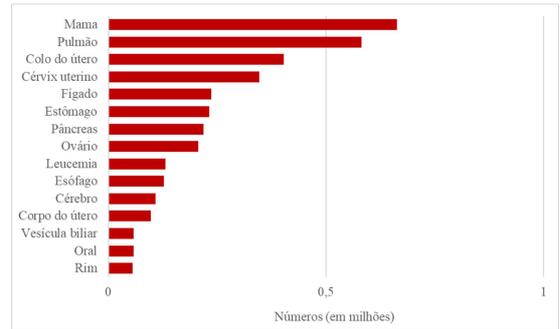
(b) Gráfico de mortalidade de câncer mundialmente para ambos sexos.

Fonte: Adaptado de [13].

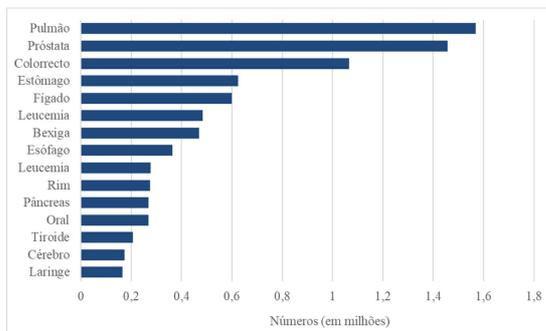
Figura 2 – Gráficos de incidência e mortalidade de câncer mundialmente para o sexo feminino e masculino separadamente.



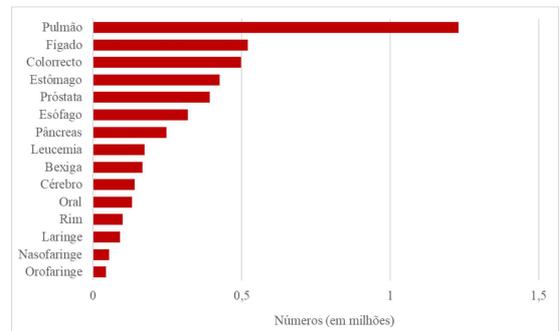
(a) Gráfico de incidência de câncer mundialmente no sexo feminino.



(b) Gráfico de mortalidade de câncer mundialmente no sexo feminino.



(c) Gráfico de incidência de câncer mundialmente no sexo masculino.

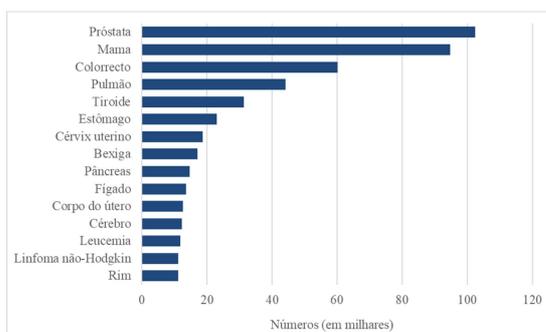


(d) Gráfico de mortalidade de câncer mundialmente no sexo masculino.

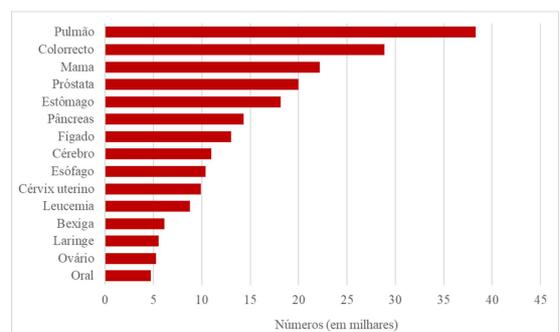
Fonte: Adaptado de [14]

No Brasil, para os dados da população geral, o câncer de pulmão representa a maior mortalidade com 38.292 casos, e o quarto maior em incidência com 44.213 casos. O tipo que representa o primeiro lugar em incidência é o de próstata, com 102.519 casos, e em segundo lugar o de mama, com 94.728 casos. Em relação à mortalidade, o câncer de mama possui a terceira posição, com 22.189 mortes, e próstata em quarta, com 19.958. Em ambos os casos, o número de mortalidade e incidência pode ser visto na Figura (3).

Figura 3 – Gráficos de incidência e mortalidade no Brasil para ambos os sexos.



(a) Gráfico de incidência de câncer no Brasil em ambos sexos.

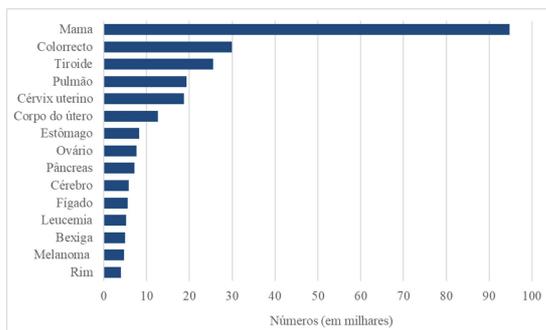


(b) Gráfico de mortalidade de câncer no Brasil em ambos sexos.

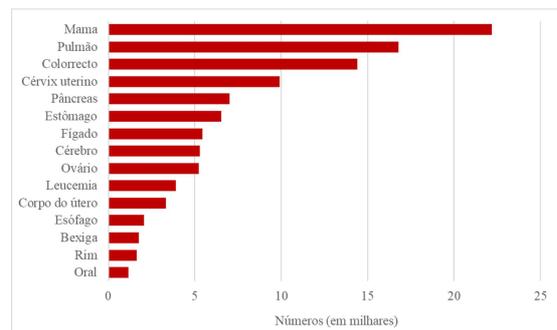
Fonte: Adaptado de [15]

Ao olhar os dados separadamente para cada sexo, é possível notar que para o feminino, o câncer de mama representa o primeiro lugar no ranking, tanto para mortalidade quanto para incidência, enquanto o de pulmão aparece em segundo em mortalidade e em quarto em incidência, como mostra a Figura (4a) e (4b). Por outro lado, em relação ao sexo masculino, o câncer de pulmão é o que mais causa mortes, seguido do câncer de próstata. O mais incidente nessa parcela da população é o de próstata e o de pulmão representado no terceiro lugar [15], como nas figuras (4c) e (4d).

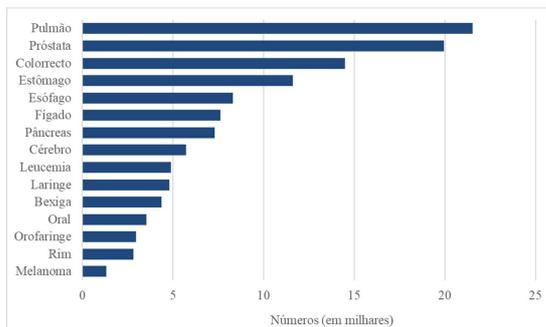
Figura 4 – Gráficos de incidência e mortalidade de câncer no Brasil para o sexo feminino e masculino separadamente.



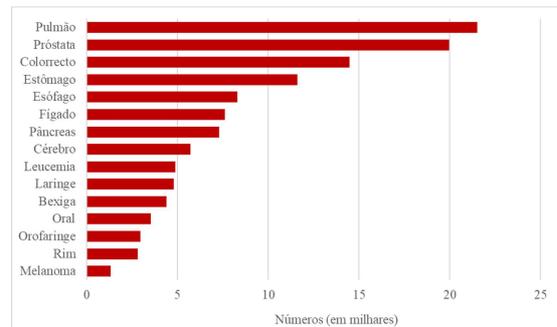
(a) Gráfico de incidência de câncer no Brasil no sexo feminino.



(b) Gráfico de mortalidade de câncer no Brasil no sexo feminino.



(c) Gráfico de incidência de câncer no Brasil no sexo masculino.



(d) Gráfico de mortalidade de câncer no Brasil no sexo masculino.

Fonte: Adaptado de [15]

É importante também observar não só os tipos mais incidentes e de maior mortalidade, como também aqueles que possuem um tratamento mais difícil de se obter devido à sua localidade, como é caso de tumores no cérebro. No Brasil, ele está na 12^a posição de incidência com 12.256 casos e 8^a posição em mortalidade com 10.998 mortes [15], aproximadamente 90% dos casos deste modo, pode ser observado que, embora não represente a maior incidência ou mortalidade na população total, a taxa de mortalidade é bem alta comparado a de incidência.

O tratamento do câncer é feito utilizando uma combinação de diagnóstico e terapia [10]. O diagnóstico é realizado através de exames de imagens como a tomografia por emissão de pósitrons (PET - *Positron Emission Tomography*) [16, 17] e tomografia

computadorizada [18]. A terapia pode envolver cirurgia, a depender do tipo de neoplasia e localização, quimioterapia e a radioterapia [19]. A radioterapia é usada em mais da metade das pessoas diagnosticadas e é utilizada não somente para tratar tumores localizados, mas também em metástases e cuidados paliativos [19].

1.3 Uso de elétrons e pósitrons no tratamento do câncer

A radioterapia é utilizada para tratamento de câncer desde o século XIX, após a descoberta dos raios X e da radioatividade. Foi observado que a radiação era capaz de destruir células cancerígenas e também de produzir imagens, como em radiografia, auxiliando no diagnóstico de doenças e fraturas. Era feita de modo rústico e impreciso, pois não havia conhecimento sobre os efeitos colaterais da radiação e a quantidade certa a ser utilizada, impactando tanto os tecidos sadios quanto as pessoas saudáveis que estavam expostas.

Pósitrons e elétrons são utilizados na terapia e diagnóstico de câncer desde o século XIX [20]. A partir das décadas de 1930 e 40, a técnica de tratamento começou a ser aperfeiçoada e outros tipos de radiação começaram também a ser utilizadas [8, 21]. A partir dessa década, feixes de partículas começaram a ser utilizados para tratamento de câncer, sendo o gerador Van de Graaffs o primeiro utilizado para geração de elétrons voltado para terapia desse tipo de doença, e assim a tecnologia foi se desenvolvendo até a construção de aceleradores capazes de produzir feixes de partículas com energias cada vez mais altas de acordo com a necessidade de aplicação clínica [8]. O primeiro uso de pósitron para auxiliar em imagens médicas foi documentado em 1950 como sugestão para melhoria em imagens de tumor de cérebro em Massachusetts, e ao longo dos anos melhorias foram sendo feitas, tanto nos equipamentos e softwares para captura de imagens quanto no desenvolvimento de radiofármacos para órgãos específicos, capazes de gerar imagens com melhores resoluções [22, 23, 24].

Os tratamentos disponíveis atualmente permitem que pósitrons sejam utilizados por meio de fontes e elétrons por meio de feixes ou fontes, como exemplo, a radioterapia com elétrons que utiliza feixes de partículas para incidir radiação em tumores [25] e a braquiterapia, que é uma modalidade da radioterapia que utiliza uma fonte radioativa emitindo radiação dentro do corpo humano diretamente no tumor ou muito próximo do alvo [26].

1.4 Potencial uso do pósitron para terapias do câncer

O uso e estudo do elétron na terapia e tratamento do câncer já é bem conhecido e utilizado, e apesar do efeito produzido pela interação de pósitrons e elétrons serem parecidos, exceto no final da sua trajetória, pósitrons não têm uso para terapia, apenas para diagnóstico [27].

O pósitron foi previsto teoricamente por Dirac no ano 1928 e descoberto experimentalmente em 1932 por Carl D. Anderson ao observar um comportamento de deflexão em fotografias que analisava raios cósmicos na presença de campo magnético. Ele percebeu que essa partícula possuía a mesma massa do elétron, mas devido à sua deflexão, deveria ter carga contrária [28].

Os métodos de tratamento disponíveis que utilizam feixes de partículas são utilizados amplamente na medicina e bastante estudados pela comunidade científica [27, 29]. No entanto, apesar da quantidade de terapias disponíveis, ainda há certos tipos de câncer onde os tratamentos convencionais existentes não são suficientes, sendo necessária a melhora na tecnologia e nos tipos de terapia.

Estudos feitos desde 2003 mostram o potencial do pósitron em relação ao elétron para câncer de mama [30] e células cancerígenas no pâncreas [31], em ratos. Os estudos utilizam um radionuclídeo emissor de pósitron β^+ que é utilizado para realizar exames de imagens [32]. Um estudo mais recente utilizando o mesmo radionuclídeo, utilizou método *in vitro* e *in vivo* reforçando um maior potencial de cura no tratamento de câncer de próstata em ratos com pósitrons do que elétrons [27]. O estudo comparou as quebras de fitas simples e duplas no DNA e também a transferência linear de energia, onde a partir da energia de 240 eV foi visto um resultado significativo comparado ao elétron [27]. Como o pósitron gera dois fótons de 0,511 MeV por aniquilação no final de sua trajetória, existe a possibilidade de um maior depósito de energia no local irradiado por essa partícula [33, 34].

Para viabilizar investigações sobre inovações tecnológicas aplicadas ao tratamento de câncer, é necessário entender o comportamento das partículas ao interagir com o meio o qual incide. Quantidades de interesse podem ser utilizadas para esse estudo, como exemplo, investigar como a partícula perde energia ao atravessar um material, que pode ser obtido através do poder de freamento, o alcance da partícula em determinado absorvedor e também a dose absorvida por determinados materiais [1].

O poder de freamento é importante, pois permite descrever as propriedades de ionização do meio. Para calculá-lo podem ser utilizados modelos teóricos, que se baseiam na teoria de Bethe. Dentre esses modelos, vários autores fazem adaptações até obterem um que descreva melhor a realidade e que sejam mais compatíveis com valores experimentais. Um desses modelos é o fenomenológico, feito por Gümüş e seus colaboradores [35, 36, 37], cuja proposta é fornecer um modelo analítico mais simples e mais assertivo para o cálculo dessas quantidades fundamentais, em uma faixa mais ampla de energia, pois, muitos desses modelos abrangem apenas certas faixas de energia [36].

Outro modo de obter esses valores que permitem avaliar e comparar os resultados obtidos por modelos teóricos é através de simulação com códigos que utilizam o Método Monte Carlo, que é um método estatístico baseado na geração de amostras aleatórias para modelar processos físicos complexos, permitindo a obtenção de resultados realistas ao

considerar a natureza probabilística das interações entre as partículas e o meio, modelando detalhadamente as interações físicas com a matéria, e sem dependência de aproximações simplificadas, permitindo a reprodução de efeitos dos fenômenos físicos reais [38].

Tendo em vista a ausência de dados em literatura sobre a incidência de pósitrons em tecidos biológicos para determinadas faixas de energia [37] devido à sua inutilização em terapias [27] e motivado por seu potencial de cura de câncer relatado em literatura [27, 31, 32, 30], este trabalho tem por objetivo verificar os valores de poder de freamento de pósitrons reportados na literatura por Tufan [37] que utiliza o modelo fenomenológico de Gümüş [35], verificando também se é possível reproduzir o cálculo com as informações fornecidas no artigo de referência [37, 35]. Essa quantidade será calculada para alvos biológicos, sendo esses cérebro e tecido mamário e comparar esses valores de simulação que utiliza o Método Monte Carlo através do programa TOPAS. Com o objetivo também de comparar o comportamento entre elétrons e pósitrons, uma vez que a referência relata sua maior eficiência em tratamento do que elétrons [27], também será feita simulação que utiliza o Método Monte Carlo com o mesmo programa, para obter cálculos de dose em água, tecido do cérebro e tumor dentro do cérebro. Para água será obtida a distribuição de dose absorvida de elétrons incidindo em água, com o intuito de validar e comparar os resultados obtidos por este trabalho. Na sequência será obtida a mesma quantidade para pósitrons e será realizada uma comparação entre elas. Para o tecido do cérebro, será calculada a distribuição de dose absorvida para ambas partículas. Para o tumor, além da distribuição de dose, será determinada também a dose absorvida para ambas partículas a fim de investigar a diferença de comportamento entre elas.

Os alvos biológicos escolhidos nesse trabalho foram o tecido mamário, devido a sua alta incidência e mortalidade na população de sexo feminino, tanto mundialmente quanto globalmente, e o cérebro, devido à sua alta taxa de mortalidade em relação à incidência [12]. Foi escolhido um tumor com o intuito de representar um dos tipos mais comuns de glioma e com maior grau de malignidade, o glioblastoma, que são tumores cerebrais provocados por modificações anormais nas células da glia, [39].

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

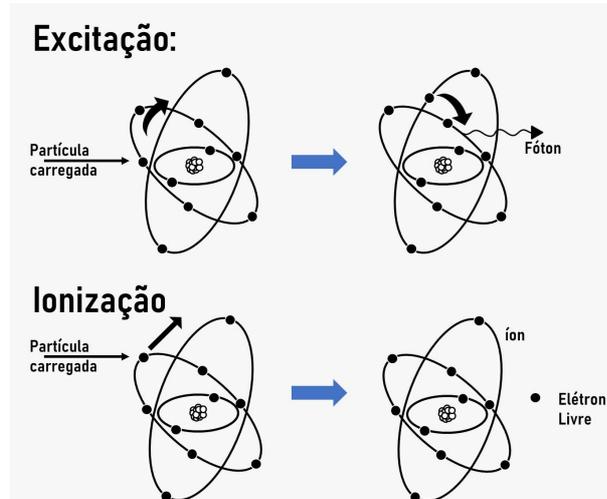
2.1 Interação das partículas carregadas leves rápidas com a matéria

Partículas carregadas leves rápidas são assim chamadas devido à sua massa ser menor que a de outras partículas e por possuírem energia cinética maior que a energia de ligação dos elétrons dos átomos do meio que as absorvem [4]. O modo como interagem com a matéria é através de interações coulombianas, resultando em perdas sucessivas de energia a cada interação [40].

Ao se moverem em um meio, as partículas são desviadas devido à interação com o campo elétrico do átomo e, por serem leves, há chances de grandes desvios no seu percurso ao incidir em partículas similares do meio. Isso implica em uma penetração que pode diferir bastante entre partículas de mesma velocidade inicial [33] e em um alcance maior do que em partículas pesadas. Além disso, seu movimento possui necessidade de tratamentos relativísticos devido às altas velocidades que possuem [4]. Os processos envolvidos nas interações com elétrons do meio e com o núcleo atômico podem ser as colisões elásticas, colisões inelásticas, emissão de radiação eletromagnética (*bremstrahlung*) e aniquilação de pósitrons.

As colisões elásticas ocorrem quando a partícula interage com o núcleo. Nesse tipo de colisão, a partícula se aproxima do núcleo e sofre uma deflexão, mudando de trajetória e sem perda de energia [1]. Já as colisões inelásticas são responsáveis pela ionização e excitação atômica, e envolvem a interação com os elétrons ou com o núcleo do meio absorvedor. Podem ocorrer colisões duras, com elétrons fortemente ligados em que há uma perda considerável na energia cinética ao colidir na nuvem eletrônica, provocando a ionização do átomo [1]. Há também as colisões suaves, que podem ser com todo o átomo ou os elétrons de camadas mais externas, e ocorre a transferência de uma pequena quantidade de energia cinética da partícula incidente, resultando principalmente em excitação atômica [1]. Quando as partículas interagem por colisões inelásticas com o núcleo, o efeito dessa interação é a emissão de radiação eletromagnética chamada “*bremstrahlung*”, que é a radiação de freamento provocada pela grande quantidade de perda de energia emitida em forma de raios X devido à brusca desaceleração que a partícula é submetida [1, 41].

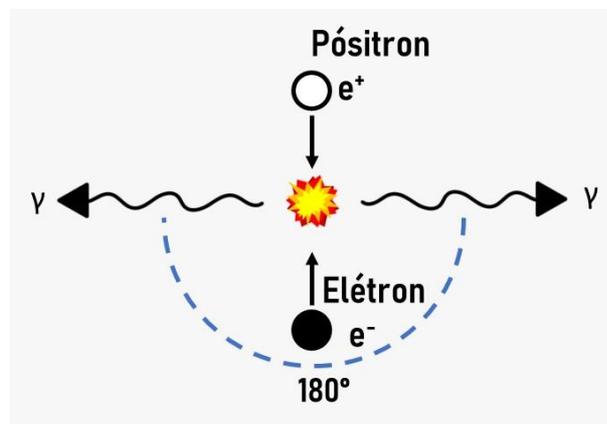
Figura 5 – Ilustração dos processos físicos da interação da radiação com a matéria: excitação e ionização.



Fonte: Autoria própria (2025).

A aniquilação de pósitron ocorre quando um pósitron interage com um elétron. Esse processo ocorre quando um pósitron de baixa velocidade colide com um elétron quase em repouso do absorvedor. Como resultado, se aniquilam, emitindo dois fótons em direções opostas com energia de 0.511 MeV cada [33].

Figura 6 – Ilustração da aniquilação de pósitron.



Fonte: Autoria própria (2025).

2.1.1 Poder de freamento

O poder de freamento, do inglês *stopping power*, permite estudar o comportamento das partículas ao incidir em um meio e é definido como a perda média de energia por caminho da partícula [1, 33], sendo representado pela expressão (2.1) [1]:

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

com unidade MeV/cm. É importante destacar que, apesar de (2.1) ser representada por elementos infinitesimais, não significa que seja uma derivada da energia, mas sim o limite da energia perdida em um comprimento suficientemente curto, o qual dependerá da energia da partícula, pois caso sejam muito altas, pode não haver interações que resultem em perda de energia para um determinado dx , mas em uma partícula de energia menor haveria perda [42].

Uma expressão muito utilizada é o poder de freamento mássico, que considera a densidade do meio em que incide e é representado por (2.2) [1]:

$$S = \frac{1}{\rho} \frac{dE}{dx}, \quad (2.2)$$

com unidade MeV·cm²/g.

Para partículas carregadas leves, as expressões que descrevem o poder de freamento são complexas de serem obtidas, pois o tratamento relativístico das partículas precisa ser incluído para descrever seu movimento [1]. Como a perda de energia pode ocorrer por processos distintos, divide-se em dois tipos: poder de freamento de colisão e o poder de freamento de radiação. O primeiro representa a perda de energia nos processos de ionização ou excitação [33], em que as partículas incidentes vão perdendo energia devido às interações com os elétrons orbitais, e o segundo, a perda de energia em forma de raio X [1, 41], devido às suas interações com o núcleo atômico. A soma de ambos fornece o poder de freamento total, sendo representado pela equação (2.3) [33]:

$$S_{tot} = S_{col} + S_{rad} \quad (2.3)$$

Quando o meio é formado por uma mistura de elementos, é utilizada a Regra de Bragg para calcular o poder de freamento. A regra afirma que o poder de freamento de um meio, que é composto por vários elementos, é obtido pela soma da contribuição de todos os átomos que o compõe [43, 44, 45] de forma independente. A aditividade de cada contribuição é representada pela expressão (2.4) [37, 44]:

$$S_{\xi} = nS_{\xi}^{(A)} + mS_{\xi}^{(B)}, \quad (2.4)$$

em que o subscrito ξ pode ser referente ao poder de freamento de colisão ou radiação e, n e m são frações por peso dos elementos A e B, respectivamente.

Para calcular o poder de freamento é utilizada a teoria de Bethe, que possui sua base na aproximação de Born [33]. Nessa aproximação considera-se que a velocidade da partícula $v = \beta c$ é muito maior que a velocidade máxima da órbita de Bohr dos elétrons atômicos [44]. A equação que representa o poder de freamento pela teoria de Bethe é expressa por (2.5) [44]:

$$\left(\frac{dE}{\rho dx} \right)_{col} = \frac{2Cm_0c^2z^2}{\beta^2} \left[\ln \left(\frac{2m_0c^2\beta^2H}{I^2(1-\beta^2)} \right) - \beta^2 \right], \quad (2.5)$$

onde $C \equiv \pi(N_0 Z/A)r_0^2 = 0.150 \frac{Z}{A} \frac{cm^2}{g}$; $\frac{N_0 Z}{A}$ corresponde ao número de elétrons por grama do meio; $r_0 = e^2/m_0 c^2 = 2.818 \times 10^{-13}$ cm é o raio clássico do elétron; H é uma energia arbitrária entre as colisões duras e suaves, uma vez que o poder de freamento de colisão é dado pela soma do poder de freamento de colisões duras e suaves [44]. A quantidade I é chamada de energia de excitação média ou potencial médio de excitação, que é a energia média gasta para excitar e ionizar os átomos do absorvedor [1]. Cada elemento de um material possui um valor determinado que geralmente é obtido por meio de dados experimentais, pois há limitações da teoria atômica em fornecer equações que representem bem seu valor [44].

O primeiro termo da equação (2.5) pode ser simplificado e substituído por k :

$$k \equiv \frac{2Cm_0c^2z^2}{\beta^2} = 0.1535 \frac{Zz^2}{A\beta^2} \frac{MeV}{g/cm^2}, \quad (2.6)$$

em que $m_0c^2 = 0.511$ MeV.

Para o poder de freamento de colisão mássico de elétrons e pósitrons, é usada uma combinação da equação de Bethe (2.5) adicionando o termo que relaciona seção de choque de colisões duras formulado por Moller [46] para elétrons, que é expressa por (2.7) [44]:

$$\left(\frac{dE}{\rho dx}\right)_{col} = k \left[\ln \left(\frac{\tau^2(\tau+2)}{2(I/m_0c^2)^2} \right) + F^-(\tau) - \delta - \frac{2C}{Z} \right], \quad (2.7)$$

em que

$$F^- \equiv 1 - \beta^2 + \frac{\tau^2/8 - (2\tau+1)\ln 2}{(\tau+1)^2}. \quad (2.8)$$

Para pósitrons a equação relaciona seção de choque de colisões duras descritas por Bhabha, expressa pela equação (2.9) [44, 46]:

$$\left(\frac{dE}{\rho dx}\right)_{col} = k \left[\ln \left(\frac{\tau^2(\tau+2)}{2(I/m_0c^2)^2} \right) + F^+(\tau) - \delta - \frac{2C}{Z} \right], \quad (2.9)$$

em que

$$F^+(\tau) \equiv 2 \ln 2 - \frac{\beta^2}{12} \left[23 + \frac{14}{\tau+2} + \frac{10}{(\tau+2)^2} + \frac{4}{(\tau+2)^3} \right], \quad (2.10)$$

onde C/Z é a correção de camada e δ é a correção do efeito de densidade.

A correção de camada é um termo que corrige a expressão para o caso em que a energia da partícula incidente não seja muito maior que a dos elétrons das camadas eletrônicas [1], pois a aproximação de Born permite apenas que a equação (2.5) seja bem satisfeita para partículas com velocidades muito maiores que as dos elétrons do meio. Quando essa condição não é atendida, as interações diminuem com a queda da velocidade da partícula. Desse modo, o valor do poder de freamento seria menor do que o real, e isso se deve à contribuição do potencial de excitação médio (I), pois na equação ele considera todos os elétrons do meio, fornecendo um valor alto que não corresponde o real, necessitando do termo de correção [44].

A correção do efeito de densidade é o termo de ajuste utilizado para reduzir a perda de energia das partículas em altas velocidades em meios densos, pois em materiais desse tipo, como a densidade eletrônica é mais alta, implica em uma polarização local do meio ao redor da partícula incidente, reduzindo o campo elétrico efetivo gerado pela partícula, limitando assim, a transferência de energia em elétrons que se encontram mais afastados. Esse termo evita que haja erro em relação ao alcance da partícula [44].

Para o poder de freamento de radiação mássico a expressão que o calcula é dada por (2.11) [44]:

$$\left(\frac{dE}{\rho dx}\right)_{rad} = \sigma_0 \frac{N_0 Z^2}{A} (E + m_0 c^2) \bar{B}, \quad (2.11)$$

em que E é a energia cinética da partícula incidente; $\sigma_0 = \frac{1}{137} (e^2/m_0 c^2)^2 = 5.80 \times 10^{-28}$ cm²/átomo; \bar{B} é uma função de Z e E que varia entre os valores de 5.33 e 15 para energias em um intervalo de 0.5 a 100 MeV [33].

A partir da equação (2.5) pode ser observada a dependência da velocidade da partícula, representada por β^2 , que é inversamente proporcional ao poder de freamento de colisão, que indica uma diminuição do poder de parada à medida que a velocidade aumenta. Além disso, na equação (2.11) pode ser notada a forte dependência de Z^2 indicando que quanto maior o número atômico e também a energia E da partícula, maior será a contribuição do poder de freamento de radiação.

Para pósitrons e elétrons há ainda uma diferença no poder de freamento devido ao efeito de troca, pois ao incidir em um meio em uma colisão dura, pósitrons podem perder até toda sua energia cinética em uma única colisão, pois interagem por força atrativa com uma partícula distinta, porém de mesma massa, enquanto elétrons podem perder apenas metade da sua energia, pois estão interagindo com uma partícula idêntica [1].

Essas equações não são válidas para qualquer intervalo de energia, a teoria de Bethe descreve bem o poder de freamento para energias acima de 10 KeV [35] e há modificações feitas por vários autores com o objetivo de obter expressões que representem o valor do poder de freamento mais próximo possível dos relatados em literatura e para uma faixa mais ampla de energia [37].

2.1.2 Alcance em condição CSDA

O alcance *CSDA* é uma aproximação da distância média que uma partícula carregada percorre enquanto perde sua velocidade até seu repouso [44]. Essa quantidade permite conhecer a distância alcançada de uma determinada partícula com uma energia cinética inicial conhecida. Sua unidade é em g/cm² e pode ser calculada a partir da expressão (2.12) [1] por meio da integral do inverso do poder de freamento total (2.3):

$$R_{CSDA} = \int_{E'_f}^{E'_0} \frac{dE}{S_{tot}}. \quad (2.12)$$

O alcance em condição CSDA ($Range_{CSDA}$), do inglês *Continuous Slowing-Down Approximation*, considera apenas perdas contínuas e graduais de energia, desprezando quaisquer maiores flutuações [1], pois, em grande parte das interações, as partículas perdem apenas um pouco da sua energia cinética a cada colisão [44].

2.1.3 Dose Absorvida

A dose absorvida é definida como a energia média depositada em um meio de massa m em um volume definido [1, 33] e é válida para qualquer tipo de meio, radiação e geometria do alvo [1]. É uma grandeza física, cujo uso marca a data de 1950, muito utilizada na radioterapia para tratamento de tumores e se relaciona com a radiação absorvida, que é muito utilizada para determinar danos biológicos [1]. Sua expressão é dada por (2.13) [1]:

$$D = \frac{dE_{abs}}{dm}, \quad (2.13)$$

em que dE_{abs} é a energia absorvida, que consiste na soma da energia que entra no volume subtraída da energia que sai desse mesmo volume [33]. Em interação de pósitrons com o meio em que ocorrem efeitos de aniquilação de pósitrons, a energia pode aumentar em 1.022 MeV, e no caso de elétrons em que ocorre produção de par, pode haver a diminuição dessa energia na mesma quantidade [33]. No primeiro caso, a energia aumenta devido à transformação de massa em energia de radiação, podendo fornecer energia adicional ao meio, enquanto no segundo a diminuição ocorre pois a energia é retirada do meio para que seja convertida em massa.

No sistema internacional, a unidade da dose absorvida é fornecida em Gray (Gy) em que

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/Kg} = 100 \text{ rad}$$

e $1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ J/Kg}$, abreviação de *radiation absorbed dose*, foi a primeira unidade a ser utilizada para dose absorvida. Uma unidade muito utilizada em dose absorvida na radioterapia é o centigray (cGy) e equivale a 1 rad [1].

2.1.3.1 Distribuição de dose absorvida

A dose absorvida em um meio por um feixe incidente varia com a profundidade, e para obter a distribuição de dose absorvida em determinada profundidade, é necessário fazer a normalização pela dose máxima absorvida na profundidade desejada [40]. Essa pode ser representada em termos de porcentagem, que é chamada de porcentagem de dose por profundidade (PDP), obtida pela Equação (2.14) [40]

$$PDP = \frac{D_d}{D_{max}} \times 100\%, \quad (2.14)$$

em que D_d é a dose absorvida em qualquer profundidade e D_{max} é a dose máxima obtida. Além disso, pode ser representada pela porcentagem de dose por profundidade normalizada (PDP normalizada) ou também chamada de dose relativa normalizada, obtida na expressão (2.15) [40]:

$$PDP = \frac{D_d}{D_{max}}, \quad (2.15)$$

onde como o valor é normalizado, esta quantidade varia de 0 a 1, e no caso da consideração da porcentagem, de 0% a 100%.

2.2 Modelo teórico proposto por Gümüş

Ao longo dos anos, expressões são desenvolvidas para melhor descrever o comportamento de partículas incidentes na matéria. Obter de maneira mais precisa determinadas quantidades, como, por exemplo, o poder de freamento, é fundamental para entender como as partículas se comportam em determinado material [47]. Sua importância se deve à possibilidade de aplicações a fim de descrever propriedades de materiais para uso na indústria e medicina, como é o caso da aplicação de feixes em alvos biológicos [37, 36].

Essas expressões utilizam como base a teoria de Bethe e cada modelo possui sua adaptação em relação aos parâmetros utilizados [37]. Tais modelos, em sua maioria, possuem expressões complexas de serem calculadas e um recurso a ser utilizado são aproximações e simplificações ao descrever o problema físico. Por esse motivo, os modelos podem conter incertezas associadas tanto pelas aproximações feitas, quanto pelos cálculos numéricos utilizados em suas soluções [1, 37].

Na literatura, dentre as modificações propostas por vários autores, Gümüş propõe um procedimento para calcular o poder de freamento utilizando um modelo baseado na teoria de Bethe modificado por Sugiyama [48]), Rohrlich e Carlson [49] e Tsai [50] com a proposta de ser mais prático e mais assertivo, abrangendo as faixas de energia entre 100 eV - 1 GeV [35, 37].

2.2.1 Poder de freamento de colisão

A equação utilizada para o cálculo do poder de freamento de colisão proposto por Gümüş para pósitrons é dada por (2.16):

$$S_{col}(E) = -\frac{1}{\rho} \frac{dE}{dx} = \frac{4\pi e^4 z^{*2} N_0}{mv^2} \frac{N_0}{A} Z_2^* \left\{ \ln \left(\frac{E}{I_2^*} \right) + \frac{1}{2} \ln \left(1 + \frac{\tau}{2} \right) + F^+(\tau)/2 \right\} \quad (2.16)$$

onde F^+ é (2.17)

$$F^+(\tau) = 2 \ln(2) - \frac{\beta^2}{12} \left[23 + \frac{14}{\tau + 2} + \frac{10}{(\tau + 2)^2} + \frac{4}{(\tau + 2)^3} \right] \quad (2.17)$$

onde m é a massa do pósitron; N_0 é o número de Avogadro; A é o peso atômico do alvo; Z_2^* é a carga efetiva do alvo; τ é a energia cinética da partícula incidente em unidade de massa de repouso do elétron mc^2 ; $\beta = v/c$; z^* é a carga efetiva da partícula incidente; I_2^* é a energia de excitação média efetiva do alvo. Tendo em vista que o poder de freamento é sempre uma quantidade positiva [1], o sinal negativo da equação acima é utilizado para torná-lo positivo. E nesse caso, reforça que a partícula está perdendo energia, pois a perda de energia sempre é uma quantidade negativa $\left(-\frac{1}{\rho} \left(\frac{-dE}{dx}\right)\right)$. O uso do sinal é uma convenção, podendo ou não ser incluído, como é o caso da Equação (2.2), onde não é usado e isso significa que o resultado final já é positivo [51, 52]. É importante ressaltar que, independente da forma de representá-lo, o valor obtido deve ser o mesmo.

A carga efetiva da partícula incidente considera a mudança da carga da partícula no meio devido às suas várias interações, como a perda e captura de elétrons. Seu valor depende da sua velocidade e do material atravessado, pois o meio interfere na forma como há perda de velocidade, e ao diminuir a velocidade a carga também diminui [1, 53, 54]. Sua expressão é representada pela equação (2.18) [35]:

$$z^* = 1 - \exp(-2200\beta^{1.78}). \quad (2.18)$$

A energia de excitação média efetiva I_2^* e a carga efetiva do alvo Z_2^* são obtidas pelo autor por meio do *Bohr's stripping criterion* combinada da teoria utilizada por outros autores e são expressas pelas equações (2.19) e (2.20) [35]

$$Z_2^* = \int_{r_c}^{\infty} 4\pi r^2 n(r) dr \quad (2.19)$$

e

$$\ln I_2^* = \frac{1}{Z_2^*} \int_{r_c}^{\infty} \ln [\gamma \hbar \omega_p(r)] 4\pi r^2 n(r) dr, \quad (2.20)$$

onde ambas são obtidas analiticamente pelo autor utilizando a função de espalhamento de Tietz do átomo de Thomas-Fermi.

Do mesmo modo que a carga efetiva da partícula muda ao atravessar o meio, a energia de excitação média efetiva do alvo I_2^* também se altera ao longo do percurso e possui dependência da densidade eletrônica do alvo, que também muda de acordo com a interação eletromagnética da partícula e é fornecida pela equação (2.21) [35]:

$$I_2^* = 2R_{\infty} \gamma Z_2 c_0^{-3/2} \exp \alpha, \quad (2.21)$$

em que os parâmetros serão fornecidos na seção (3).

2.2.2 Poder de freamento de radiação

O poder de freamento de radiação é calculado pela expressão (2.22) [37]:

$$S_{rad}(E) \approx \frac{E}{X_0}, \quad (2.22)$$

onde X_0 é o comprimento de radiação que representa a distância média de energia que a partícula percorre antes de perder quase toda sua energia [55], dado por (2.23) [37]:

$$\frac{1}{X_0} = 4\alpha r_e^2 \frac{N_0}{A} \{Z_2^2 [L_{rad} - f(Z_2)] + Z_2 L'_{rad}\}, \quad (2.23)$$

em que L_{rad} e L'_{rad} são logaritmos de radiação obtidos por Tsai [50] e podem ser encontrados na tabela (4); α é a constante de estrutura fina; r_e é o raio clássico do elétron; Z_2 é a carga nuclear do alvo; A é o peso atômico do alvo; e $f(Z_2)$ é uma função dada pela equação (3.7) [37], que estará descrita na Seção (3) juntamente com os valores das quantidades mencionadas acima.

2.2.3 Alcance CSDA

O alcance CSDA é dado em função das equações (2.16) e (2.22) por meio do poder de freamento total e é expresso da mesma forma mencionada na subseção (2.1.2) pela equação (2.12) [37]:

$$R_{CSDA} = \int_{E'_0}^{E'_f} \frac{dE}{S_{tot}(E)}.$$

2.3 Simulação

2.3.1 Método Monte Carlo

O método de Monte Carlo é um método computacional que utiliza a amostragem aleatória e se baseia em probabilidades para simular e analisar problemas complexos [56]. Pode ser usado em diversas áreas do conhecimento, desde ciências sociais [57] até aplicações em áreas como matemática, estatística, engenharia e física, cujo uso foi um dos primeiros do método.

Para obter os números aleatórios, o método de Monte Carlo utiliza um gerador de número aleatório, que consiste em gerar números cuja escolha não possua qualquer correlação. Isso é necessário para que possa ser executado experimentos repetidas vezes com amostras aleatórias de forma independente [58]. Os números gerados pelo computador são chamados de números pseudoaleatórios, pois, apesar da sequência de números gerados ser grande e aleatoriamente suficiente, essa mesma sequência pode ser encontrada novamente se a semente, isto é, o número gerador inicial, for utilizada e conhecida [59, 60].

A técnica de simulação estatística é uma abordagem muito útil para descrever problemas físicos e vem sendo usada desde a década de 1940. Desenvolvida pelos matemáticos John von Neumann e Stanislaw Ulam durante o projeto Manhattan na criação da bomba atômica, a simulação era utilizada para analisar o comportamento das partículas subatômicas [61]. Esse método é útil pois a natureza do comportamento das interações das

partículas com a matéria também é probabilística, como é o exemplo das partículas carregadas leves interagindo com um meio. Seu percurso, bem como os processos de deposição de energia, são de natureza probabilística. Ao incidir com um mesmo meio, partículas carregadas leves de mesma energia fazem trajetórias completamente distintas [1, 41].

Como o método fornece uma boa interpretação do transporte de radiação, ele vem sendo utilizado e aperfeiçoado ao longo dos anos, incluindo em aplicações em física médica. Em sua essência, o método utiliza interações microscópicas para modelar um problema e fornecer um resultado macroscópico. No caso da interação da radiação com a matéria, é simulado sucessivas interações das partículas com o meio, permitindo avaliar propriedades macroscópicas como energia depositada, dose, fluência de partículas e, ao final do processo, como produto dos eventos simulados [60].

Fruto do desenvolvimento e aperfeiçoamento do método aplicado no transporte de radiação é a produção de vários softwares de simulação, os quais utilizam o método Monte Carlo para fornecer diferentes grandezas de interesse para a física das radiações com mais precisão e adaptado para as mais diversas necessidades de aplicações, como simulações com feixes para radioterapia, detectores, diagnóstico de imagens e segurança radiológica [62]. Esses programas são capazes de simular a interação de partículas e radiação ionizante em diferentes geometrias, tipos de fontes e em qualquer tipo de material [63]. Entre os softwares mais conhecidos e bem desenvolvidos que são utilizados em simulações se destacam o MCNPX, PENELOPE, Geant4 e também suas extensões, os quais utilizam modelos físicos robustos e validados em suas simulações, fornecendo resultados confiáveis para tais usos. A grande vantagem do método é a capacidade em simular experimentos que resultam em quantidades próximas da realidade sem que haja a necessidade de equipamentos ou testes que possam causar riscos à saúde, como é o caso de experimentos com radiação [38].

O transporte da radiação é feito utilizando modelos físicos de interação, descritas por PDFs (do inglês Probability Density Functions) [60], que são funções de densidade de probabilidade que determinam a probabilidade de um evento acontecer baseada em uma descrição realística do problema. Para tal determinação são utilizadas seções de choque [61] que permitem prever quantidades como a distância a ser percorrida, o espalhamento e o tipo de interação da partículas [60, 38].

2.3.2 Software de simulação: TOPAS - Tool for Particle Simulation

O TOPAS - Tool for Particle Simulation [64] é um software gratuito que usa o Método de Monte Carlo para simular partículas, o qual utiliza o kit de ferramentas *Geant4 simulation toolkit* como núcleo de simulação e adiciona algumas funcionalidades, como geometria de equipamento já predefinidas e extensões para áreas biológicas, que é o caso do TOPAS-nBio [65]. Foi desenvolvido com o intuito de fornecer simulações de Monte Carlo avançadas com um acesso mais fácil, com enfoque à comunidade de física médica,

forneendo maior simplicidade para simular tratamentos como os de radioterapia com partículas e raios X, além de modelar a geometria de pacientes utilizando imagens de Tomografia Computacional.

A curva de aprendizado do TOPAS é relativamente curta em relação à outros códigos como PENELOPE ou o próprio Geant4 [66]. O programa permite o uso de componentes pré-construídos como, por exemplo, os relacionados à geometria, dosimetria e também componentes que podem ser personalizados pelo usuário. Os desenvolvedores afirmam que o código possui um foco na engenharia de segurança [67, 64], no qual utiliza técnicas para que usuários não cometam erros durante sua simulação. Uma dessas técnicas é o modo como os parâmetros são disponibilizados para simulação. O TOPAS possui um sistema de controle de parâmetros, que consiste em um conjunto de parâmetros definidos pelo programa e no qual toda a geometria de simulação é feita em arquivo de texto, desse modo o usuário precisa apenas inserir a configuração desejada, dispensando qualquer conhecimento prévio do uso das ferramentas do Geant4 e ou de qualquer linguagem de programação [64]. A grande vantagem na utilização do TOPAS é a probabilidade de realizar a simulação com alta precisão, reduzindo problemas anteriormente comuns como erro em unidades, materiais e localizações erradas [64]. Na Figura (7) pode ser visto a diferença entre a definição de geometria definidas no Geant4 e no TOPAS.

Figura 7 – Diferença da construção de geometria entre o programa Geant4 e TOPAS.

<pre>#include "B1DetectorConstruction.hh" ... #include "G4RunManager.hh" #include "G4NistManager.hh" #include "G4Box.hh" #include "G4Tubs.hh" #include "G4LogicalVolume.hh" #include "G4PVPlacement.hh" #include "G4SystemOfUnits.hh" ... G4VPhysicalVolume* B1DetectorConstruction::Construct() { G4NistManager* nist = G4NistManager::Instance(); G4bool checkOverlaps = true; G4double world_sizeXYZ = 5.*m; G4Material* world_mat = nist->FindOrBuildMaterial("G4_AIR"); G4Box* solidWorld = new G4Box("World", 5.*m, 5.*m, 5.*m); G4LogicalVolume* logicWorld = new G4LogicalVolume(solidWorld, world_mat, "World"); G4VPhysicalVolume* physWorld = new G4PVPlacement(0, G4ThreeVector(), logicWorld, "World", 0, false, 0, checkOverlaps); G4Material* cylinder_mat = nist->FindOrBuildMaterial("G4_WATER"); G4Tubs* solidCylinder = new G4Tubs("Cylinder", 0.4*m, 0.2*m, 0*deg, 360.*deg); G4LogicalVolume* logicCylinder = new G4LogicalVolume(solidCylinder, cylinder_mat, "Cylinder"); new G4PVPlacement(0, G4ThreeVector(), logicCylinder, "Cylinder", logicWorld, false, 0, checkOverlaps); ... return physWorld; }</pre>	<p>Equivalent TOPAS Parameters</p> <pre>s:Ge/World/Material = "G4_AIR" s:Ge/Phantom/Type = "TsCylinder" s:Ge/Phantom/Parent = "World" s:Ge/Phantom/Material = "G4_WATER" d:Ge/Phantom/RMax = 40. cm d:Ge/Phantom/HL = 20. cm</pre>
----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

Fonte: Obtido de [67].

Os parâmetros utilizados no TOPAS estão relacionados ao ambiente de simulação e

englobam a geometria do alvo a ser simulado como formato, tamanho, posição e composição, o tipo da fonte de emissão de radiação, podendo, por exemplo, ser um feixe ou uma fonte isotrópica, o espalhamento do feixe, o tipo de partícula e energia a ser emitida. Envolve o tipo de quantidade que se deseja obter como resultado, como energia depositada, deposição de dose, fluência e outras, e também que tipo de física está sendo utilizada no processo, como, por exemplo, em que o módulo físico que se deseja utilizar pode ser escolhido pelo usuário. Os parâmetros comportam valores adimensionais ou dimensões definidas, vetores, strings, números inteiros ou fracionários a frações, permitindo assim inserir a característica de materiais e especificar interações entre as partículas [67]. A sintaxe reconhecida pelo TOPAS é da seguinte forma: *Parameter_Type : Parameter_Name = Parameter_Value* e pode ser visto um exemplo na Figura (8).

Figura 8 – Exemplo da sintaxe reconhecida pelo TOPAS e como podem ser definidas geometria, fonte e *scorers*.

```

1  # GEOMETRIA
2  s:Ge/InnerBox/Type           = "TsBox"
3  s:Ge/InnerBox/Parent        = "OuterBox"
4  d:Ge/InnerBox/HLZ           = 1.5 cm
5  d:Ge/InnerBox/HLX           = 1.5 cm
6  d:Ge/InnerBox/HLY           = 1.5 cm
7  s:Ge/InnerBox/Material      = "G4_ADIPOSE_TISSUE_ICRP"
8  d:Ge/InnerBox/TransZ        = -11.5 cm
9  i:Ge/InnerBox/Xbins         = 1
10 i:Ge/InnerBox/Ybins         = 1
11 i:Ge/InnerBox/Zbins         = 1
12
13 # FONTE
14 s:So/Field/BeamParticle     = "e+"
15 s:So/Field/Type             = "Beam"
16 s:So/Field/Component        = "BeamPosition"
17 d:So/Field/BeamEnergy       = 6 MeV
18 s:So/Field/BeamAngularDistribution = "Flat"
19 d:So/Field/BeamAngularCutoffX = 0.0249 deg
20 d:So/Field/BeamAngularCutoffY = 0.0249 deg
21 d:Ge/BeamPosition/TransZ    = -115 cm
22 d:Ge/BeamPosition/RotX     = 0 deg
23
24 # SCORER
25 s:Sc/DoseNaCaixa/Quantity   = "DoseToMedium"
26 sv:Sc/DoseNaCaixa/Report    = 1 "Sum"
27 s:Sc/DoseNaCaixa/Component   = "InnerBox"
28 b:Sc/DoseNaCaixa/OutputToConsole = "TRUE"
29 s:Sc/DoseNaCaixa/IfOutputFileAlreadyExists = "Overwrite"
30 s:Sc/DoseNaCaixa/OutputFile = "tumor3cm6mevdosetotal"
31 s:Sc/DoseNaCaixa/OutputType  = "csv"
32
33 # DEFINIÇÃO DO NÚMERO DE HISTÓRIAS/PARTÍCULAS
34 i:So/Field/NumberOfHistoriesInRun = 1000000000

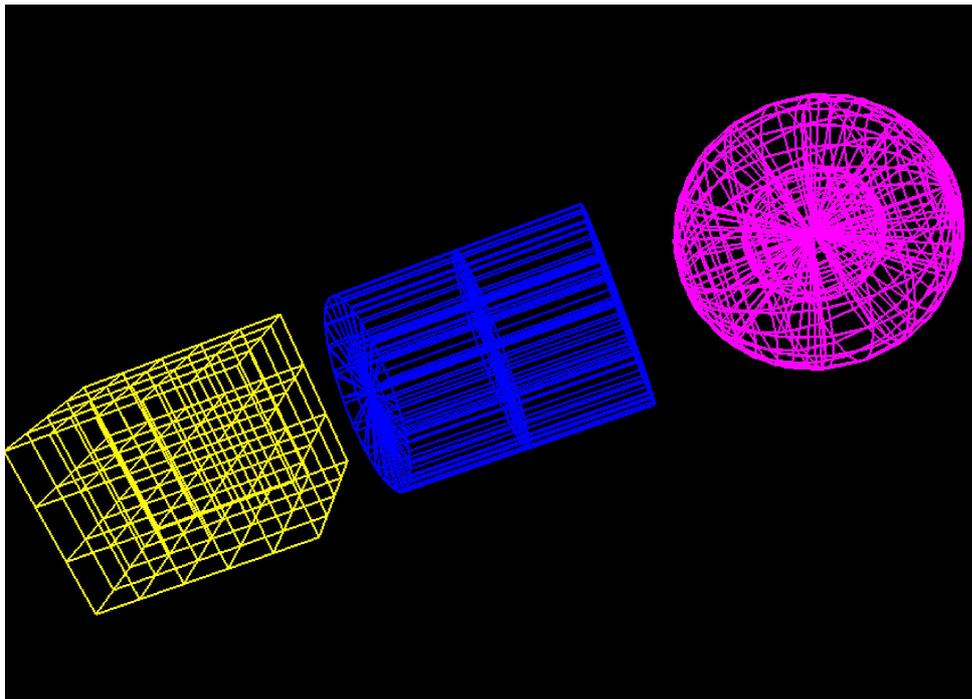
```

Fonte: Elaborado pela autora.

Na simulação é necessário definir a geometria do alvo e pode ser utilizado as formas já definidas pelo programa, e ou uma combinação entre elas. São exemplos de geometria no TOPAS: *TsBox*, *TsSphere* ou *TsCylinder*, que são respectivamente caixa, esfera ou cilindro, e podem ser vistas na Figura (9). Podem ser definidos tamanho, posição e composição,

onde estes podem ser escolhidos entre alguns predefinidos pelo programa, que utiliza os disponíveis no Geant4 ou utilizar materiais próprios desejados. Além disso, a geometria pode ser dividida em partes definidas pelo usuário, chamada de *bins*, onde é possível obter as quantidades em *bins* específicos.

Figura 9 – Representação da geometria do cilindro, esfera e caixa divididas em *bins* disponíveis no TOPAS.



Fonte: Elaborado pela autora.

Para fonte de partículas define-se o tipo de fonte de radiação, sendo feixe ou isotrópica, o tipo de partícula, a energia e se é um espectro ou não. Há a possibilidade de configuração de diversos aspectos do feixe, como o tipo de distribuição, a forma, o limite da distribuição angular, que neste caso permite definir o campo de irradiação, entre outros.

Já os *scorers* são definidos utilizando o parâmetro “*Quantity*” o qual representa a quantidade a ser obtida. Podem ser volumétricos, que calculam a quantidade informada em um volume, ou plano de fase, que fornece a quantidade em uma superfície. Os *scorers* são predefinidos pelo código e dentre os volumétricos é possível obter a energia depositada, a deposição de dose em determinado meio, a fluência, a energia de fluência e LET, que só está disponível para prótons. As demais quantidades estão disponíveis para todas as partículas que o TOPAS permite simular, e dentre as principais estão: elétrons, pósitrons, fótons, prótons e nêutrons. As outras partículas podem ser consultadas na documentação do programa. Outro parâmetro que deve ser inserido na simulação a respeito da fonte é o número de partículas a serem simuladas. Elas representam a quantidade de amostras que serão simuladas e quanto maior seu número, menor será o erro estatístico em cada simulação. Deve-se destacar que o tempo de simulação está relacionado ao número de

partículas e à quantidade de *bins* solicitados empregados na simulação.

Além disso, o software possui uma lista de física predefinida, cuidadosamente validada para simulações clínicas de diferentes feixes de partículas. Ele permite que usuários ajustem as definições com base em suas necessidades individuais, desligando vários processos ou realizando ajustes, dentro dessa lista podem ser escolhidos módulos de física que dependem do tipo de partícula e da precisão desejada no cálculo [67, 64]. Os modelos físicos disponíveis podem ser consultados na documentação do Geant4 com sua respectiva descrição, dentre eles podem ser escolhidos, por exemplo, modelos que descrevam o processo eletromagnético das partículas com diferentes precisões, modelos que descrevam de melhor maneira partículas em baixas energias e ainda selecionar módulos para partículas específicas.

O TOPAS utiliza em sua simulação valores predefinidos e tabelados para cálculos como seção de choque, definição de energias de excitação média e composição de materiais que vão desde elementos até materiais com vários componentes, como por exemplo, determinados tecidos biológicos são formados por um conjunto de componentes com seu respectivo peso. Esses dados são retirados de tabelas de referência como *Nist - National Institute of Standards and Technology*, *ICRU-International Commission on Radiation Units and Measurements*, que é uma comissão internacional que define unidades e medidas de radiação, fornecendo tabelas de valores de referências em seus relatórios, e *ICRP-International Commission on Radiological Protection*, a qual também é uma organização internacional, mas estabelece normas e orientações para a proteção contra radiação.

3 METODOLOGIA

3.1 Modelo Teórico

Para verificar os valores tabelados de poder de freamento e alcance CSDA para pósitrons nos alvos biológicos, tais como cérebro e tecido mamário, conforme relatados por TUFAN(2013) e utilizando o modelo modificado por Gümüş, foi utilizado um código em C elaborado pela autora para calcular o poder de freamento total e o alcance, sendo reproduzidos os parâmetros necessários relatados em literatura [35]. As expressões utilizadas são as apresentadas na Seção (2) e são elas: (2.16), (2.17), (2.22), (2.23) e (2.12). Para determinar tais expressões é necessário utilizar a equação que descreve a excitação média efetiva do alvo (2.21) e a carga efetiva da partícula incidente (3.1). A faixa de energia utilizada foi de 100 eV - 1 GeV utilizando 1 milhão de intervalos. Para ambos, poder de freamento de colisão e radiação foi utilizado a regra de soma de Bragg por meio da equação (2.4):

$$S_{\xi} = nS_{\xi}^A + mS_{\xi}^B,$$

em que para cada elemento é calculado o poder de freamento e após todos são somados, fornecendo o poder de freamento para o tecido desejado. Os elementos que compõe os alvos biológicos utilizados e a respectiva fração por peso representados por n e m são fornecidas na Tabela (1) para o cérebro (1a) e para o tecido mamário (1b):

Tabela 1 – Fração por peso componentes dos alvos biológicos utilizados.

(a) Fração por peso dos componentes do cérebro.

(b) Fração por peso dos componentes do tecido mamário.

Elemento	Fração por peso	Elemento	Fração por peso
H	0.107000	H	0.106000
C	0.145000	C	0.332000
N	0.022000	N	0.030000
O	0.712000	O	0.527000
Na	0.002000	Na	0.001000
P	0.004000	P	0.001000
S	0.002000	S	0.002000
Cl	0.003000	Cl	0.001000
K	0.003000		

Fonte: Adaptado ICRU [68].

3.1.1 Poder de freamento de colisão

Nas equações (2.16) e (2.10) em que o poder de freamento de colisão é calculado,

$$S_{col}(E) = -\frac{1}{\rho} \frac{dE}{dx} = \frac{4\pi e^4 z^{*2} N_0}{m_e v^2 A} Z_2^* \left\{ \ln \left(\frac{E}{I_2^*} \right) + \frac{1}{2} \ln \left(1 + \frac{\tau}{2} \right) + F^+(\tau)/2 \right\}$$

e

$$F^+(\tau) \equiv 2 \ln 2 - \frac{\beta^2}{12} \left[23 + \frac{14}{\tau + 2} + \frac{10}{(\tau + 2)^2} + \frac{4}{(\tau + 2)^3} \right],$$

foram feitas as seguintes substituições:

$\frac{4\pi e^4 N_0}{mc^2} = 0.307075 \text{ MeV cm}^2$ obtido por Sugiyama [69, 35]; $N_0 = 6.02214 \times 10^{23} \text{ mol}^{-1}$;
 $\tau = E/mc^2$; $\beta = \sqrt{1 - \left(\frac{mc^2}{E+m}\right)^2}$; E é a energia cinética da partícula incidente; z^* a carga efetiva da partícula, dada por (2.18):

$$z^* = 1 - \exp(-2200\beta^{1.78}),$$

em que $\beta = v/c$ e $c = 2.998 \times 10^8 \text{ m/s}$, a velocidade da luz. Todos os outros termos são substituídos de acordo com a composição do material escolhido, sendo eles:

I_2^* a energia de excitação média efetiva; Z_2^* a carga efetiva do alvo; A é o peso atômico do alvo, apresentado na Tabela (2) para cérebro (2a) e tecido mamário (2b).

Tabela 2 – Peso atômico dos componentes dos alvos biológicos utilizados.

(a) Peso atômico dos componentes do cérebro.

(b) Peso atômico dos componentes do tecido mamário.

Elemento	Peso atômico
H	1
C	12
N	14
O	16
Na	23
P	31
S	32
Cl	35
K	39

Elemento	Peso atômico
H	1
C	12
N	14
O	16
Na	23
P	31
S	32
Cl	35

Fonte: Adaptado de [37].

Para obter a carga efetiva do alvo e a excitação média efetiva, o procedimento será descrito nas próximas subseções: (3.1.1.1) e (3.1.1.2).

3.1.1.1 Carga efetiva do alvo

A carga efetiva do alvo fornecida por Gümüş [35] é expressa por (3.1) [35]:

$$Z_2^*(v) = Z_2 \frac{b^2(3x_c + b)}{(x_c + b)^3}, \quad (3.1)$$

em que x_c é expresso por (3.2) [35]:

$$x_c(v) = -\frac{2}{b} + \frac{1}{\left[\frac{a}{2} + \left(\frac{b}{3}\right)^3 + \sqrt{\left(\frac{a}{2}\right)^2 + a\left(\frac{b}{3}\right)^3}\right]^{1/3}} \left(\frac{b}{3}\right)^2 + \left[\frac{a}{2} + \left(\frac{b}{3}\right)^3 + \sqrt{\left(\frac{a}{2}\right)^2 + \left(\frac{b}{3}\right)^3}\right]^{1/3}, \quad (3.2)$$

onde $a(v)$ é dado por (3.3) [35]:

$$a(v) = \frac{b^2}{0.60647} \frac{v_0^2 Z_2^{4/3}}{v^2}, \quad (3.3)$$

com $v_0 = 2.2 \times 10^6$ m/s sendo a velocidade de Bohr; $b = (8/\pi)^{2/3}$; v a velocidade da partícula incidente; Z_2 é o número atômico dos elementos do alvo.

Para obter as equações (3.1), (3.2) e (3.3) é utilizado o critério adiabático de Bohr [35]. O modo como são calculadas e detalhes teóricos podem ser encontrados no artigo de referência [35].

3.1.1.2 Excitação média efetiva

A excitação média efetiva é calculada através da expressão (2.21):

$$I_2^* = 2R_\infty \gamma Z_2 c_0^{-3/2} \exp\{a\}, \quad (3.4)$$

onde $R_\infty = 13.6$ eV; $c_0 = 0.6064741718$; Z_2 é o número atômico dos elementos do alvo; α é obtido através da expressão (3.5) [35]:

$$\alpha = \frac{Z_2}{2Z_2^*} \left[x_c^2(x_c + 3b) \ln x_c + x_c(x_c + b)b + x_c(\ln 6 - 2)3b^2 + b^3(\ln 6 - \frac{10}{3}) \right. \\ \left. + (3x_c + b)b^2 \ln \frac{b^2}{(x_c + b)^4} - (x_c + b)^3 \ln x_c + b \right] / (x_c + b)^3 \quad (3.5)$$

e γ é dado por (3.6) [35]:

$$\gamma = I_2 / 10.46313462 Z_2. \quad (3.6)$$

Para os valores de I_2 , foram usados valores tabelados em documento de referência [70] e são fornecidos na Tabela (3) todos os elementos utilizados em ambos alvos biológicos.

Tabela 3 – Valores de energia de excitação média contendo o elementos necessários para o cálculo de γ .

Elemento	I_2 tabelado
H	19.2
C	13.0
N	11.7
O	11.9
Na	13.6
P	11.5
S	11.3
Cl	10.2
K	10.0

Fonte: Adaptado de [70].

3.1.2 Poder de freamento de radiação

Para calcular o poder de freamento de radiação é utilizada a equação (2.22):

$$S_{rad}(E) \approx \frac{E}{X_0},$$

em que X_0 é expresso por (2.23):

$$\frac{1}{X_0} = 4\alpha r_e^2 \frac{N_0}{A} \{Z_2^2 [L_{rad} - f(Z_2)] + Z_2 L'_{rad}\},$$

onde $f(Z_2)$ é (3.7):

$$f(Z_2) = a^2 [(1 + a^2)^{-1} + 0.20206 - 0.0369a^2 + 0.0083a^4 - 0.002a^6], \quad (3.7)$$

com $a = \alpha Z_2$; E a energia cinética da partícula incidente; $\alpha = 1/137.03599911$, que é a constante de estrutura fina; $r_e = 2.817140325 \times 10^{-15}$ m é o raio clássico do elétron; A é a massa atômica do alvo; Z_2 é a carga nuclear do alvo; L_{rad} e L'_{rad} são logaritmos de radiação utilizado por [37], determinados por Tsai [50] e estão disponíveis na Tabela (4):

A partir da soma das equações (2.16) e (2.22), é obtido o poder de freamento total para o cérebro e tecido mamário através da expressão (2.3):

$$S_{tot} = S_{col} + S_{rad}. \quad (3.8)$$

3.1.3 Alcance CSDA

Para determinar o alcance foi utilizada a equação (2.12):

Tabela 4 – Valores de L'_{rad} e L_{rad} definidos por Tsai.

Elemento	Z_2	L_{rad}	L'_{rad}
H	1	5.31	6.144
He	2	4.79	5.621
Li	3	4.74	5.805
Be	4	4.71	5.924
Outros	>4	$\ln 184.15Z_2^{-1/3}$	5.924

Fonte: Adaptado de [37]

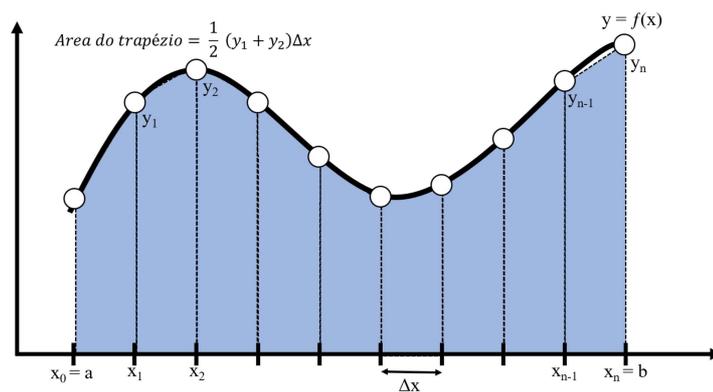
$$R_{CSDA} = \int_{E'_f}^{E'_0} \frac{dE}{S_{tot}}$$

e sua implementação no código em C foi feita através do método do trapézio simples, uma vez que a integral da equação acima assume valores finitos e positivos e não possui nenhuma descontinuidade.

O método do trapézio simples consiste em obter a área sob uma curva através da área do trapézio por meio de integração numérica. Uma ilustração do método pode ser vista na Figura (10) a qual é obtida fazendo-se uso da Equação (3.9):

$$\int_a^b f(x)dx \approx \frac{f(a) + f(b)}{2}(b - a) \quad (3.9)$$

Figura 10 – Ilustração do método do trapézio simples.



Fonte: Elaborado pela autora (2025).

3.2 Simulação

A abordagem metodológica nesta seção foi realizada utilizando um programa de simulação estatística Monte Carlo *Tool for Particle Simulation* - TOPAS. Foram feitas simulações para obter os valores de poder de freamento para o cérebro e tecido mamário e cálculo de dose absorvida para elétrons e pósitrons em água, cérebro e tecido adiposo simulando tumor.

Versão do programa utilizado:

Versão TOPAS: 3.7.0 (12-08-201)

Versão Geant4 utilizada pelo TOPAS: 10.06.p03

Computadores do laboratório utilizados na simulação:

N08:

Intel(R) Xeon(R) Silver 4310T CPU @ 2.30GHz

Thread(s) por núcleo: 1

Core(s) per soquete: 10

Soquete(s): 2

Ifmt01:

11th Gen Intel(R) Core(TM) i7-11700 @ 2.50GHz

Thread(s) per núcleo: 2

Núcleo(s) por soquete: 8

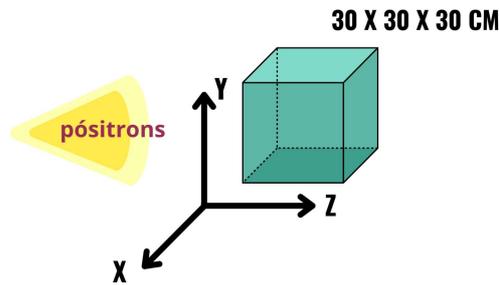
Soquete(s): 1

3.2.1 Simulação do poder de freamento e alcance CSDA

Para a simulação do poder de freamento total foi utilizado um feixe de pósitrons paralelos monoenergéticos no intervalo de energia de 100 eV a 1 GeV incidindo em uma caixa de 30 x 30 x 30 cm³ a uma distância de 100 cm da fonte, contendo a composição de elementos referentes ao cérebro e tecido mamário, disponível na Tabela (1b), com o intuito de comparar com os valores teóricos, representado pela Figura (11).

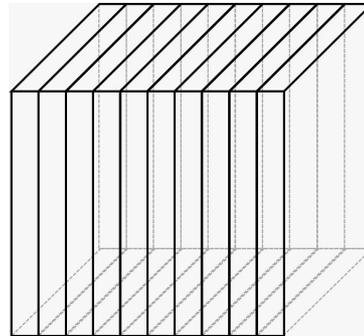
Para obter o poder de freamento, a caixa foi dividida em diferentes quantidades de bins de acordo com a energia inicial do feixe, de modo que o tamanho do bin fosse pequeno o suficiente para que não houvesse muita perda da energia inicial do feixe, mas que ainda permitisse interações da partícula incidente no material. O tamanho foi ajustado observando a convergência da quantidade a ser calculada. São chamados bins as divisões feitas na geometria do alvo a ser simulado. Nesse contexto, a caixa foi dividida em vários bins ao longo do eixo Z, como representado na Figura (12).

Figura 11 – Ilustração de um feixe de pósitrons incidindo em uma caixa.



Fonte: Elaborado pela autora (2025).

Figura 12 – Ilustração de uma caixa dividida em vários bins ao longo do eixo Z.



Fonte: Elaborado pela autora (2025).

O *scorer* selecionado foi *EnergyDeposit*, que fornece a energia total depositada por todas as partículas simuladas no meio. A simulação utilizou 10^6 partículas. A conversão para o poder de freamento foi feita utilizando a equação (3.10):

$$S = \frac{dE}{N * \rho dx}, \quad (3.10)$$

em que dE é a energia depositada no bin obtida pelo software; N é o número de partículas utilizadas na simulação; dx o tamanho do bin utilizado; ρ é a densidade do alvo e os valores utilizados foram retirados do ICRU (1989) e estão na Tabela (5):

Tabela 5 – Densidade do material ρ para cada alvo biológico.

Cérebro	$\rho = 1.04 \text{ g/cm}^3$
Tecido mamário	$\rho = 1.02 \text{ g/cm}^3$

Fonte: Adaptado de [68].

O módulo físico utilizado foi *g4em-standard_opt4*, que para elétrons e pósitrons na consideração de espalhamento múltiplo de Coulomb o modelo *Goudsmit-Sounderson* é utilizado para energias de 0 a 100 MeV com a finalidade de fornecer a distribuição

estatística das interações sucessivas para melhorar a precisão do transporte de partículas. Para energias de 100 MeV a 100 TeV, é utilizado o modelo *WentzelVI* juntamente com o modelo de espalhamento de Coulomb, que utiliza uma abordagem mais detalhada para colisões elásticas, melhorando assim a precisão da distribuição angular das partículas ao longo do seu percurso. O módulo também utiliza o *UseSafetyPlus* como limitação de passos para uma simulação precisa na interface geométrica entre diferentes tipos de materiais.

A ionização é modelada pela formulação Moller-Bhabha para energias acima de 100 keV, enquanto para menores energias utiliza o modelo *Penelope*, que inclui os efeitos de ionização, excitação e é baseado no código Penelope. A aniquilação de pósitrons é implementada pelo modelo *eplus2gg*, o qual utiliza a seção de choque de Dirac na simulação. A produção de pares por elétrons e pósitrons também é considerado utilizando o modelo *BetheHeitler5D*. Para o processo de *Bremsstrahlung* é implementado pelo modelo *eBremSB*, o qual utiliza a seção diferencial de Bethe-Heitler. As definições da geometria do feixe utilizadas estão contidas na Tabela (6):

Tabela 6 – Configurações do feixe utilizada na simulação.

Parâmetro	Configuração	Descrição do parâmetro
<i>BeamAngularDistribution</i>	Flat	As partículas são uniformemente distribuídas sem preferência de direção.
<i>BeamAngularCutoffX</i> e <i>Y</i>	2.8624 deg	Restringe a direção angular que as partículas serão emitidas em <i>BeamAngularDistribution</i> e é escolhida de acordo com o tamanho de campo desejado.

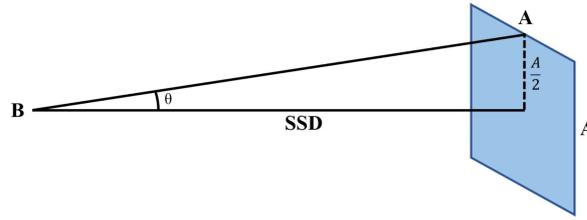
Fonte: Elaborado pela autora (2025).

O campo de irradiação é a região que receberá a radiação. O ajuste do tamanho do campo depende da dimensão e volume da geometria escolhida para ser irradiada [71]. O ângulo utilizado no parâmetro *BeamAngularDistribution* é definido pela equação (3.11) [66]:

$$\theta = \arctan \frac{A/2}{SSD}, \quad (3.11)$$

em que A é o tamanho lateral do campo; SSD, do inglês *Source-Skin Distance*, consiste no comprimento entre a fonte e a pele do paciente [72] e no contexto da simulação é a distância entre o fonte e a superfície do objeto simulador. Um esquema pode ser visto na Figura (13):

Figura 13 – Esquematização para definir o ângulo.



Fonte: Elaborado pela autora (2025).

O alcance foi obtido através da divisão da energia depositada pelo valor obtido do poder de freamento na simulação através da equação (3.12):

$$R_{CSDA} = \frac{dE}{N * S_{tot}}. \quad (3.12)$$

3.2.2 Simulação da dose absorvida

Para o cálculo da dose, foi simulado um feixe de elétrons e pósitrons com energias de 6, 9, 12, 20 e 24 MeV incidindo em água, cérebro e um tumor contido em um cérebro, a uma distância de 100 cm com um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, utilizando 100 milhões de partículas. As energias do feixe foram escolhidas de acordo com a faixa de energia mais utilizadas em radioterapia, que são de 5 a 25 MeV [73]. A distância foi escolhida por estar entre as distâncias mais comuns de feixes [74, 40].

Para a análise da dose, o *scorer* utilizado foi o *DoseToMedium*, que fornece a dose absorvida no meio utilizada para obter a dose absorvida no volume total e a dose absorvida em cada bin, que foi utilizada para obter a distribuição da dose absorvida através da PDP normalizada, expressa pela equação (2.14)

$$PDP = \frac{D_d}{D_{max}}.$$

3.2.2.1 Dose absorvida em água

Com o objetivo de validar os resultados de cálculo de dose neste trabalho com outro já relatado na literatura [75], a simulação foi realizada utilizando o mesmo tamanho de campo e distância da fonte que a referência selecionada para elétrons incidindo em água, de forma a permitir uma comparação analítica dos valores de distribuição de dose obtidos entre eles. Após, a simulação será utilizada para realizar a comparação de distribuição de dose para pósitrons e elétrons, porém agora utilizando apenas dados obtidos neste trabalho.

O material utilizado na simulação para água foi G4_WATER, que é definido pelo programa e é fornecido pelo ICRP [76]. O tamanho da caixa utilizada foi de $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ dividida em 100 bins ao longo do eixo Z. As energias simuladas, o tamanho do campo, *scorer* e quantidade de partículas são as mencionadas no início da Subseção (3.2.2).

3.2.2.2 Dose absorvida em cérebro

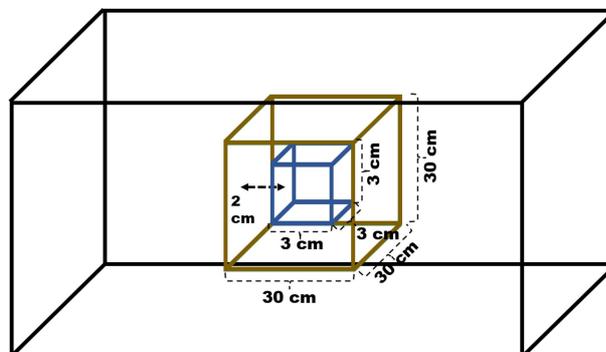
Para a simulação de dose absorvida no cérebro foi utilizada uma caixa de dimensão de $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ dividida em 100 bins ao longo do eixo Z. As energias simuladas, o tamanho do campo, *scorer* e quantidade de partículas são aquelas mencionadas no início da Subseção (3.2.2). A composição utilizada para simular o cérebro é a mesma contida na Tabela (1a) e a densidade do material é a mesma contida na Tabela (5). A simulação foi feita com o intuito de verificar a dose total depositada pelas duas partículas e verificar se há diferença na dose absorvida por pósitrons e elétrons na distribuição ao longo da profundidade.

3.2.2.3 Dose absorvida no tumor

Para esta simulação foi configurado um tumor de $3 \times 3 \times 3 \text{ cm}^3$ dentro de uma caixa de $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ localizado a 2 cm do início da caixa. Uma ilustração pode ser vista na Figura (14). O tumor é composto por tecido adiposo, cuja composição é informada pelo ICRP, é predefinido pelo programa por G4_ADIPOSE_TISSUE_ICRP o qual utiliza a composição, disponível na Tabela (7) e densidade de $\rho = 0.95 \text{ g/cm}^3$ de tecido adiposo do ICRP.

Foi calculada a dose total e o tumor foi dividido em 200 bins ao longo do eixo Z para a análise de dose absorvida ao longo da profundidade. Nessa simulação foi utilizado um campo menor, com $5 \times 5 \text{ cm}^2$, uma vez que o volume irradiado é menor e se deseja depositar a menor quantidade de energia possível nos tecidos sadios, que é representado pelo cérebro. As energias simuladas, *scorer* e quantidade de partículas são as mencionadas no início da Subseção (3.2.2). Para este caso, o parâmetro utilizado para *BeamAngularCutoff* em X e Y foi 1.4320 deg.

Figura 14 – Imagem ilustrando a configuração da geometria da posição do tumor em relação ao cérebro.



Fonte: Elaborado pela autora (2025).

Tabela 7 – Fração por peso dos componentes do tecido adiposo.

Elemento	Fração por peso
H	0.114
C	0.598
N	0.007
O	0.278
Na	0.001
S	0.001
Cl	0.001

Fonte: Adaptado de [76].

4 RESULTADOS

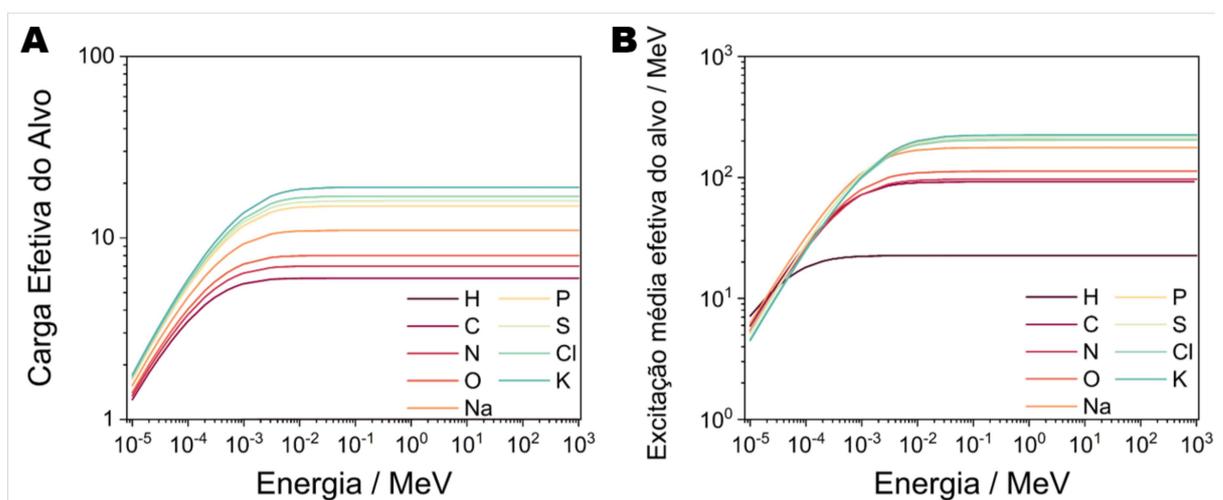
4.1 Poder de freamento e Alcance CSDA

Nesse trabalho foi obtido o poder de freamento de duas formas. A primeira foi de modo teórico, utilizando o modelo de Gümüş [35] com o objetivo de verificar os dados reportados por Tufan [37], o qual utiliza o mesmo modelo para obter seus resultados, e também verificar se é possível obter o poder de freamento e alcance com as informações fornecidas nos artigos [35, 37], que propõem uma maneira mais simples e com valores mais apropriados. Para comparar os valores teóricos, foi utilizada simulação Monte Carlo utilizando o software TOPAS.

Os erros estatísticos da simulação para os cálculos de poder de freamento e alcance em todos os tecidos utilizados neste trabalho foram baixos, não ultrapassando o coeficiente de variância de 3%.

Para determinar o poder de freamento através do modelo teórico, é necessário calcular a energia de excitação média efetiva e a carga efetiva de todos os elementos que fazem parte da composição dos alvos, e o resultado obtido pode ser visto na Figura (15):

Figura 15 – Gráfico da (A) Carga efetiva e (B) Energia de excitação média efetiva dos elementos que constituem os alvos utilizando o modelo teórico.



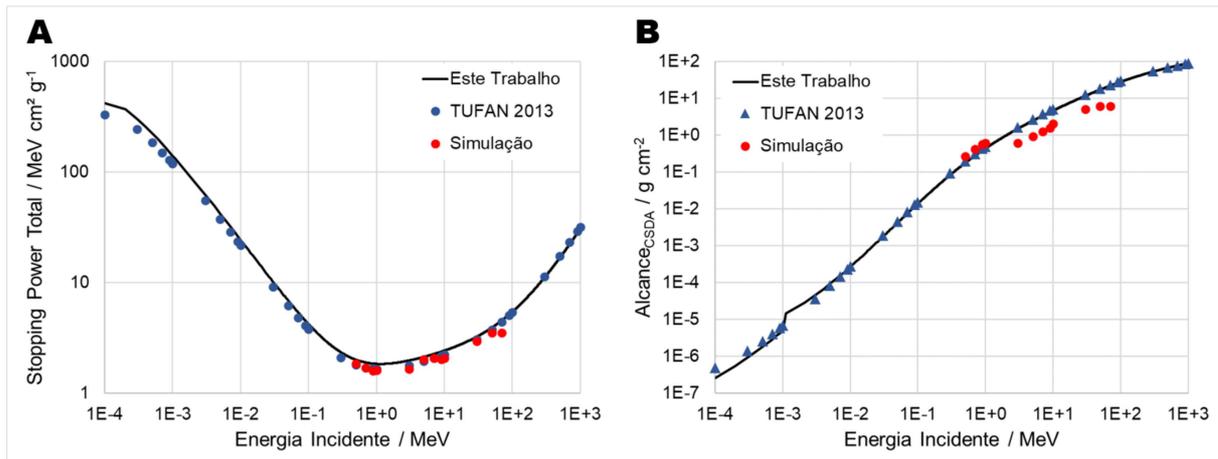
Fonte: Elaborada pela autora (2025).

É importante ressaltar que os valores utilizados para o cálculo da energia de excitação média efetiva fez uso de valores de γ determinados pela energia de excitação média contidos na Tabela (3), que não necessariamente são os mesmos utilizados pelo autor, uma vez que não são todos informados nos artigos de referência [35, 37]. Além disso, não foi encontrado gráficos disponíveis para fazer comparação desses valores utilizando esse modelo teórico.

4.1.1 Cérebro

Os resultados teóricos e de simulação verificados por esse trabalho e os reportados por Tufan [37] para o poder de freamento e alcance para o cérebro foram comparados e podem ser vistos na Figura (16):

Figura 16 – Gráfico comparando os resultados de (A) Poder de freamento total e (B) Alcance para o cérebro.



Fonte: Elaborada pela autora (2025).

Na Figura (16) podemos observar o comportamento esperado para uma curva de poder de freamento relatados em literatura [1]. Ao analisar o gráfico é possível perceber que os maiores valores estão nas regiões de baixa energia, o que é esperado uma vez que o poder de freamento de colisão depende do inverso do quadrado da velocidade, que por sua vez depende da energia cinética da partícula. Nessas regiões, o poder de freamento de radiação tem pouca relevância. Sua maior contribuição está nas regiões de energias mais altas, a qual o de colisão tem menor relevância.

No gráfico do alcance (16) também pode ser observado um comportamento esperado da curva que é relatado em literatura [1]. Levando em conta a relação de dependência que o alcance possui com o poder de freamento total, e em como as partículas se comportam no meio, é possível observar o comportamento de acordo com o esperado, pois partículas com maior energia cinética interagem menos com os átomos do meio quando comparadas as que possuem menores energias, resultando assim em um maior alcance.

Ao comparar os valores de poder de freamento total e alcance verificados por esse trabalho de forma teórica e os reportados na literatura [37], obteve-se um erro de 13% para energias entre 100 eV e 0.001 MeV, de 7% para energias entre 0.001 MeV e 10 MeV e de 2% para energias de 10 MeV a 1000 MeV, Tabela (8).

Tabela 8 – Erro obtido entre o resultado teórico obtido nesse trabalho e valores fornecidos pela literatura para poder de freamento e alcance para o cérebro.

Faixa de energia (MeV)	Erro do poder de freamento total e alcance [Teórico vs. Literatura]
0.0001 – 0.001	13%
0.001 – 10	5%
10 – 1000	2%

Fonte: Elaborado pela autora (2025).

Na comparação entre a simulação e os dados teóricos obtidos na verificação desse trabalho e os reportados por Tufan [37] houve um erro de 0.72% para o poder de freamento e 5.73% para o alcance em uma faixa de energia entre 0.5 MeV a 70 MeV, Tabela (9).

Tabela 9 – Erro obtido entre o resultado teórico obtido nesse trabalho e simulação para poder de freamento e alcance para o cérebro.

Faixa de energia (MeV)	Erro poder de freamento total [Simulação vs Teórico]	Erro alcance [Simulação vs Teórico]
0.5 – 70	0.72%	5.73%

Fonte: Elaborado pela autora (2025).

Para os valores de poder de freamento entre a simulação e aqueles reportados por Tufan [37] foi encontrado um erro de 4.25%, e para o alcance o erro foi de 5.24%, Tabela (10), na mesma faixa de energia.

Tabela 10 – Erro obtido entre os reportados em literatura e simulação para poder de freamento e alcance para o cérebro.

Faixa de energia (MeV)	Erro poder de freamento total [Simulação vs Literatura]	Erro alcance [Simulação vs Literatura]
0.5 – 70	4.25%	5.24%

Fonte: Elaborado pela autora (2025).

Ao analisar os erros entre os resultados teóricos obtidos por esse trabalho e os reportados na literatura por Tufan [37], tanto para o poder de freamento quanto para o

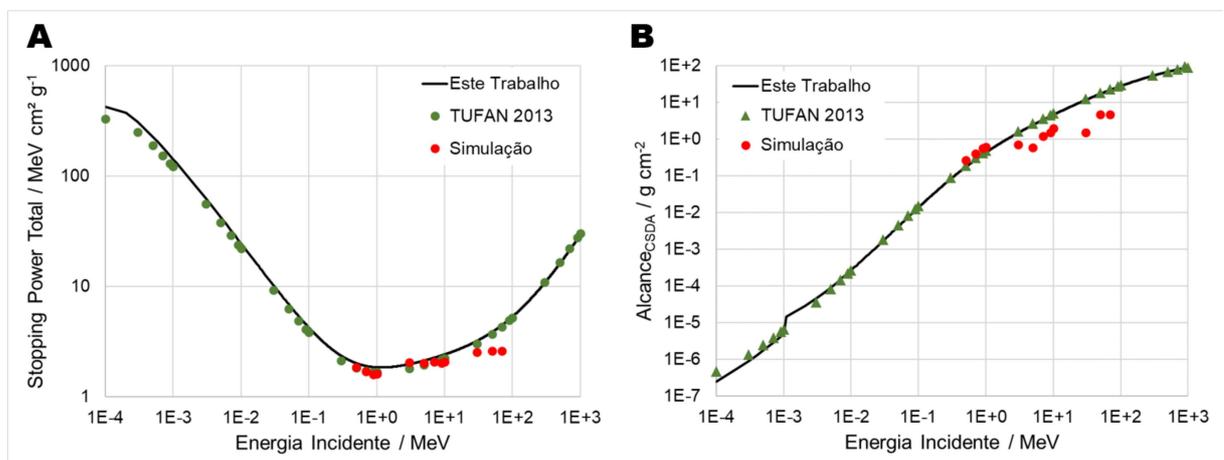
alcance, pode-se perceber que os valores obtidos não são os mesmos apesar da utilização do mesmo modelo, isso pode estar relacionado ao valor de γ utilizado no cálculo da energia de excitação média efetiva, resultando em valores distintos entre ambos os resultados. É possível observar também que, em energias mais altas, o erro se torna muito menor. Isso pode estar relacionado ao termo $\frac{1}{v^2} \ln \frac{E}{I_2^*}$ na Equação (2.16), em que para energias mais altas o termo dependente de I_2^* vai se tornando cada vez mais desprezível devido ao denominador muito grande. Além disso é conhecido da literatura [1, 44] que a maior contribuição no poder de freamento total e em energias mais altas se deve ao poder de freamento de radiação, o qual não depende de I_2^* e, conseqüentemente, de γ .

O fato das faixas de energias simuladas não serem as mesmas abrangidas no cálculo teórico se deve à pouca convergência dos valores de poder de freamento obtido pelo TOPAS. Somente na faixa de energia mencionada, o programa demonstrou uma boa resposta a metodologia aplicada. Com isso, o TOPAS demonstra não ser o programa ideal para cálculo de poder de freamento utilizando essa metodologia. Uma outra alternativa poderia ser a alteração do código, para a personalização do *scorer*, obtendo diretamente o poder de freamento, como acontece em outros tipos de códigos, como o Geant4. Não houve essa tentativa nesse trabalho pois é um desenvolvimento que exige experiência e tempo hábil de aprendizado da estrutura interna do programa e desenvolvimento da programação utilizada para realizar tal extensão.

4.1.2 Tecido Mamário

Para o tecido mamário o comportamento das curvas são similares, tanto para o poder freamento total quanto para alcance, podendo ser visto pela curva do gráfico apresentado na Figura (17). E as considerações são as mesmas da Subseção (4.1.1).

Figura 17 – Gráfico comparando os resultados de (A) Poder de freamento total e (B) Alcance para o tecido mamário.



O erro entre os valores de poder de freamento e alcance CSDA reportados na literatura por Tufan [37] e os resultados obtidos neste trabalho foi de 13% para energias entre 100 eV e 0.001 MeV, de 7% para energias entre 0.001 MeV e 10 MeV e de 2% para energias de 10 MeV a 1000 MeV, como pode ser visto na Tabela (11).

Tabela 11 – Erro entre o resultado teórico obtido nesse trabalho e valores fornecidos pela literatura para poder de freamento e alcance para o tecido mamário.

Faixa de energia (MeV)	Erro do poder de freamento total e alcance [Teórico vs. Literatura]
0.0001 – 0.001	13%
0.001 – 10	7%
10 – 1000	2%

Fonte: Elaborado pela autora (2025).

O erro obtido entre o poder de freamento total deste trabalho e a simulação foi de 8.53%, e para o alcance foi de 6.14%, conforme pode ser visto na Tabela (12), cujo intervalo de energia se deu entre 0.5 MeV a 70 MeV.

Tabela 12 – Erro obtido entre o resultado teórico obtido nesse trabalho e simulação para poder de freamento total e alcance para o tecido mamário.

Faixa de energia (MeV)	Erro poder de freamento total [Simulação vs Teórico]	Erro alcance [Simulação vs Teórico]
0.5 – 70	8.53%	6.14%

Fonte: Elaborado pela autora (2025).

O erro para o poder de freamento total entre os valores reportados por Tufan [37] e simulação foi de 3.21% e para o alcance foi de 6.00%, como pode ser visto na Tabela (13).

Tabela 13 – Erro obtido entre os reportados em literatura e simulação para poder de freamento e alcance para o tecido mamário.

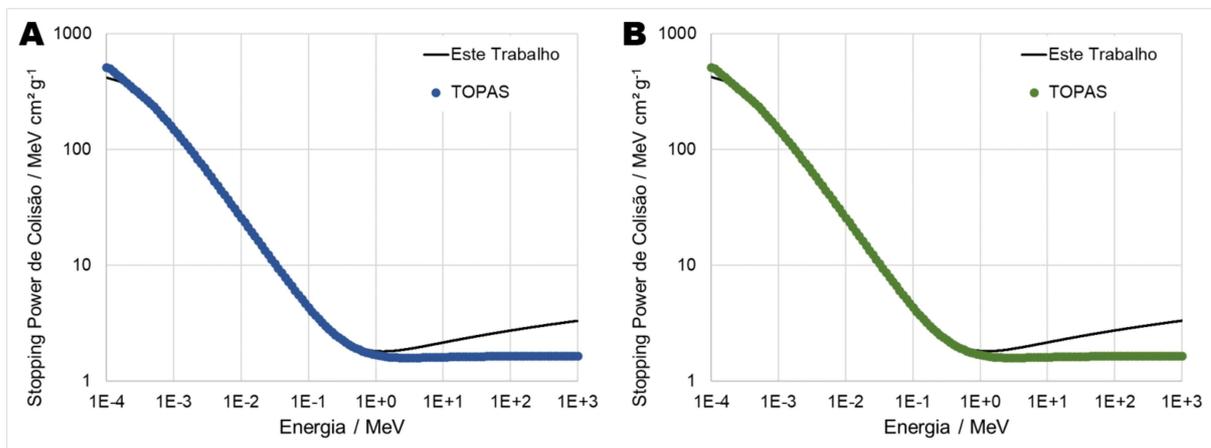
Faixa de energia (MeV)	Erro poder de freamento total [Simulação vs Literatura]	Erro alcance [Simulação vs Literatura]
0.5 – 70	3.21%	6.00%

Fonte: Elaborado pela autora (2025).

É possível observar que entre os valores simulados, aqueles obtidos na literatura e os verificados por esse trabalho, apesar da diferença entre eles, o erro na faixa de energia simulada ainda é relativamente baixo, sendo aproximadamente 10%, o que demonstra que o modelo pode ser útil para cálculos de poder de freamento total.

Através do TOPAS é possível ter acesso aos valores de poder de freamento de colisão calculados pelo Geant4, que é utilizado ao obter as quantidades no TOPAS, como por exemplo, a energia depositada, estando disponíveis através do comando `/process/eLoss/verbose 3`. Esses valores de poder de freamento de colisão foram comparados com os valores teóricos obtidos neste trabalho para o cérebro e tecido mamário, e pode ser visto na Figura (18)

Figura 18 – Gráfico de comparação entre o poder de freamento de colisão fornecido pelo TOPAS e o teórico obtido neste trabalho para o (A) Cérebro e (B) Tecido mamário.



Fonte: Elaborada pela autora (2025).

É possível notar através das curvas para ambos alvos que os valores possuem boa concordância, exceto em energias acima de 1 MeV, demonstrando que os valores do modelo teórico e da simulação são bem descritos em energias menores que 1 MeV.

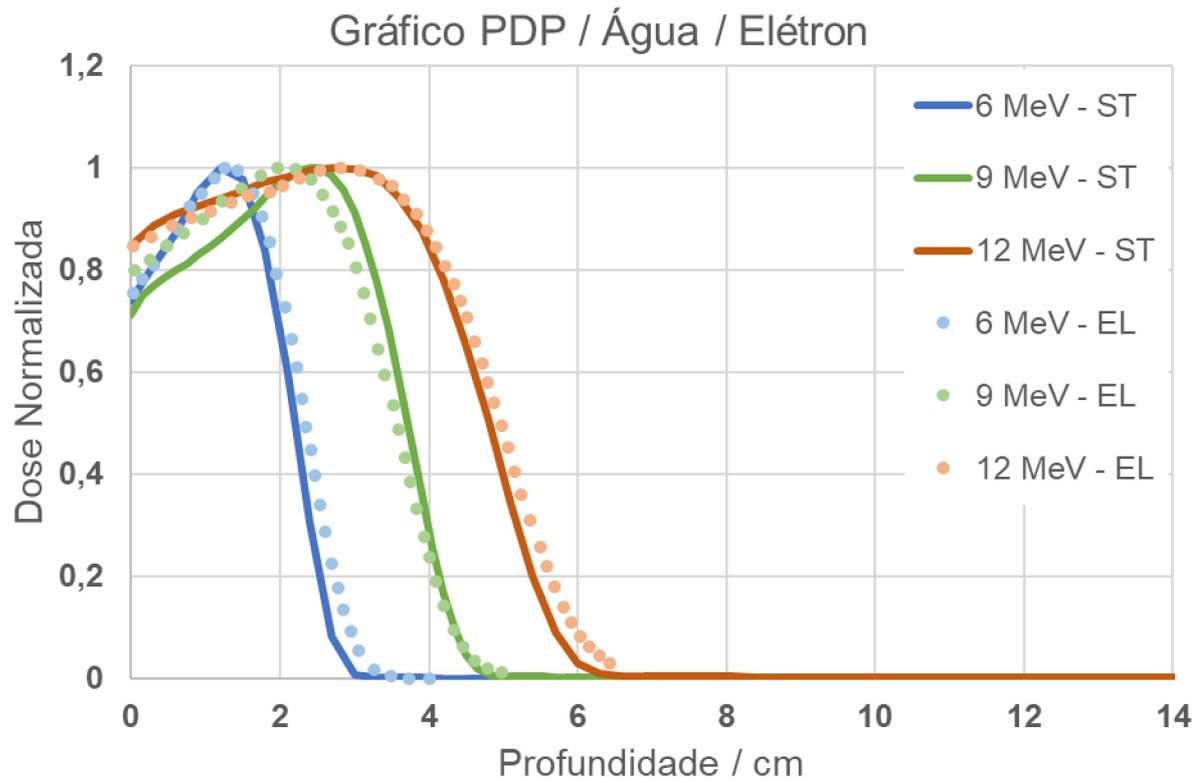
4.2 Dose

Os erros estatísticos para os cálculos de dose em todos os tecidos utilizados neste trabalho foram baixos, não ultrapassando o coeficiente de variância de 3.65E-06 %.

4.2.1 PDP normalizada de elétrons e pósitrons incidindo na água

A Figura (19) demonstra a comparação entre as curvas de PDP medidas experimentalmente retiradas da literatura [75, 73] e da simulação feita utilizando o TOPAS de um feixe de elétrons incidindo em água com diferentes energias. Foi utilizado o mesmo tamanho de campo e distância com o intuito de verificar os resultados obtidos pela simulação.

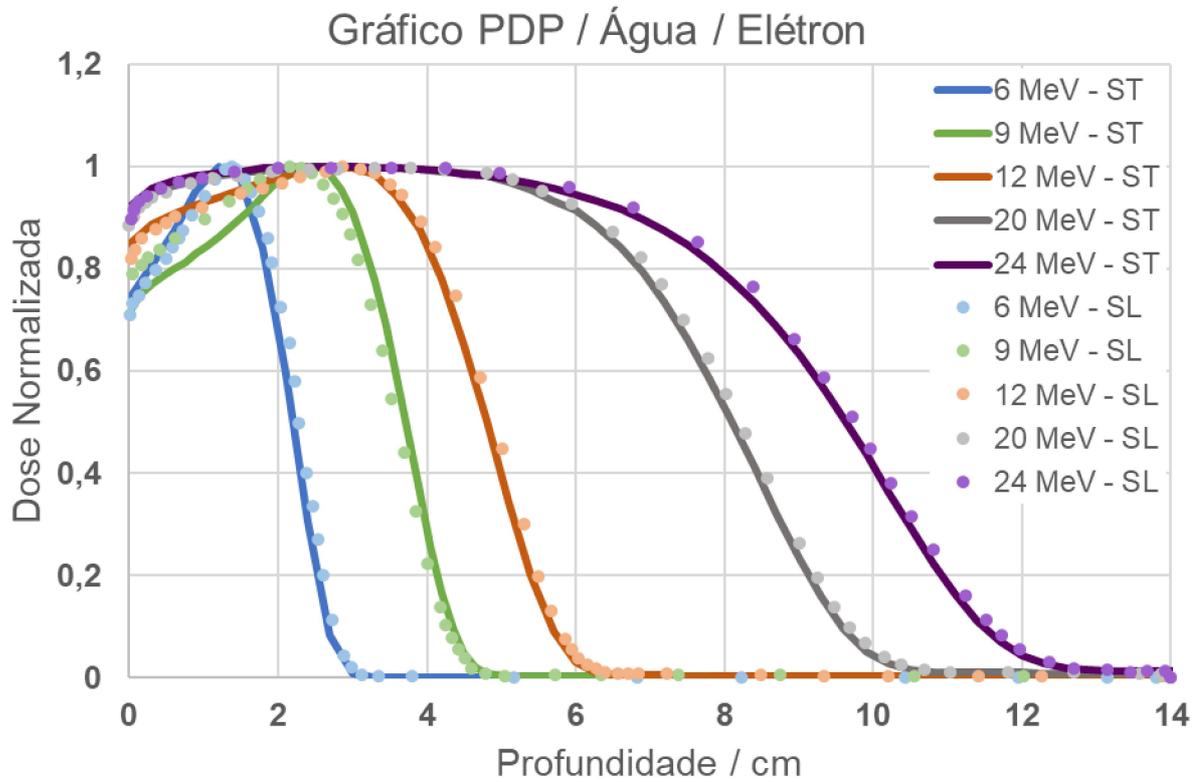
Figura 19 – Gráfico comparando PDP de medidas experimentais (EL) obtido da literatura com os simulado neste trabalho (ST) de elétrons incidindo em água.



Fonte: Elaborada pela autora (2025).

A Figura (20) apresenta uma comparação entre a curva de PDP de elétrons de uma simulação feita com TOPAS, obtida na literatura [66] utilizando os mesmos parâmetros com o objetivo de comparar com a simulação feita neste trabalho.

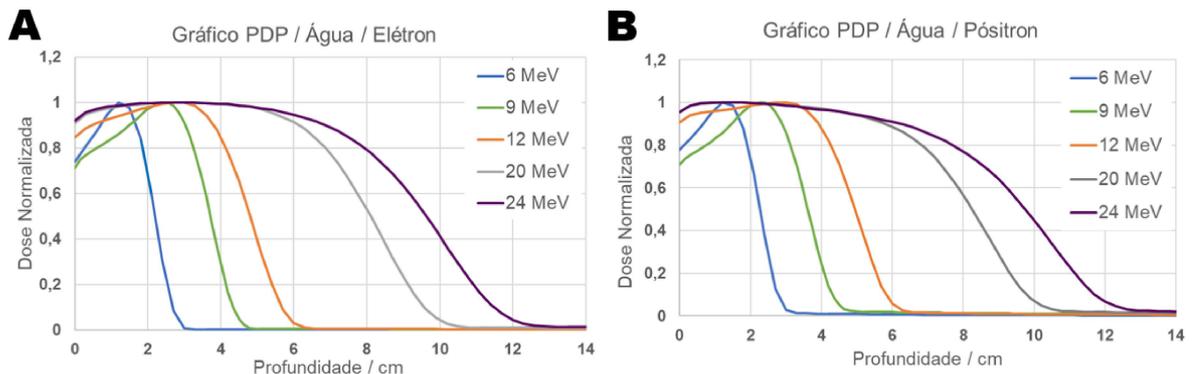
Figura 20 – Gráfico comparando PDP da simulação feita no TOPAS (SL) obtido da literatura com os simulado neste trabalho (ST) elétrons incidindo em água.



É possível verificar que tanto a curva experimental obtida na literatura [75, 73] e a curva de simulação obtida pela referência [66] estão em concordância com a simulação obtida neste trabalho, mostrando que a metodologia utilizada para cálculo de dose é apropriada.

Desse modo, a fim de fazer uma comparação entre pósitrons e elétrons para verificar seu comportamento, foi feita a simulação utilizando os mesmos parâmetros para feixes de pósitrons nas mesmas energias, obtendo as curvas PDP apresentadas na Figura (20).

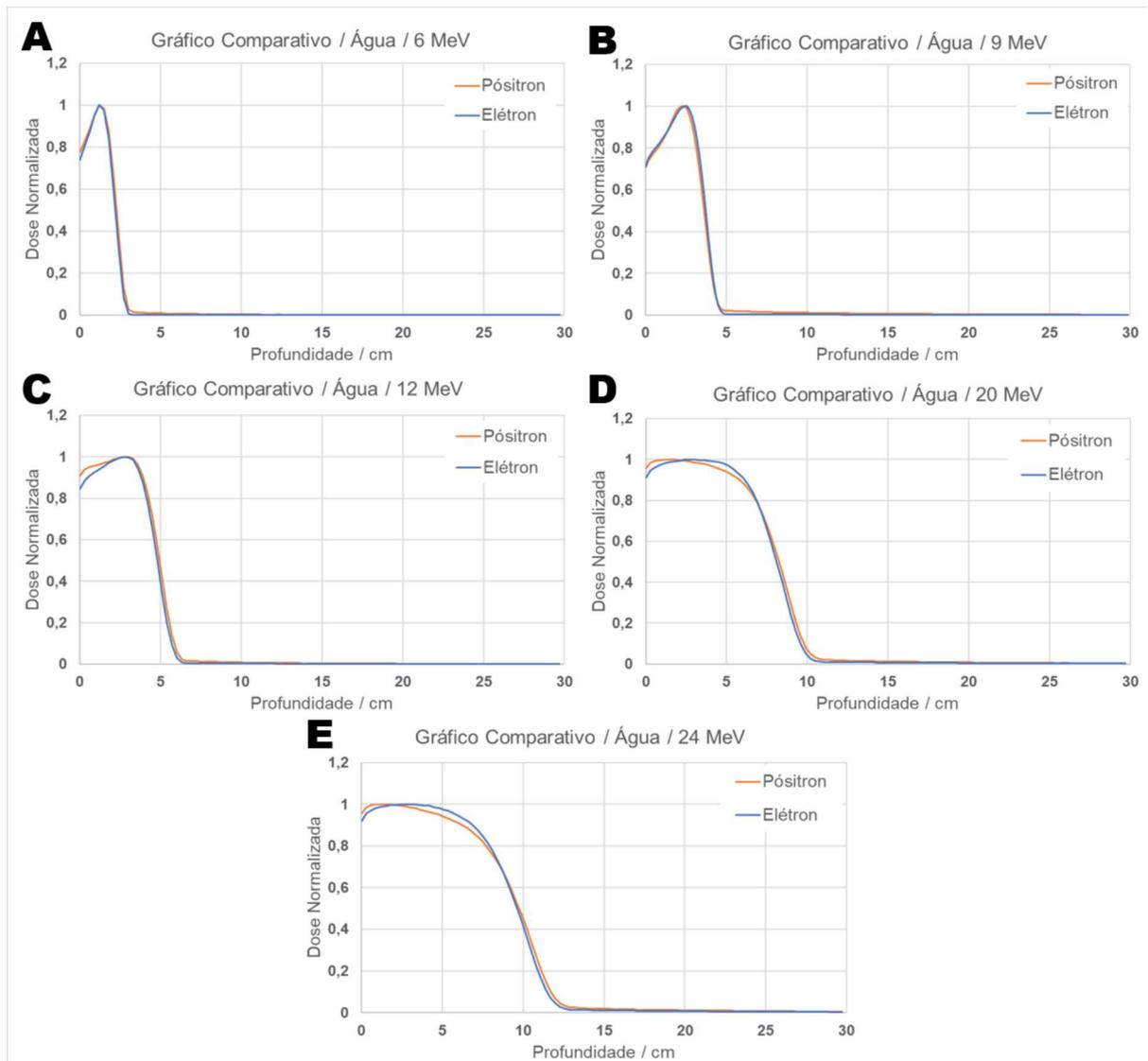
Figura 21 – Gráfico de PDP para (A) Elétrons e (B) Pósitrons incidindo na água.



Neste caso, é possível observar que o comportamento da curva de porcentagem de dose por profundidade é parecido para pósitrons e elétrons.

Analisando separadamente para as cinco energias selecionadas na Figura (22), é possível perceber os perfis de cada partícula, onde quanto maior a energia da partícula incidente, mais profundamente a dose se distribui. E que para ambas as partículas a distribuição de dose é feita no mesmo comprimento em energias idênticas.

Figura 22 – Gráfico PDP comparando (A) Elétrons e (B) Pósitrons incidindo em água para diferentes energias.

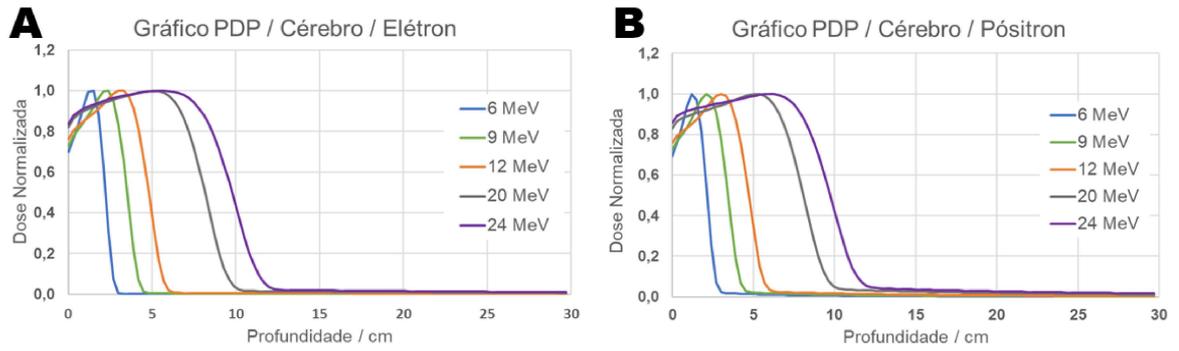


Fonte: Elaborada pela autora (2025).

4.2.2 PDP normalizada de elétrons e pósitrons incidindo no cérebro

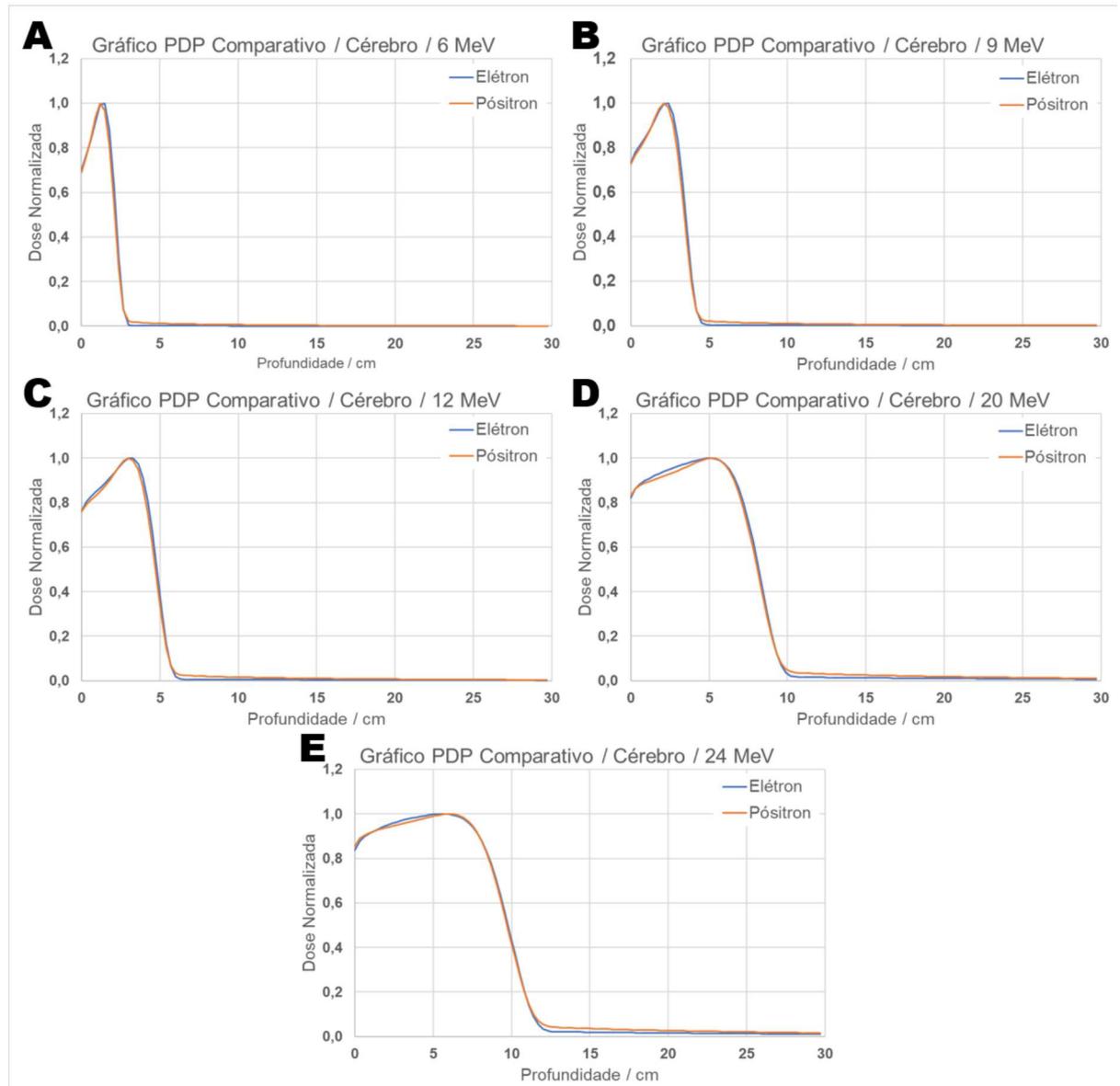
Para simulação de elétrons e pósitrons incidindo na caixa representando o cérebro, foram obtidas as curvas de porcentagem de dose por profundidade que estão contidas nos gráficos da Figura (23)

Figura 23 – Gráfico de PDP para (A) Elétrons e (B) Pósitrons incidindo na caixa com componente do cérebro.



Fonte: Elaborada pela autora (2025).

Figura 24 – Gráfico PDP comparando (A) Elétrons e (B) Póstrons incidindo no cérebro para diferentes energias.



Fonte: Elaborada pela autora (2025).

Na Figura (24), é possível observar que a forma da curva de distribuição de dose possui perfis semelhantes para ambas as partículas, no entanto, é possível observar pequenas diferenças entre pósitrons e elétrons. Em 6 MeV, no início do comprimento, para o caso do pósitron, a dose absorvida é um pouco maior que a do elétron, e para energia de 24 MeV, para elétrons, a dose absorvida é mais uniforme em aproximadamente 6 cm iniciais, enquanto para pósitrons, a dose absorvida máxima está bem no início do comprimento. Ambos os comportamentos podem ser proveitosos a depender da necessidade de irradiação.

Através da obtenção da quantidade de dose absorvida por bin (em valores absolutos), é possível observar que em determinados comprimentos e para diferentes energias, a dose absorvida de pósitrons é maior que a de elétrons. A Tabela (14) fornece os dados de quanto, em média, a dose absorvida de pósitrons é maior que a de elétrons em porcentagem em uma dada profundidade:

Tabela 14 – Diferença percentual média da dose absorvida por pósitrons em relação a elétrons em função da profundidade.

Faixa de energia [MeV]	Intervalo de profundidade [cm]	Diferença de dose absorvida
6 MeV	3 – 21.3	463.56 %
	21.6 – 29.7	316.26%
9 MeV	4.8 – 14.1	285.68%
	14.4 – 28.8	183.34 %
	29.1 – 29.7	161.38 %
12 MeV	6.9 – 20.4	164.68%
	25.5 – 29.7	112.10%
20 MeV	12.6 – 20.1	99.49%
	20.4 – 29.7	71.23 %
24 MeV	10.2 – 14.7	73.61%
	15 – 29.7	56.63 %

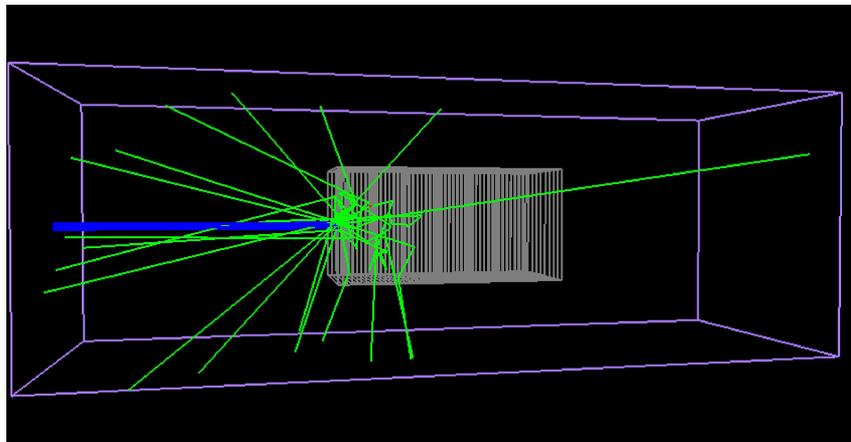
Fonte: Elaborado pela autora (2025).

É possível observar que, para as profundidades descritas na Tabela (14), a dose absorvida por pósitrons é consideravelmente maior que a de elétrons na mesma faixa de energia, o que indica que, a depender da área de tratamento, pode ser que os pósitrons sejam mais eficientes na deposição de energia nessas localizações.

Os dados de dose absorvida ao longo de todos os bins podem ser consultados no apêndice A e nas Tabelas (19) e (20).

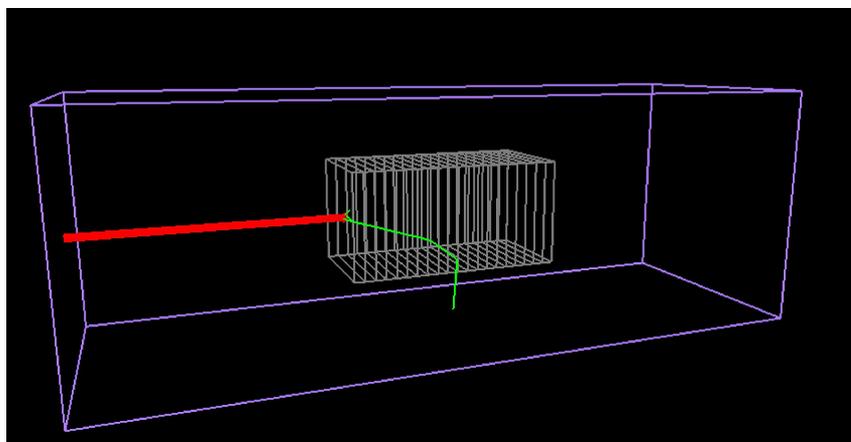
Nas Figuras (25) e (26) é ilustrado o ambiente de simulação de feixe de pósitrons e elétrons com poucas partículas incidindo no cérebro. A figura serve para efeito de visualização podendo ser visto a diferença de geração de fótons pelas duas partículas, sendo o feixe em azul pósitrons, em verde os fótons gerados e em vermelho o feixe de elétrons.

Figura 25 – Ambiente de simulação de um feixe de pósitrons com poucas partículas incidindo no cérebro.



Fonte: Elaborado pela autora (2025).

Figura 26 – Ambiente de simulação de um feixe de elétrons incidindo no cérebro.

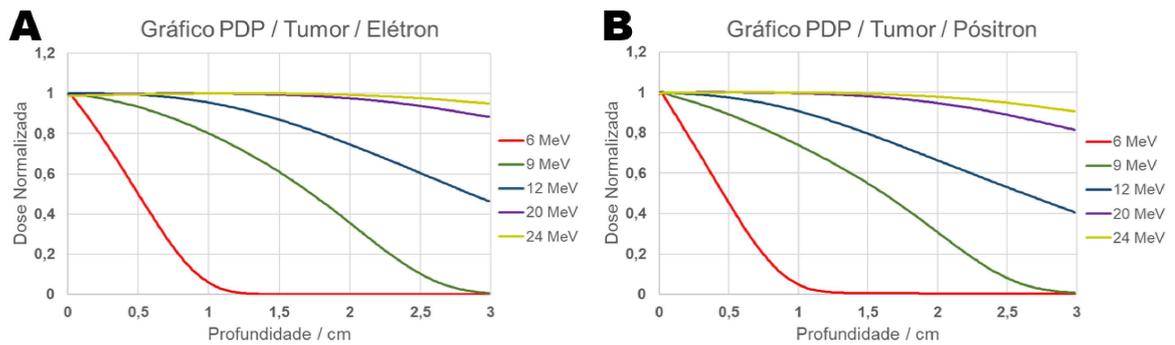


Fonte: Elaborado pela autora (2025).

4.2.3 PDP normalizada de elétrons e pósitrons incidindo no tumor

A PDP normalizada foi obtida para um tumor simulado com 3 cm de profundidade dentro de uma caixa simulando o cérebro a 2 cm de distância de seu início, que pode ser vista na Figura (27):

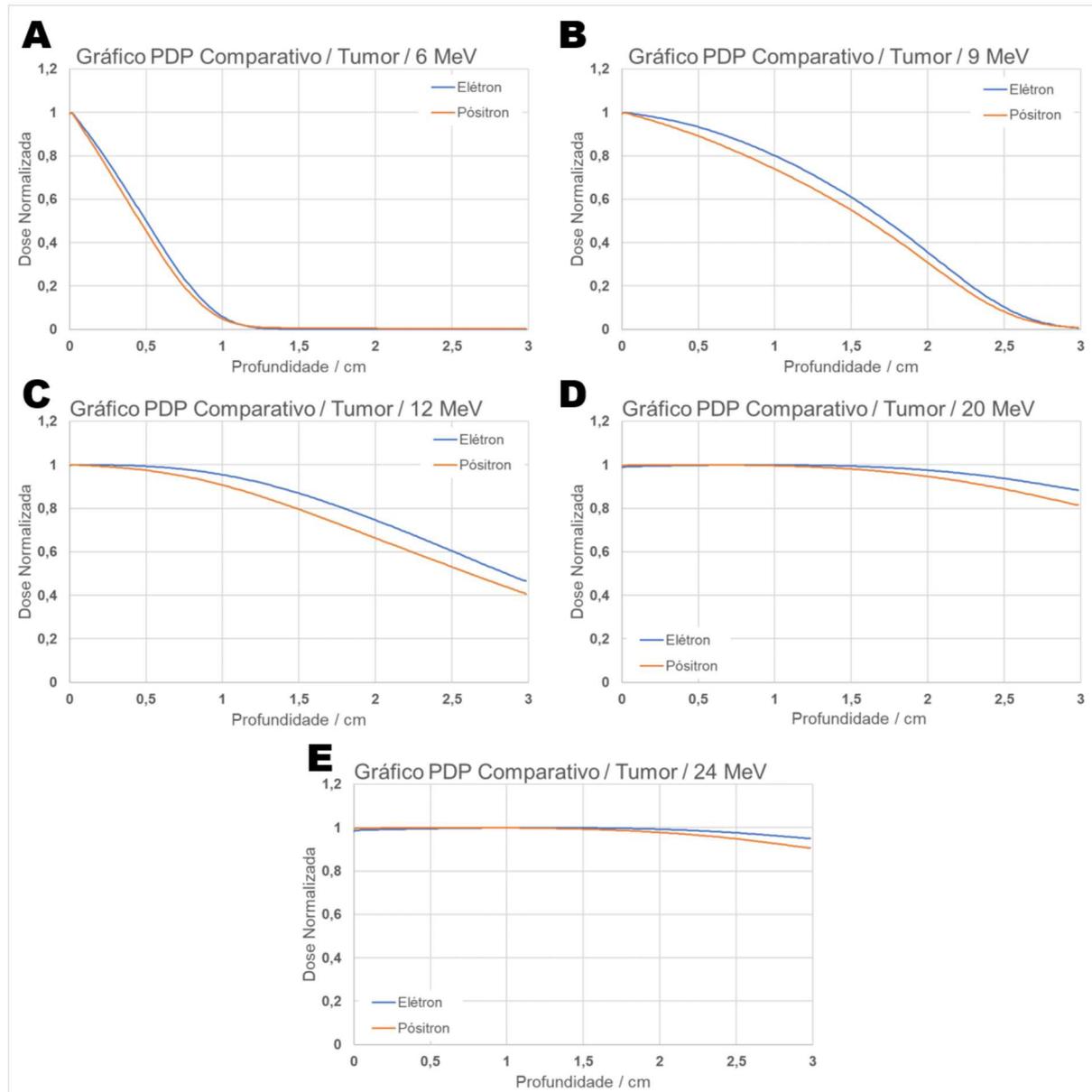
Figura 27 – Gráfico de PDP para (A) Elétrons e (B) Pósitrons incidindo no tumor.



Fonte: Elaborada pela autora (2025).

É possível perceber através da Figura (28), que para energia de 6 MeV, na curva PDP, a dose absorvida máxima (100%) está no início do tumor em 0.015 cm e em 90% da dose máxima a uma profundidade de aproximadamente 0.1 cm para pósitrons, enquanto para elétrons a mesma porcentagem se encontra em 0.12 cm. Para energia de 9 MeV, 90% da dose máxima se encontra em 0.4 cm para pósitrons e para elétrons em 0.645 cm. Em 12 MeV a mesma porcentagem se encontra em 1.035 cm para pósitrons e para elétrons em 1.32 cm. Para 20 MeV se encontra em 2.4 cm para pósitrons, e em 2.835 cm para elétrons. Já para 24 MeV, 90% da dose máxima atinge 3 cm e para elétrons essa mesma distância recebe 95% da dose máxima, como pode ser visto na Figura (28).

Figura 28 – Gráfico PDP comparando (A) Elétrons e (B) Pósitrons incidindo no tumor para diferentes energias.



Fonte: Elaborada pela autora (2025).

Os resultados indicam que, de acordo com as configurações selecionadas neste trabalho para o tumor, com intuito de evitar atingir tecidos saudáveis, as energias recomendadas entre as calculadas, tanto para pósitrons como para elétrons, poderiam ser 6 e 9 MeV, uma vez que para 12 MeV cerca de 40% da dose máxima atinge o fim da profundidade do tumor, e para 20 e 24 MeV nessa mesma profundidade ainda se obtém cerca de 90% da dose máxima.

A quantidade de dose absorvida em Gy e sua respectiva porcentagem e profundidade para pósitrons e elétrons podem ser observadas nas Tabelas (15) e (16).

Tabela 15 – Dose absorvida com a respectiva percentagem e profundidade para pósitrons incidindo no tumor.

Energia [MeV]	Dose absorvida [Gy]	Porcentagem	Profundidade [cm]
6	3.39E-02	100%	0.015
6	3.08E-02	90%	0.10
9	3.97E-02	100%	0.015
9	3.58E-02	90%	0.465
12	3.72E-02	100%	0.015
12	3.36E-02	90%	1.035
20	3.57E-02	100%	0.45
20	3.22E-02	90%	2.415
24	3.57E-02	100%	0.615
24	3.23E-02	90.6%	2.985

Fonte: Elaborada pela autora (2025).

Tabela 16 – Dose absorvida com a respectiva percentagem e profundidade para elétrons incidindo no tumor.

Energia [MeV]	Dose absorvida [Gy]	Porcentagem	Profundidade [cm]
6	3.72E-02	100%	0.015
6	3.37E-02	90%	0.12
9	4.14E-02	100%	0.015
9	3.73E-02	90%	0.645
12	3.91E-02	100%	0.09
12	3.52E-02	90%	1.335
20	3.76E-02	100%	0.87
20	3.39E-02	90%	2.835
24	3.75E-02	100%	1.26
24	3.57E-02	95.12%	2.985

Fonte: Elaborada pela autora (2025).

4.2.4 Dose no volume do tumor

Resultados da dose depositada no volume do tumor com dimensão de $3 \times 3 \times 3$ cm³ foram obtidos para pósitrons e elétrons e podem ser observados na Tabela (17):

Tabela 17 – Dose total depositada no volume do tumor simulado.

Energia [MeV]	Dose total pósitron [Gy]	Dose total elétron [Gy]
6	5.67E-03	6.50E-03
9	2.02E-02	2.30E-02
12	2.88E-02	3.23E-02
20	3.42E-02	3.68E-02
24	3.50E-02	3.72E-02

Fonte: Elaborada pela autora (2025).

A partir desses valores, é possível realizar uma comparação entre as doses absorvidas totais no volume irradiado para as duas partículas em diferentes energias. É possível observar que, para as energias calculadas, as doses absorvidas para pósitrons e elétrons não variam em ordem de grandeza e a diferença entre elétrons e pósitrons para energias de 6, 9, 12 e 24 MeV são, respectivamente, 14.63%, 13,86%, 10.23%, 7.60% e 6.28%.

Com o intuito de verificar se o tempo de distribuição de dose no tumor descrito neste trabalho seria possível ser aplicado, os tempos para pósitrons e elétrons foram calculados. De um ponto de vista prático, levando em conta protocolos de radioterapia que utilizam 18 Gy para tratamento de gliomas, em dose única para tumores entre 2.1 cm a 3 cm [77], é possível estimar o tempo necessário para obter a fração de dose absorvida a partir das doses obtidas nesse estudo. Supondo que o feixe de pósitrons e elétrons emitam 10^9 partículas por segundo, o tempo necessário para obter 18 Gy pode ser obtido através da Equação (4.1) [78]:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt}, \quad (4.1)$$

em que \dot{D} é a taxa de dose com unidade $\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$ ou no Sistema Internacional $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$; dD é a dose absorvida; dt é o intervalo de tempo.

O tempo estimado para obter 18 Gy foi calculado para cada energia para elétron e pósitrons e pode ser encontrado na Tabela (18):

Tabela 18 – Tempo estimado para obter uma fração de dose de 18 Gy no tumor para pósitrons e elétrons.

Energia [MeV]	Dose total pósitron [Gy]	Tempo [min]	Dose total elétron [Gy]	Tempo [min]
6	5.67E-03	52.92	6.50E-03	46.15
9	2.02E-02	14.85	2.30E-02	13.04
12	2.88E-02	10.42	3.23E-02	9.29
20	3.42E-02	8.77	3.68E-02	8.15
24	3.50E-02	8.57	3.72E-02	8.06

Fonte: Elaborada pela autora (2025).

É importante ressaltar que feixes de elétrons nessa faixa de energia já são utilizados para tratamentos em radioterapia utilizando aceleradores clínicos [79], e embora o simulado neste trabalho seja um feixe mais simplificado em relação aos procedimentos que ocorrem em aceleradores clínicos, o tempo relatado para as energias são tempos que podem ser aplicados em radioterapia [80], principalmente entre as energias em que a dose absorvida contempla apenas a profundidade do tumor, que são 6 e 9 MeV. Além dos resultados aqui apresentados, foi feito também um estudo exploratório considerando a interação de pósitrons com campo magnético, que pode ser encontrado no apêndice B.

5 CONCLUSÃO

Esse trabalho buscou calcular e verificar quantidades fundamentais para entender o comportamento de pósitrons com a matéria, além de comparar algumas dessas quantidades com elétrons com o intuito de observar a diferença entre ambas partículas ao incidir em alvos biológicos. Foi calculado o poder de freamento e alcance CSDA para pósitrons no tecido mamário e cérebro utilizando um modelo teórico proposto por Gümüş [35] com intuito de verificar sua reprodutibilidade e os valores reportados na literatura por Tufan [37]. Foi feita simulação utilizando Método Monte Carlo e usando o programa TOPAS, com a finalidade de comparar com o modelo teórico. Ao comparar os valores obtidos por esse trabalho com aqueles reportados na literatura, houve uma pequena diferença, a qual pode estar relacionada ao valor de γ no cálculo da energia de excitação média efetiva. Tanto os valores obtidos neste trabalho quanto os reportados na literatura, ao serem comparados com a simulação apresentaram um erro razoavelmente baixo, não ultrapassando 13%, o que indica que o modelo teórico pode ser uma boa alternativa para determinar o poder de freamento para diferentes alvos. Na simulação, para obter o poder de freamento, a metodologia utilizada só forneceu convergência de valores para uma certa faixa de energia, indicando que não é o melhor método de se obter essa quantidade. A alternativa para obter esses valores é utilizar um código que forneça um *scorer* personalizado, ou fazer alterações na programação do TOPAS para que ele forneça o *scorer* específico do poder de freamento.

Para os cálculos de dose foi feita uma simulação utilizando o mesmo programa. Primeiro, foi obtida a curva PDP normalizada para elétrons incidindo em água com o objetivo de validar e comparar os resultados obtidos nesse trabalho com medidas experimentais e simulação que utiliza o mesmo programa. O resultado teve concordância com os comparados, indicando que a metodologia e o programa utilizados são eficientes para o cálculo de dose. Foi calculada a PDP de pósitrons incidindo em água e comparada com elétrons, onde foi observado que as curvas tiveram comportamento similar. No cérebro, ao calcular a PDP normalizada de pósitrons e elétrons pode ser observado que a dose absorvida em determinadas distâncias utilizando pósitrons é consideravelmente maior que por elétrons. Tal fato indica que o uso de pósitrons pode ser mais eficiente a depender da localização a ser irradiada. Ao obter a PDP de um tumor localizado no cérebro para pósitrons e elétrons, pode ser observado que as energias ideais em que a dose absorvida não ultrapassa a profundidade do tumor seriam 6 e 9 MeV, para um tumor utilizando as dimensões e localização descritas neste trabalho, uma vez que a distribuição de dose pode variar com a mudança dessas configurações. Para pósitrons e elétrons, obteve-se um comportamento parecido, sendo a dose absorvida total utilizando elétrons apenas um pouco maior que a de pósitrons. Foi feita uma análise da taxa de dose para as duas partículas, indicando tempos razoáveis para aplicação clínica em faixas de energia já

utilizadas atualmente para elétrons.

Embora atualmente não existam feixes de pósitrons na faixa de energia utilizada nesse trabalho devido à dificuldade em sua geração e custos, considerando os resultados obtidos neste trabalho de pósitrons incidindo em tecido do cérebro, o seu uso em tratamento de câncer pode ter perspectivas futuras, em particular nas regiões e condições quando o depósito de energia é maior comparado a elétrons. Embora muitos estudos ainda necessitem ser feitos, as ideias aqui discutidas podem servir como ponto de partida.

REFERÊNCIAS

- 1 YOSHIMURA, E. Física das radiações: interação da radiação com a matéria. 01 2009.
- 2 OLIVEIRA, R. et al. Preparações radiofarmacêuticas e suas aplicações. *Revista Brasileira de Ciências Farmacêuticas*, Divisão de Biblioteca e Documentação do Conjunto das Químicas da Universidade de São Paulo, v. 42, n. 2, p. 151–165, Apr 2006. ISSN 1516-9332. Disponível em: <<https://doi.org/10.1590/S1516-93322006000200002>>.
- 3 MEDEIROS, R. de. *Portal de Educação Socioambiental*. 2024. Accessed on 14 de maio de 2024. Disponível em: <<https://semil.sp.gov.br/educacaoambiental/prateleira-ambiental/radioatividade/>>.
- 4 OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. *Física das radiações*. Oficina de Textos, 2016. ISBN 9788579752384. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=TSaPDAAAQBAJ>>.
- 5 CUNHA, M. d. C. et al. Estado da arte brasileira sobre os efeitos da radiação não ionizante na saúde humana / brazilian art state about exposition to non-ionizing radiation and them effects in human health. *Brazilian Journal of Development*, v. 7, n. 8, p. 80876–80893, Aug. 2021. Disponível em: <<https://ojs.brazilianjournals.com.br/ojs/index.php/BRJD/article/view/34448>>.
- 6 TAUHATA, L. et al. *Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos*. 10^a revisão. ed. Rio de Janeiro: IRD/CNEN, 2014. 344 p. ISBN 978-85-67870-02-1.
- 7 EISBERG, R. *Física Quântica - Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos e Partículas*. GEN LTC, 1979. ISBN 9788570013095. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=5tBIPgAACAAJ>>.
- 8 HOGSTROM, K.; ALMOND, P. Review of electron beam therapy physics. *Physics in medicine and biology*, v. 51, p. R455–89, 08 2006.
- 9 BROWN, J. et al. Updating the definition of cancer. *Molecular cancer research : MCR*, v. 21, 07 2023.
- 10 MARIO et al. *ABC do câncer: abordagens básicas para o controle do câncer [Basic Approaches to the Cancer Control – revised 4th edition and updated]*. [S.l.: s.n.], 2018. ISBN 978-85-7318-351-1.
- 11 ROSER, M. Causes of death globally: what do people die from? *Our World in Data*, 2021. <https://ourworldindata.org/causes-of-death-treemap>.
- 12 Disponível em: <https://gco.iarc.who.int/today/en/dataviz/globe?mode=populationgroup_populations=0types=1>.
- 13 Disponível em: <https://gco.iarc.who.int/today/en/dataviz/bars?mode=cancerkey=totalpopulations=98798898990value0group_populations=1types=1>.
- 14 Disponível em: <<https://gco.iarc.who.int/tomorrow/en/dataviz/isotype>>.

- 15 Disponível em:
<https://geo.iarc.who.int/today/en/dataviz/bars?mode=cancergroup_populations = 1types = 0sort_by = value0sexes = 0populations = 76key = total>.
- 16 ALESINI, D.; FERRARIO, M.; VARIOLA, A. Electron and positron sources. In: CHAKRABORTY, T. (Ed.). *Encyclopedia of Condensed Matter Physics (Second Edition)*. Second edition. Oxford: Academic Press, 2024. p. 460–474. ISBN 978-0-323-91408-6. Disponível em:
<<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780323908009002249>>.
- 17 MACHADO, A.; PLEITEZ, V.; TIJERO, M. Usando a antimatéria na medicina moderna. *Revista Brasileira de Ensino de Física*, Sociedade Brasileira de Física, v. 28, n. 4, p. 407–416, 2006. ISSN 1806-1117. Disponível em:
<<https://doi.org/10.1590/S1806-11172006000400001>>.
- 18 FASS, L. Imaging and cancer: A review. *Molecular Oncology*, v. 2, n. 2, p. 115–152, 2008. ISSN 1574-7891. Disponível em:
<<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1574789108000598>>.
- 19 ZHU, H. et al. Global radiotherapy demands and corresponding radiotherapy-professional workforce requirements in 2022 and predicted to 2050: a population-based study. *The Lancet Global Health*, v. 12, 10 2024.
- 20 KEEVIL, S. F. Physics and medicine: a historical perspective. *The Lancet*, v. 379, n. 9825, p. 1517–1524, 2012. ISSN 0140-6736. Disponível em:
<<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0140673611602821>>.
- 21 TRUMP, J. G. Radiation for therapy—in retrospect and prospect. *Am. J. Roentgenol., Radium Therapy Nucl. Med.*, Vol: 91, 01 1964. Disponível em:
<<https://www.osti.gov/biblio/4120432>>.
- 22 NUTT, R. The history of positron emission tomography. *Molecular Imaging Biology*, v. 4, n. 1, p. 11–26, 2002. ISSN 1536-1632. Disponível em:
<<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1095039700000510>>.
- 23 WAGNER, H. N. A brief history of positron emission tomography (pet). *Seminars in Nuclear Medicine*, v. 28, n. 3, p. 213–220, 1998. ISSN 0001-2998. The Coming Age of Pet (Part 1). Disponível em:
<<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0001299898800275>>.
- 24 ROBILOTTA, C. C. A tomografia por emissão de pósitrons: uma nova modalidade na medicina nuclear brasileira. *Revista Panamericana De Salud Publica-pan American Journal of Public Health*, v. 20, p. 134–142, 2006. Disponível em:
<<https://api.semanticscholar.org/CorpusID:73178034>>.
- 25 THARIAT, J. et al. Past, present, and future of radiotherapy for the benefit of patients juliette thariat, jean-michel hannoun-levi, arthur sun myint, te vuong and jean-pierre gérard. *Nature Reviews Clinical Oncology*, v. 10, 11 2012.
- 26 CHARGARI, C. et al. Brachytherapy: An overview for clinicians. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, v. 69, 07 2019.

- 27 HIOKI, T. et al. Overlooked potential of positrons in cancer therapy. *Scientific Reports*, v. 11, p. 2475, 01 2021.
- 28 HEISENBERG, W.; EULER, H. *Consequences of Dirac Theory of the Positron*. 2006. Disponível em: <<https://arxiv.org/abs/physics/0605038>>.
- 29 CHANG, D. et al. *Basic Radiotherapy Physics and Biology*. Springer International Publishing, 2014. ISBN 9783319068411. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=fWKSBAQAQBAJ>>.
- 30 MOADEL, R. M. et al. Positron emission tomography agent 2-deoxy-2-[18f]fluoro-d-glucose has a therapeutic potential in breast cancer. *Breast Cancer Research*, v. 5, p. R199 – R205, 2003. Disponível em: <<https://api.semanticscholar.org/CorpusID:12312227>>.
- 31 WANG, Y. et al. Experimental study on the therapeutic effect and underlining mechanisms of positron in pancreatic cancer cells. *Oncotarget*, v. 8, 06 2017.
- 32 MOADEL, R. et al. Positherapy: Targeted nuclear therapy of breast cancer with 18f-2-deoxy-2-fluoro-d-glucose. *Cancer Research*, American Association for Cancer Research (AACR), v. 65, n. 3, p. 698–702, fev. 2005. ISSN 0008-5472.
- 33 HOSNY, T.; AL-ANEZI, E.; KHALIL, M. *Basic Radiation Physics*. [S.l.: s.n.], 2017. 3-35 p. ISBN 978-3-319-40068-6.
- 34 CHOPPIN, G. R.; LILJENZIN, J.-O.; RYDBERG, J. Chapter 6 - absorption of nuclear radiation. In: CHOPPIN, G. R.; LILJENZIN, J.-O.; RYDBERG, J. (Ed.). *Radiochemistry and Nuclear Chemistry (Third Edition)*. Third edition. Woburn: Butterworth-Heinemann, 2002. p. 123–165. ISBN 978-0-7506-7463-8. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780750674638500066>>.
- 35 GUMUS, H. New stopping power formula for intermediate energy electrons. *Applied Radiation and Isotopes*, v. 66, n. 12, p. 1886–1890, 2008. ISSN 0969-8043. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0969804308002996>>.
- 36 TUFAN, M. Çağatay; GUMUS, H. A study on the calculation of stopping power and csda range for incident positrons. *Journal of Nuclear Materials*, v. 412, n. 3, p. 308–314, 2011. ISSN 0022-3115. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022311511002741>>.
- 37 TUFAN, M.; NAMDAR, T.; GUMUS, H. Stopping power and csda range calculations for incident electrons and positrons in breast and brain tissues. *Radiation and environmental biophysics*, v. 52, 01 2013.
- 38 HAGHIGHAT, A. *Monte Carlo Methods for Particle Transport*. CRC Press, 2020. ISBN 9780429582202. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=YeXyDwAAQBAJ>>.
- 39 LUCENA, R. d. C. G. et al. Correlação clínico-topográfica em glioblastomas multiformes nas síndromes motoras: significados fisiopatológicos. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*, Academia Brasileira de Neurologia - ABNEURO, v. 64, n. 2b, p. 441–445, Jun 2006. ISSN 0004-282X. Disponível em: <<https://doi.org/10.1590/S0004-282X2006000300017>>.

- 40 KHAN, F.; GIBBONS, J. *Khan's The Physics of Radiation Therapy*. Wolters Kluwer Health, 2014. (Ovid mono). ISBN 9781451182453. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=cvtPBAAAQBAJ>>.
- 41 KNOLL, G. *Radiation Detection and Measurement*. Wiley, 2010. ISBN 9780470131480. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=4vTJ7UDel5IC>>.
- 42 SABIN, J. R.; ODDERSHEDE, J. Stopping power—what next? *Advances in Quantum Chemistry*, v. 49, p. 299–319, 2005. Disponível em: <<https://api.semanticscholar.org/CorpusID:118920180>>.
- 43 BRAGG, W. H. S.; B.S.C., R. D. K. B. Xxxix. on the α particles of radium, and their loss of range in passing through various atoms and molecules. *Philosophical Magazine Series 1*, v. 10, p. 318–340, 1905. Disponível em: <<https://api.semanticscholar.org/CorpusID:124398002>>.
- 44 ATTIX, F. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Wiley, 1986. (A Wiley-Interscience publication). ISBN 9780471011460. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=PL8971RdEfoC>>.
- 45 THWAITES, D. I. Bragg's rule of stopping power additivity: A compilation and summary of results. *Radiation Research*, Radiation Research Society, v. 95, n. 3, p. 495–518, 1983. ISSN 00337587, 19385404. Disponível em: <<http://www.jstor.org/stable/3576096>>.
- 46 SAADI, M. K.; MACHRAFI, R. Development of a new code for stopping power and csda range calculation of incident charged particles, part a: Electron and positron. *Applied Radiation and Isotopes*, v. 161, p. 109145, 2020. ISSN 0969-8043. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0969804319310425>>.
- 47 OSMAN, H.; GÜMÜS, H. Stopping power and csda range calculations of electrons and positrons over the 20 eV–1 GeV energy range in some water equivalent polymer gel dosimeters. *Applied Radiation and Isotopes*, v. 179, p. 110024, 2022. ISSN 0969-8043. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096980432100419X>>.
- 48 SUGIYAMA, H. Stopping power formula for intermediate energy electrons. *Physics in Medicine Biology*, v. 30, n. 4, p. 331, apr 1985. Disponível em: <<https://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/30/4/006>>.
- 49 ROHRLICH, F.; CARLSON, B. C. Positron-electron differences in energy loss and multiple scattering. *Phys. Rev.*, American Physical Society, v. 93, p. 38–44, Jan 1954. Disponível em: <<https://link.aps.org/doi/10.1103/PhysRev.93.38>>.
- 50 TSAI, Y. S. Pair production and bremsstrahlung of charged leptons. *Reviews of Modern Physics*, v. 46, p. 815–851, 1974. Disponível em: <<https://api.semanticscholar.org/CorpusID:121983457>>.
- 51 EL-GHOSSAIN, M. O. Calculations of stopping power, and range of electrons interaction with different material and human body parts. *Int J Sci Technol Res*, v. 6, n. 1, p. 114–8, 2017.

- 52 WONG, F.; KIM, E. Medical effects of ionizing radiation. *Journal of nuclear medicine : official publication, Society of Nuclear Medicine*, v. 50, 11 2009.
- 53 BRAHME, A. *Comprehensive Biomedical Physics*. Elsevier Science, 2014. ISBN 9780444536334. Disponível em:
<<https://books.google.com.br/books?id=9RR0AwAAQBAJ>>.
- 54 ZIEGLER, J.; ZIEGLER, M.; BIRSACK, J. The stopping and range of ions in mater. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*, v. 268, p. 1818–1823, 06 2010.
- 55 GROUP, P. D. et al. Review of particle physics. *Progress of Theoretical and Experimental Physics*, v. 2022, n. 8, p. 083C01, 08 2022. ISSN 2050-3911. Disponível em:
<<https://doi.org/10.1093/ptep/ptac097>>.
- 56 JAMES, F. Monte carlo theory and practice. *Reports on Progress in Physics*, v. 43, n. 9, p. 1145, sep 1980. Disponível em:
<<https://dx.doi.org/10.1088/0034-4885/43/9/002>>.
- 57 MEIRELES, F.; SILVA, D.; CORREA, F. simulações de monte carlo no ensino de ciência política. *Revista Brasileira de Ciência Política*, Universidade de Brasília. Instituto de Ciência Política, n. 24, p. 223–254, Sep 2017. ISSN 0103-3352. Disponível em: <<https://www.scielo.br/j/rbcpol/a/r3PjrtzB455fWPYHNQgbjbf/>>.
- 58 YORIYAZ, H. Método de monte carlo: princípios e aplicações em física médica. *Revista Brasileira de Física Médica*, v. 3, n. 1, p. 141–149, out. 2015. Disponível em:
<<https://www.rbfm.org.br/rbfm/article/view/52>>.
- 59 GENTLE, J. *Random Number Generation and Monte Carlo Methods*. Springer New York, 2004. (Statistics and Computing). ISBN 9780387001784. Disponível em:
<https://books.google.com.br/books?id=8sV_nuXolycC>.
- 60 VERHAEGEN, F.; SECO, J. *Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy: Introduction, Source Modelling and Patient Dose Calculations*. CRC Press, 2021. ISBN 9781000455595. Disponível em:
<<https://books.google.com.br/books?id=SeRFEAAAQBAJ>>.
- 61 VASSILIEV, O. *Monte Carlo Methods for Radiation Transport: Fundamentals and Advanced Topics*. Springer International Publishing, 2017. (Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering). ISBN 9783319441429. Disponível em:
<<https://books.google.com.br/books?id=15P0vgEACAAJ>>.
- 62 AMATO, E.; LIZIO, D.; BALDARI, S. Applications of the monte carlo method in medical physics. *Medical Physics*, p. 105–113, 03 2013.
- 63 ROGERS, D. Fifty years of monte carlo simulations for medical physics. *Physics in medicine and biology*, v. 51, p. R287–301, 08 2006.
- 64 PERL, J. et al. Topas: An innovative proton monte carlo platform for research and clinical applications. *Medical Physics*, v. 39, p. 6818–6837, 10 2012.
- 65 SCHUEMANN, J. et al. Topas-nbio: An extension to the topas simulation toolkit for cellular and sub-cellular radiobiology. *Radiation Research*, v. 191, n. 2, 1 2018.

- 66 NETO, R. et al. Simulações de experimentos didáticos em física médica com topas mc. *Revista Brasileira de Ensino de Física*, v. 45, 01 2023.
- 67 FADDEGON, B. et al. The topas tool for particle simulation, a monte carlo simulation tool for physics, biology and clinical research. *Physica Medica*, v. 72, p. 114–121, 2020. ISSN 1120-1797. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1120179720300715>>.
- 68 International Commission on Radiation Units and Measurements. *Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement*. Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements, 1989. v. 44. (ICRU Report, v. 44).
- 69 SUGIYAMA, H. Electronic stopping power formula for intermediate energies. *Radiation Effects*, Taylor & Francis, v. 56, n. 3-4, p. 205–211, 1981. Disponível em: <<https://doi.org/10.1080/00337578108229892>>.
- 70 ANDERSEN, H. H.; ZIEGLER, J. F. *Hydrogen Stopping Powers and Ranges in All Elements*. [s.n.], 1977. Disponível em: <<https://api.semanticscholar.org/CorpusID:94337128>>.
- 71 MURAD, A.; KATZ, A. *Oncologia: bases clínicas do tratamento*. Guanabara Koogan, 1996. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=CyywHAAACAAJ>>.
- 72 KHAN, F.; SPERDUTO, P.; GIBBONS, J. *Treatment Planning in Radiation Oncology*. Wolters Kluwer Health, 2021. ISBN 9781975162047. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=AJZDEAAAQBAJ>>.
- 73 AGUIRRE, E. et al. Estudo da distribuição de dose de feixes clínicos de elétrons em meios heterogêneos. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, Sociedade Brasileira de Protecao Radiologica - SBPR, v. 8, n. 3, 2020.
- 74 TADA, A. *Análise dosimétrica de fontes de radiação para uso em lesões dermatológicas*. Dissertação (Dissertação (Mestrado em Ciências)) — Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010.
- 75 CONTRERAS, E. H. A. *Estudo das distribuições de dose em meios não homogêneos usando feixes clínicos de elétrons através do método de Monte Carlo*. Dissertação (Dissertação (Mestrado Profissional em Física Médica)) — Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, Rio de Janeiro, 2018.
- 76 Geant4 Collaboration. *Geant4 User Documentation: Material Names Database*. 2025. Acesso em: 20 fev. 2025. Disponível em: <<https://geant4-userdoc.web.cern.ch/UsersGuides/ForApplicationDeveloper/html/Appendix/materialNames.html#g4matrdb>>.
- 77 Associação Brasileira de Física Médica. *Documento Técnico de Radiocirurgia Brasileiro*. Brasil, 2023. Projeto idealizado pela diretoria de Radioterapia em parceria com físicos médicos e especialistas.
- 78 CUNHA, J. S. *Cálculo da dose na irradiação de corpo inteiro utilizando simuladores antropomórficos híbridos UF e o código MCNPX*. Dissertação (Dissertação de Mestrado) — Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão, SE, 2016.

- 79 FARR, J. The Future of Medical Linacs. Presented at LINAC'22 in Liverpool, UK, unpublished. 2022.
- 80 SALVAJOLI, J. V.; SOUHAMI, L.; FARIA, S. L. *Radioterapia em Oncologia: Exemplos de tratamento e definições de grandezas em radioterapia*. 1. ed. [S.l.]: MedSi, 1999.
- 81 GRIFFITHS, D. *Introduction to Electrodynamics*. Prentice Hall, 1999. ISBN 9788120316010. Disponível em:
<<https://books.google.com.br/books?id=3LbMygAACAAJ>>.
- 82 GEBAUER, B. et al. Proton dosimetry in a magnetic field: Measurement and calculation of magnetic field correction factors for a plane-parallel ionization chamber. *Medical Physics*, v. 51, 10 2023.
- 83 HUANG, C. et al. Magnetic field induced dose effects in radiation therapy using mr-linacs. *Medical Physics*, v. 50, 04 2023.
- 84 AVELAR, M. et al. Issues on the electron stopping power modulated by magnetic and electric fields. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, v. 9, 04 2021.
- 85 AN, C. et al. Optimizing focused very-high-energy electron beams for radiation therapy based on monte carlo simulation. 08 2024.
- 86 USPAS - U.S. Particle Accelerator School. *Unit 7 Lecture 15: Linear Optics*. 2009. Acesso em: 27 fev. 2025. Disponível em:
<https://uspas.fnal.gov/materials/09UNM/Unit7Lecture15Linear_optics.pdf>.

APÊNDICE A - Dose absorvida: cérebro

Tabela 19 – Dados de dose absorvida no cérebro ao longo de 100 bins para pósitrons e elétrons para energias de 6, 9 e 12 MeV.

Bin [cm]	6 MeV		9 MeV		12 MeV	
	Pósitron	Elétron	Pósitron	Elétron	Pósitron	Elétron
0	3.31E-04	3.30E-04	3.26E-04	3.27E-04	3.26E-04	3.27E-04
0.3	3.63E-04	3.61E-04	3.45E-04	3.48E-04	3.41E-04	3.46E-04
0.6	4.02E-04	3.93E-04	3.59E-04	3.63E-04	3.49E-04	3.56E-04
0.9	4.48E-04	4.32E-04	3.75E-04	3.77E-04	3.57E-04	3.65E-04
1.2	4.79E-04	4.67E-04	3.95E-04	3.93E-04	3.66E-04	3.73E-04
1.5	4.63E-04	4.71E-04	4.18E-04	4.12E-04	3.75E-04	3.82E-04
1.8	3.88E-04	4.15E-04	4.39E-04	4.32E-04	3.87E-04	3.92E-04
2.1	2.62E-04	2.96E-04	4.50E-04	4.46E-04	4.00E-04	4.02E-04
2.4	1.24E-04	1.46E-04	4.42E-04	4.47E-04	4.14E-04	4.13E-04
2.7	3.41E-05	3.61E-05	4.09E-04	4.26E-04	4.24E-04	4.23E-04
3	1.06E-05	2.98E-06	3.48E-04	3.75E-04	4.29E-04	4.30E-04
3.3	8.69E-06	9.63E-07	2.64E-04	2.94E-04	4.24E-04	4.29E-04
3.6	8.04E-06	9.26E-07	1.68E-04	1.93E-04	4.06E-04	4.18E-04
3.9	7.51E-06	8.98E-07	8.30E-05	9.65E-05	3.73E-04	3.92E-04
4.2	7.06E-06	8.71E-07	3.09E-05	3.11E-05	3.25E-04	3.49E-04
4.5	6.67E-06	8.47E-07	1.27E-05	5.97E-06	2.62E-04	2.88E-04
4.8	6.32E-06	8.25E-07	9.76E-06	2.03E-06	1.91E-04	2.15E-04
5.1	6.01E-06	8.04E-07	9.11E-06	1.84E-06	1.21E-04	1.38E-04
5.4	5.72E-06	7.83E-07	8.61E-06	1.79E-06	6.41E-05	7.19E-05
5.7	5.46E-06	7.65E-07	8.19E-06	1.75E-06	2.92E-05	2.80E-05
6	5.22E-06	7.46E-07	7.81E-06	1.72E-06	1.48E-05	8.41E-06
6.3	5.00E-06	7.29E-07	7.47E-06	1.68E-06	1.11E-05	3.51E-06
6.6	4.79E-06	7.11E-07	7.16E-06	1.65E-06	1.03E-05	2.95E-06
6.9	4.60E-06	6.95E-07	6.87E-06	1.61E-06	9.86E-06	2.88E-06
7.2	4.42E-06	6.78E-07	6.61E-06	1.58E-06	9.45E-06	2.83E-06
7.5	4.25E-06	6.63E-07	6.36E-06	1.55E-06	9.09E-06	2.78E-06
7.8	4.09E-06	6.48E-07	6.14E-06	1.52E-06	8.75E-06	2.73E-06
8.1	3.94E-06	6.33E-07	5.92E-06	1.49E-06	8.44E-06	2.68E-06
8.4	3.79E-06	6.19E-07	5.72E-06	1.46E-06	8.16E-06	2.63E-06
8.7	3.65E-06	6.04E-07	5.53E-06	1.43E-06	7.89E-06	2.58E-06
9	3.53E-06	5.91E-07	5.34E-06	1.40E-06	7.64E-06	2.54E-06
9.3	3.40E-06	5.78E-07	5.17E-06	1.38E-06	7.40E-06	2.50E-06
9.6	3.29E-06	5.65E-07	5.01E-06	1.35E-06	7.18E-06	2.45E-06
9.9	3.18E-06	5.52E-07	4.86E-06	1.33E-06	6.97E-06	2.41E-06
10.2	3.07E-06	5.39E-07	4.71E-06	1.30E-06	6.77E-06	2.37E-06
10.5	2.97E-06	5.28E-07	4.57E-06	1.28E-06	6.57E-06	2.33E-06
10.8	2.87E-06	5.16E-07	4.43E-06	1.25E-06	6.39E-06	2.29E-06
11.1	2.77E-06	5.04E-07	4.30E-06	1.23E-06	6.22E-06	2.25E-06
11.4	2.68E-06	4.93E-07	4.17E-06	1.20E-06	6.05E-06	2.22E-06
11.7	2.60E-06	4.82E-07	4.06E-06	1.18E-06	5.89E-06	2.18E-06
12	2.52E-06	4.71E-07	3.94E-06	1.16E-06	5.74E-06	2.14E-06
12.3	2.44E-06	4.60E-07	3.83E-06	1.14E-06	5.59E-06	2.10E-06
12.6	2.36E-06	4.51E-07	3.72E-06	1.12E-06	5.45E-06	2.07E-06

12.9	2.29E-06	4.41E-07	3.62E-06	1.09E-06	5.31E-06	2.03E-06
13.2	2.22E-06	4.31E-07	3.52E-06	1.07E-06	5.18E-06	2.00E-06
13.5	2.15E-06	4.21E-07	3.43E-06	1.05E-06	5.05E-06	1.96E-06
13.8	2.08E-06	4.12E-07	3.34E-06	1.03E-06	4.93E-06	1.93E-06
14.1	2.02E-06	4.03E-07	3.25E-06	1.01E-06	4.81E-06	1.90E-06
14.4	1.96E-06	3.94E-07	3.16E-06	9.95E-07	4.70E-06	1.87E-06
14.7	1.90E-06	3.85E-07	3.08E-06	9.75E-07	4.59E-06	1.83E-06
15	1.85E-06	3.77E-07	3.00E-06	9.57E-07	4.48E-06	1.81E-06
15.3	1.80E-06	3.68E-07	2.93E-06	9.39E-07	4.38E-06	1.78E-06
15.6	1.74E-06	3.60E-07	2.85E-06	9.21E-07	4.27E-06	1.74E-06
15.9	1.69E-06	3.52E-07	2.78E-06	9.03E-07	4.18E-06	1.72E-06
16.2	1.64E-06	3.44E-07	2.71E-06	8.86E-07	4.08E-06	1.69E-06
16.5	1.60E-06	3.37E-07	2.64E-06	8.69E-07	3.99E-06	1.66E-06
16.8	1.55E-06	3.29E-07	2.57E-06	8.53E-07	3.91E-06	1.63E-06
17.1	1.51E-06	3.22E-07	2.51E-06	8.37E-07	3.82E-06	1.60E-06
17.4	1.47E-06	3.14E-07	2.45E-06	8.21E-07	3.73E-06	1.58E-06
17.7	1.42E-06	3.07E-07	2.39E-06	8.06E-07	3.65E-06	1.55E-06
18	1.39E-06	3.01E-07	2.33E-06	7.91E-07	3.57E-06	1.52E-06
18.3	1.35E-06	2.94E-07	2.28E-06	7.75E-07	3.50E-06	1.50E-06
18.6	1.31E-06	2.87E-07	2.22E-06	7.60E-07	3.42E-06	1.47E-06
18.9	1.27E-06	2.81E-07	2.17E-06	7.46E-07	3.35E-06	1.45E-06
19.2	1.24E-06	2.75E-07	2.12E-06	7.31E-07	3.28E-06	1.42E-06
19.5	1.21E-06	2.68E-07	2.07E-06	7.18E-07	3.21E-06	1.40E-06
19.8	1.17E-06	2.62E-07	2.02E-06	7.03E-07	3.14E-06	1.37E-06
20.1	1.14E-06	2.57E-07	1.97E-06	6.91E-07	3.07E-06	1.35E-06
20.4	1.11E-06	2.51E-07	1.93E-06	6.77E-07	3.01E-06	1.33E-06
20.7	1.08E-06	2.46E-07	1.88E-06	6.65E-07	2.95E-06	1.31E-06
21	1.05E-06	2.40E-07	1.84E-06	6.53E-07	2.89E-06	1.28E-06
21.3	1.02E-06	2.34E-07	1.80E-06	6.40E-07	2.83E-06	1.26E-06
21.6	9.98E-07	2.29E-07	1.76E-06	6.28E-07	2.77E-06	1.24E-06
21.9	9.71E-07	2.24E-07	1.72E-06	6.16E-07	2.71E-06	1.22E-06
22.2	9.45E-07	2.19E-07	1.68E-06	6.05E-07	2.66E-06	1.20E-06
22.5	9.21E-07	2.15E-07	1.64E-06	5.93E-07	2.61E-06	1.18E-06
22.8	8.97E-07	2.10E-07	1.60E-06	5.81E-07	2.55E-06	1.16E-06
23.1	8.75E-07	2.05E-07	1.57E-06	5.70E-07	2.50E-06	1.14E-06
23.4	8.51E-07	2.00E-07	1.53E-06	5.59E-07	2.45E-06	1.12E-06
23.7	8.29E-07	1.95E-07	1.50E-06	5.48E-07	2.40E-06	1.10E-06
24	8.08E-07	1.92E-07	1.46E-06	5.37E-07	2.35E-06	1.08E-06
24.3	7.86E-07	1.87E-07	1.43E-06	5.27E-07	2.31E-06	1.06E-06
24.6	7.66E-07	1.83E-07	1.40E-06	5.17E-07	2.26E-06	1.04E-06
24.9	7.47E-07	1.79E-07	1.37E-06	5.07E-07	2.22E-06	1.03E-06
25.2	7.27E-07	1.75E-07	1.34E-06	4.97E-07	2.17E-06	1.01E-06
25.5	7.09E-07	1.70E-07	1.31E-06	4.87E-07	2.13E-06	9.90E-07
25.8	6.90E-07	1.66E-07	1.28E-06	4.78E-07	2.09E-06	9.74E-07
26.1	6.72E-07	1.63E-07	1.25E-06	4.69E-07	2.05E-06	9.56E-07

26.4	6.55E-07	1.59E-07	1.22E-06	4.59E-07	2.01E-06	9.39E-07
26.7	6.38E-07	1.55E-07	1.20E-06	4.51E-07	1.97E-06	9.23E-07
27	6.21E-07	1.51E-07	1.17E-06	4.41E-07	1.93E-06	9.07E-07
27.3	6.05E-07	1.48E-07	1.15E-06	4.32E-07	1.89E-06	8.89E-07
27.6	5.89E-07	1.44E-07	1.12E-06	4.23E-07	1.85E-06	8.74E-07
27.9	5.73E-07	1.40E-07	1.09E-06	4.15E-07	1.81E-06	8.58E-07
28.2	5.57E-07	1.37E-07	1.07E-06	4.06E-07	1.78E-06	8.42E-07
28.5	5.42E-07	1.34E-07	1.04E-06	3.97E-07	1.74E-06	8.26E-07
28.8	5.26E-07	1.30E-07	1.02E-06	3.88E-07	1.70E-06	8.10E-07
29.1	5.12E-07	1.27E-07	9.93E-07	3.79E-07	1.67E-06	7.95E-07
29.4	4.96E-07	1.23E-07	9.68E-07	3.70E-07	1.63E-06	7.76E-07
29.7	4.68E-07	1.17E-07	9.17E-07	3.52E-07	1.55E-06	7.39E-07

Fonte: Elaborado pela autora (2025).

Tabela 20 – Dados de dose absorvida no cérebro ao longo de 100 bins para pósitrons e elétrons para energias de 20 e 24 MeV.

Bin [cm]	20 MeV		24 MeV	
	Pósitron	Elétron	Pósitron	Elétron
0	3.26E-04	3.29E-04	3.26E-04	3.29E-04
0.3	3.39E-04	3.45E-04	3.39E-04	3.45E-04
0.6	3.45E-04	3.53E-04	3.45E-04	3.53E-04
0.9	3.49E-04	3.59E-04	3.49E-04	3.59E-04
1.2	3.52E-04	3.64E-04	3.52E-04	3.63E-04
1.5	3.55E-04	3.69E-04	3.54E-04	3.67E-04
1.8	3.58E-04	3.72E-04	3.56E-04	3.70E-04
2.1	3.61E-04	3.76E-04	3.58E-04	3.74E-04
2.4	3.64E-04	3.79E-04	3.60E-04	3.76E-04
2.7	3.67E-04	3.82E-04	3.62E-04	3.79E-04
3	3.70E-04	3.85E-04	3.64E-04	3.81E-04
3.3	3.74E-04	3.88E-04	3.66E-04	3.84E-04
3.6	3.77E-04	3.91E-04	3.68E-04	3.86E-04
3.9	3.81E-04	3.94E-04	3.70E-04	3.88E-04
4.2	3.85E-04	3.96E-04	3.72E-04	3.89E-04
4.5	3.88E-04	3.98E-04	3.74E-04	3.91E-04
4.8	3.91E-04	4.00E-04	3.76E-04	3.92E-04
5.1	3.93E-04	4.00E-04	3.78E-04	3.93E-04
5.4	3.92E-04	3.99E-04	3.79E-04	3.93E-04
5.7	3.89E-04	3.96E-04	3.81E-04	3.93E-04
6	3.82E-04	3.90E-04	3.81E-04	3.93E-04
6.3	3.70E-04	3.80E-04	3.81E-04	3.91E-04
6.6	3.54E-04	3.66E-04	3.79E-04	3.89E-04
6.9	3.32E-04	3.46E-04	3.75E-04	3.85E-04
7.2	3.04E-04	3.20E-04	3.70E-04	3.79E-04
7.5	2.71E-04	2.88E-04	3.61E-04	3.71E-04
7.8	2.33E-04	2.50E-04	3.49E-04	3.60E-04
8.1	1.93E-04	2.09E-04	3.34E-04	3.45E-04
8.4	1.51E-04	1.64E-04	3.15E-04	3.27E-04
8.7	1.11E-04	1.21E-04	2.92E-04	3.06E-04
9	7.66E-05	8.20E-05	2.66E-04	2.80E-04
9.3	4.95E-05	5.03E-05	2.36E-04	2.50E-04
9.6	3.12E-05	2.80E-05	2.04E-04	2.17E-04
9.9	2.09E-05	1.50E-05	1.70E-04	1.82E-04
10.2	1.62E-05	9.01E-06	1.37E-04	1.46E-04
10.5	1.45E-05	6.98E-06	1.05E-04	1.12E-04
10.8	1.38E-05	6.47E-06	7.72E-05	8.08E-05
11.1	1.34E-05	6.33E-06	5.44E-05	5.46E-05
11.4	1.30E-05	6.24E-06	3.76E-05	3.47E-05
11.7	1.27E-05	6.15E-06	2.67E-05	2.14E-05
12	1.24E-05	6.07E-06	2.05E-05	1.38E-05
12.3	1.21E-05	5.99E-06	1.76E-05	1.02E-05
12.6	1.18E-05	5.90E-06	1.64E-05	8.85E-06
12.9	1.16E-05	5.82E-06	1.58E-05	8.43E-06
13.2	1.13E-05	5.74E-06	1.54E-05	8.27E-06

13.2	1.13E-05	5.74E-06	1.54E-05	8.27E-06
13.5	1.10E-05	5.66E-06	1.51E-05	8.17E-06
13.8	1.08E-05	5.58E-06	1.47E-05	8.06E-06
14.1	1.06E-05	5.51E-06	1.44E-05	7.96E-06
14.4	1.04E-05	5.43E-06	1.41E-05	7.85E-06
14.7	1.02E-05	5.36E-06	1.39E-05	7.76E-06
15	9.96E-06	5.29E-06	1.36E-05	7.66E-06
15.3	9.76E-06	5.22E-06	1.33E-05	7.56E-06
15.6	9.57E-06	5.15E-06	1.31E-05	7.47E-06
15.9	9.38E-06	5.08E-06	1.28E-05	7.37E-06
16.2	9.20E-06	5.01E-06	1.26E-05	7.28E-06
16.5	9.03E-06	4.94E-06	1.24E-05	7.19E-06
16.8	8.86E-06	4.87E-06	1.21E-05	7.10E-06
17.1	8.70E-06	4.81E-06	1.19E-05	7.01E-06
17.4	8.54E-06	4.74E-06	1.17E-05	6.92E-06
17.7	8.38E-06	4.68E-06	1.15E-05	6.83E-06
18	8.23E-06	4.62E-06	1.13E-05	6.75E-06
18.3	8.08E-06	4.55E-06	1.11E-05	6.66E-06
18.6	7.94E-06	4.49E-06	1.09E-05	6.58E-06
18.9	7.80E-06	4.43E-06	1.08E-05	6.50E-06
19.2	7.66E-06	4.37E-06	1.06E-05	6.41E-06
19.5	7.53E-06	4.31E-06	1.04E-05	6.33E-06
19.8	7.40E-06	4.25E-06	1.02E-05	6.25E-06
20.1	7.27E-06	4.19E-06	1.01E-05	6.17E-06
20.4	7.15E-06	4.13E-06	9.91E-06	6.09E-06
20.7	7.03E-06	4.07E-06	9.76E-06	6.02E-06
21	6.91E-06	4.02E-06	9.60E-06	5.94E-06
21.3	6.79E-06	3.96E-06	9.45E-06	5.86E-06
21.6	6.67E-06	3.91E-06	9.30E-06	5.79E-06
21.9	6.56E-06	3.86E-06	9.16E-06	5.71E-06
22.2	6.45E-06	3.80E-06	9.01E-06	5.64E-06
22.5	6.35E-06	3.75E-06	8.87E-06	5.57E-06
22.8	6.24E-06	3.70E-06	8.74E-06	5.50E-06
23.1	6.14E-06	3.65E-06	8.60E-06	5.43E-06
23.4	6.04E-06	3.60E-06	8.47E-06	5.36E-06
23.7	5.94E-06	3.55E-06	8.34E-06	5.29E-06
24	5.84E-06	3.50E-06	8.22E-06	5.22E-06
24.3	5.75E-06	3.45E-06	8.09E-06	5.15E-06
24.6	5.66E-06	3.40E-06	7.97E-06	5.08E-06
24.9	5.56E-06	3.35E-06	7.85E-06	5.02E-06
25.2	5.47E-06	3.30E-06	7.73E-06	4.96E-06
25.5	5.39E-06	3.26E-06	7.61E-06	4.89E-06
25.8	5.30E-06	3.21E-06	7.50E-06	4.82E-06
26.1	5.21E-06	3.16E-06	7.38E-06	4.76E-06
26.4	5.13E-06	3.12E-06	7.27E-06	4.69E-06
26.7	5.04E-06	3.07E-06	7.16E-06	4.63E-06
27	4.96E-06	3.03E-06	7.05E-06	4.57E-06

27.3	4.88E-06	2.98E-06	6.94E-06	4.51E-06
27.6	4.80E-06	2.94E-06	6.84E-06	4.45E-06
27.9	4.72E-06	2.90E-06	6.73E-06	4.38E-06
28.2	4.64E-06	2.86E-06	6.63E-06	4.32E-06
28.5	4.56E-06	2.81E-06	6.52E-06	4.26E-06
28.8	4.48E-06	2.76E-06	6.42E-06	4.20E-06
29.1	4.40E-06	2.72E-06	6.31E-06	4.13E-06
29.4	4.31E-06	2.67E-06	6.18E-06	4.06E-06

Fonte: Elaborado pela autora (2025).

APÊNDICE B - Estudo exploratório e perspectivas futuras

Como estudo exploratório, foi aplicado campo magnético estático com intuito de alterar o percurso da partícula e verificar se há alguma alteração na deposição de energia em determinadas regiões. Ao fazer tal modificação, pode se esperar que haja maior deposição de energia, pois ao invés de sua trajetória ser espalhada, a partícula é direcionada para o local de interesse.

Ao interagir com o campo magnético, as partículas carregadas estão submetidas a força de Lorentz, dada pela equação (1)[81]:

$$\vec{F} = q(\vec{v} \times \vec{B}) \quad (1)$$

onde q é a carga da partícula;

\vec{v} é a velocidade da partícula;

\vec{B} é o campo magnético.

Como a força de Lorentz é perpendicular à velocidade da partícula, não há realização de trabalho, e desse modo não há alteração em sua energia cinética, apenas no movimento [81]. Ao aplicar a segunda lei de Newton é possível obter as equações de movimento da partícula, que descrevem seu o comportamento helicoidal, sendo representadas pelas equações (2), (3) e (4):

$$x(t) = x_0 + \frac{v}{\omega} \cos(\omega t + \varphi_0) \quad (2)$$

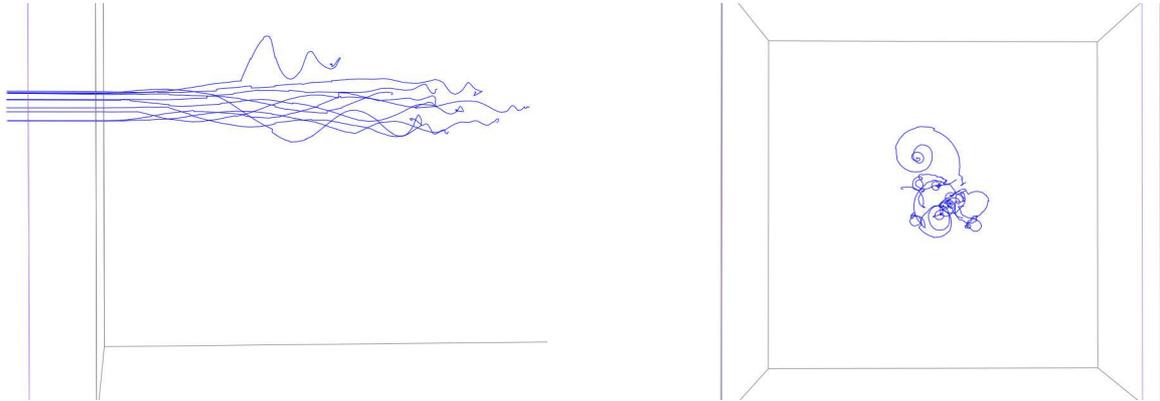
$$y(t) = y_0 + \frac{v}{\omega} \sin(\omega t + \varphi_0) \quad (3)$$

em que $\omega = \frac{q}{m} B_0$.

$$z(t) = z_0 + v_{z0}t \quad (4)$$

A figura (29) mostra o comportamento da trajetória de pósitrons sujeito a campo magnético obtido em simulação no programa TOPAS.

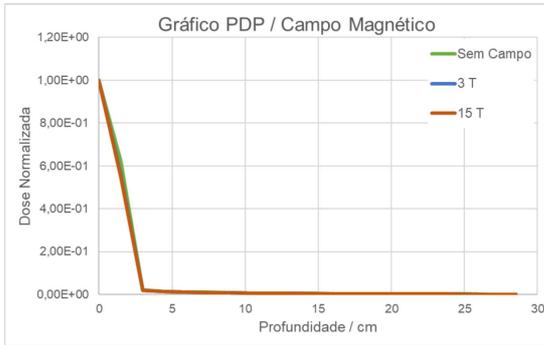
Figura 29 – Ilustração da trajetória helicoidal de pósitrons sujeitos a campo magnético estático incidindo em cérebro simulado no programa TOPAS.



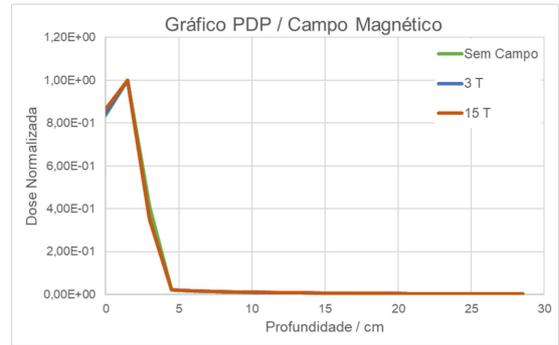
Fonte: Elaborada pela autora (2025).

Campos magnéticos já são utilizados na radioterapia para associar uso de imagens à medida que é feito o tratamento, e o estudo para empregar esses campos para focalizar feixes resultando em doses mais localizadas têm sido feitos [82, 83, 84]. Esse trabalho fez um estudo exploratório com pósitrons incidindo em cérebro, representado por uma caixa $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ contendo elementos da composição do cérebro e campo magnético de 3T e 15T aplicado ao longo do eixo z, no programa TOPAS. Não foram obtidas diferenças significativas na dose absorvida para as energias calculadas 6, 9 e 12 MeV, como pode ser visto na figura (30).

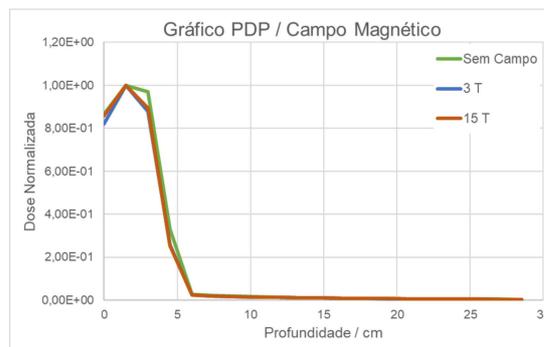
Figura 30 – Gráfico comparando PDP de pósitrons incidindo no cérebro sem campo e com campo de 3T e 15T para energias de 6, 9 e 12 MeV.



(a) 6 MeV



(b) 9 MeV.



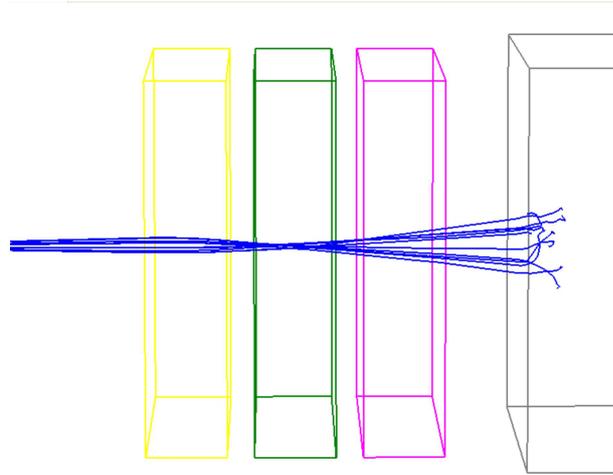
(c) 12 MeV

Fonte: Elaborada pela autora (2025).

Esse resultado pode ser devido à limitação da geometria utilizada, como por exemplo, a configuração do campo.

Uma outra alternativa, que é uma perspectiva futura dessa pesquisas, é aplicar uma combinação quadropolos [85], que são utilizados em aceleradores de partículas como lente focalizadora, que é utilizada para focalizar feixes de altas energias [86], mas também pode ser utilizada para energias mais baixas [85]. Um esboço pode ser visto na figura (31)

Figura 31 – Exemplo de configuração de quadrupolos em no ambiente de simulação do TOPAS. Os blocos amarelo, verde e rosa são quadrupolos e a caixa em cinza é o alvo.



Elaborado pela autora (2025).