

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

Samuel Hernandez Gaiato

Aperfeiçoamento do modelo de Bragg para terapia de prótons: Aplicação em tecidos humanos via simulação de Monte Carlo

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Instituto de Biociências, Campus de Botucatu, UNESP.

Botucatu, Julho de 2024.

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

Samuel Hernandez Gaiato

**Aperfeiçoamento do modelo de Bragg para terapia de prótons: Aplicação em
tecidos humanos via simulação de Monte Carlo**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Instituto de Biociências, Campus de Botucatu, UNESP.

Orientador: Prof. Dr. Joel Mesa Hormaza

Botucatu, Julho de 2024.

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CÂMPUS DE BOTUCATU - UNESP

BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: ROSANGELA APARECIDA LOBO-CRB 8/7500

Gaiato, Samuel Hernandez.

Aperfeiçoamento do modelo de Bragg para terapia de prótons
: aplicação em tecidos humanos via simulação de Monte Carlo
/ Samuel Hernandez Gaiato. - Botucatu, 2024

Trabalho de conclusão de curso (bacharelado - Física
Médica) - Universidade Estadual Paulista (UNESP), Instituto
de Biociências, Botucatu

Orientador: Joel Mesa Hormaza

Capes: 10504028

1. Método de Monte Carlo. 2. Terapia com prótons.
3. Modelos matemáticos.

Palavras-chave: Modelagem matemática; Monte Carlo;
Protonterapia.

SAMUEL HERNANDEZ GAIATO

Aperfeiçoamento do modelo de Bragg para terapia de prótons: Aplicação
em tecidos humanos via simulação de Monte Carlo.

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

BOTUCATU, 10 de Julho de 2024.
(data da defesa)

BANCA EXAMINADORA

Documento assinado digitalmente
 JOEL MESA HORMAZA
Data: 12/12/2024 14:29:50-0300
Verifique em <https://validar.itl.gov.br>

Prof. Joel Mesa Hormaza
Departamento de Biofísica e Farmacologia-IBB-UNESP

Documento assinado digitalmente
 JOSE LUIZ RYBARCZYK FILHO
Data: 17/02/2025 14:52:47-0300
Verifique em <https://validar.itl.gov.br>

Prof. José Luiz Rybarczyk Filho
Departamento de Biofísica e Farmacologia-IBB-UNESP

Documento assinado digitalmente
 ROBERTO MORATO FERNANDEZ
Data: 17/02/2025 14:38:52-0300
Verifique em <https://validar.itl.gov.br>

Prof. Roberto Morato Fernandez
Departamento de Biofísica e Farmacologia-IBB-UNESP

Dedico esse trabalho a todos os professores de ensino básico, técnico e superior que passaram pela minha jornada, sem vocês eu não teria chegado tão longe, com um foco especial ao professor Joel e José Luiz por todo auxílio e tempo fornecido e em memória do professor Cosme Escañuela Serpa que foi o responsável por me despertar o sonho de me tornar Físico e que faleceu pouco tempo após meu ingresso no superior.

Agradecimentos

Agradeço ao professor Joel por ter me dado a oportunidade e confiança para integrar o seu respectivo corpo docente, mesmo sendo um recém chegado no curso, pela ajuda e evolução na compreensão do método científico, além da possibilidade da produção de novos conhecimentos envolvendo a protonterapia. Também agradeço ao professor José Luiz pela grande ajuda fornecida na compreensão da mecânica estatística, método de Monte Carlo e computação, junto a todos professores dos departamentos de Biofísica e Bioestatística que de alguma forma contribuíram na minha formação e na obtenção desses resultados.

Gostaria de agradecer a todos amigos que fiz nesses anos de UNESP e à minha família que sempre apoiou meu sonho e se sacrificou para me manter aqui, agradeço a minha namorada Vitória Desidério por todo suporte e carinho necessário nesse final de jornada, também aos professores do ensino básico e técnico que me deram aulas, pois só cheguei até aqui graças aos meus esforços e de todos vocês combinados.

Também gostaria de agradecer aos órgãos de fomento, uma boa parte desses valores foram obtidas durante a duração de um edital PIBIC, ao CERN por ter fornecido o simulador de Monte Carlo FLUKA com licença acadêmica, ao CNPEM pela oportunidade de fazer um curso extracurricular sobre o software FLUKA e ao laboratório de Biocomplexidade por ter auxiliado no esforço computacional, e sem seus recursos muito provavelmente este trabalho não estaria concluído.

“A natureza é um enorme jogo de xadrez disputado por deuses e que temos o privilégio de observar. As regras do jogo são o que chamamos de física fundamental e compreender essas regras é a nossa meta.”

Richard Phillips Feynman

Resumo

Conforme novos conhecimentos e avanços científicos são obtidos é natural desenvolver aplicações ainda mais em áreas como a saúde. Com essa ideia em mente surgiu a radioterapia, que é o principal método contemporâneo para tratar tumores. Porém a maior falha da radioterapia é a utilização de Raios-X que interagem pouco com a matéria e acabam irradiando uma boa fração de tecido saudável além do tumor. Para obter métodos mais eficientes é possível de se olhar para outros tipos de terapias, em que nesse estágio o escolhido foi o próton. As seções de choque de uma radiação definem sua interação com a matéria e o próton interage muito mais com a matéria pelo fato de ter carga e massa. Com essas características ele deposita mais dose em um local específico chamado de Pico de Bragg, poupando muito tecido saudável e sendo um tratamento muito mais efetivo. Ao utilizar as equações que Bragg desenvolveu no estudo de prótons em água foi desenvolvido um modelo preditivo aperfeiçoado por meio da combinação do modelo original junto às simulações estatísticas.

Palavras-chave: Monte Carlo, Próton, Pico de Bragg, Modelo Preditivo, Tecidos Biológicos.

abstract

As new knowledge and scientific advances are obtained, it is natural to develop even more applications in areas such as health. With this idea in mind, radiotherapy emerged as the main contemporary method for treating tumors. However, radiotherapy's biggest flaw is the use of X-rays, which interact little with matter and end up irradiating a good fraction of healthy tissue in addition to the tumor. In order to obtain more efficient methods, it is possible to look at other types of therapy, and at this stage the proton was chosen. The shock sections of radiation define its interaction with matter and the proton interacts much more with matter because it has charge and mass. With these characteristics it deposits more dose in a specific place called the Bragg Peak, sparing a lot of healthy tissue and being a much more effective treatment. Using the equations that Bragg developed in the study of protons in water, an improved predictive model was developed by combining the original model with statistical simulations.

Keywords: Monte Carlo, Proton, Bragg Peak, Predictive Model, Biological Tissues.

Lista de Figuras

1	Interação dos prótons com a matéria.	p. 4
2	Pontos experimentais e curvas de tendência. Fonte: o Autor, 2024. . . .	p. 11
3	Gráfico de Energia Versus Profundidade de um feixe inicialmente à 290 MeV. Fonte: o Autor, 2024.	p. 12
4	Gráfico de Taxa de Perda de Energia Versus Profundidade de um feixe inicialmente à 290 MeV. Fonte: o Autor, 2024.	p. 12

Lista de Tabelas

- 1 Constantes calculadas pela curva de tendência. Fonte, o autor, 2024. . . p. 11

Sumário

Agradecimentos	p. v
Resumo	p. vii
abstract	p. viii
1 Introdução	p. 1
1.1 nome da seção	p. 1
2 Objetivos	p. 6
Objetivos Específicos:	p. 6
3 Material e Métodos	p. 7
3.1 Simulador de Monte Carlo	p. 7
3.2 Modelo Físico Idealizado e Simulação	p. 7
4 Resultados e Discussão	p. 9
4.1 Análise de dados	p. 9
4.2 Observações Relevantes	p. 10
5 Resultados	p. 11
5.1 Análise dos Dados Obtidos	p. 11
6 Discussão	p. 13
7 Conclusões	p. 14
Referências	p. 15

1 *Introdução*

1.1 nome da seção

O câncer é uma doença que envolve mutações das próprias células dos seres vivos, geralmente criadas por causa de exposição a químicos, radiações ionizantes, fator genético ou idade. Essas mutações geradas nas células se armazenam no DNA e quando o corpo falha em eliminar essas células elas podem se multiplicar sem parar (HALL; GIACCIA et al., 2006).

Para tratar essa doença existem vários métodos, como a quimioterapia, que utiliza drogas para controlar e tratar o tumor e as terapias com radiação, sendo a radioterapia a mais comum (Ministério da Saúde, Instituto Nacional de Câncer, 2022). Utilizando um efeito chamado *Bremsstrahlung*, elétrons são acelerados a energias extremamente elevadas na ordem de MeV através de uma diferença de potencial de MV e colidem com um alvo de alto número atômico (como tungstênio) (PODGORŠAK et al., 2006). Nessas colisões devido a interações coulombianas, os elétrons sofrem uma grande desaceleração e a energia perdida é emitida na forma de radiação eletromagnética. Esses equipamentos são conhecidos como LINACS (Aceleradores Lineares em inglês). Uma parte importante desse espectro é composta por raios-x que interagem com a matéria de três principais formas: efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares. Essas interações geram ionizações e a radiobiologia permite entender esses mecanismos (HALL; GIACCIA et al., 2006).

Existem primariamente dois tipos de radiação: ionizantes e não ionizantes. A principal diferença entre elas é a energia que possuem, sendo que a radiação ionizante tem energia suficiente para criar um par elétron-íon no material chamada de função trabalho, que gira em torno de 33,85 eV (PODGORŠAK et al., 2006). Para fins de estudo, neste trabalho será considerada apenas a radiobiologia relacionada às radiações ionizantes. A interação das radiações ionizantes com a matéria varia devido às suas propriedades físicas mas os efeitos biológicos permanecem os mesmos. Essas radiações ionizam as moléculas no caminho em caso de colisões ou próximas em caso de interações coulombianas e essas ionizações causam

danos na estrutura celular ou até mesmo no DNA. Com 50 eV a fita de DNA sofre uma ruptura parcial e com 200 eV a fita se rompe completamente (HALL; GIACCIA et al., 2006).

O corpo humano preparado para se preservar repara as células danificadas se o dano for relativamente pequeno. No entanto, se o dano for irreparável o corpo inicia o processo de apoptose celular destruindo a célula prejudicada para que novas células assumam seu lugar (HALL; GIACCIA et al., 2006). Esses danos podem ocorrer em dois estágios: o estágio físico e o estágio químico. No estágio físico os danos são causados por colisões diretas ou por campos elétricos e magnéticos gerados pela movimentação de cargas que aplicam força e transferem energia diretamente às células, com uma duração que varia de femtosegundos a picosegundos segundos, sendo suficiente para transladar e rotacionar moléculas nas proximidades da trajetória. O estágio químico ocorre em uma escala de tempo de micro a milissegundos. Nele, os íons gerados no estágio físico que são extremamente reativos quimicamente acabam se ligando às moléculas modificando totalmente sua função. Esses íons podem se ligar ao DNA ou a outros componentes cruciais. Para medir e prever as consequências desses danos foi instituída a grandeza de Dose (HALL; GIACCIA et al., 2006).

A dose absorvida é medida em Grey (Gy) no sistema internacional e é a energia depositada em uma quantidade de massa. A dose equivalente é quando levamos em conta um valor chamado de fator de qualidade que basicamente define a dimensão do dano causado e que varia de radiação para radiação, onde radiações com maior poder ionizante e mais mortais possuem um fator de qualidade maior, essa dose é medida em Sievert (Sv) e representa o produto da dose absorvida pelo fator de qualidade da radiação. A dose efetiva leva em conta a radiosensibilidade do tecido exposto, com cada tipo de tecido tendo um fator de ponderação e que a soma de todos esses fatores são 1, pois representa a dose de corpo todo, quanto maior o fator do órgão mais sensível ele é à radiação ionizante, sua unidade também é Sievert e seu valor é o produto do fator de ponderação com a dose equivalente.

Dependendo da dose equivalente que um ser vivo absorve é possível prever as consequências. No caso de seres humanos, abaixo de 150 mSv é impossível de se prever as consequências devido às inúmeras variáveis existentes como por exemplo o número de ionizações, radiosensibilidade do tecido, taxa de regeneração do tecido e tempo de exposição. Porém é certo que acima de 150 mSv haverá danos à saúde com uma relação linear entre dose efetiva e probabilidade do desenvolvimento de alguma doença relacionada à exposição.

O maior problema de se utilizar a radioterapia é que como os raios-x são fótons, eles

possuem certas propriedades como não possuir massa e não possuir carga, o que limita muito a sua interação com a matéria, resultando no final uma maior parte dos fótons passando direto pelo paciente com poucas ou nenhuma interação, ocorrendo em locais de tecidos saudáveis prejudicando os mesmos e podendo levar a outras doenças no futuro. Devido a essa baixa eficiência outras opções de tratamento começaram a ser estudadas e a tomarem formas no mundo, com a protonterapia sendo uma das mais promissoras.

Segundo dados do INCA sobre a projeção de tumores malignos e análises estatísticas pode-se observar que nos anos de 2023, 2024 e 2025 haverá o surgimento de 704.080 novos casos por ano, o que corresponde a 0,32% da população do país desenvolvendo câncer por ano, sendo que aproximadamente 38.18% desses novos casos correspondem a câncer de cabeça e pescoço, esôfago, pulmão, sistema nervoso central, pâncreas, bexiga, próstata, corpo e colo do útero e fígado, que possuem ótimas respostas à protonterapia, garantindo uma maior taxa de remissão e sobrevida dos pacientes (YAJNIK, 2012).

Diferente dos raios-x, os prótons possuem tanto carga quanto a massa o que resulta em todos os prótons do feixe interagindo com o corpo do paciente e depositando energia com quatro possíveis interações: Ionização da eletrosfera, interação nuclear, colisão nuclear e efeito *Bremsstrahlung* (que pode ser desconsiderado na protonterapia) (PODGORŠAK et al., 2006). O seu poder de ionização é aproximadamente dez vezes superior ao dos fótons, valor do fator de qualidade obtido por normas internacionais como a ICRP e ICRU, o que significa que de forma mais simples possível, um próton consegue através de interações coulombianas e colisões inelásticas causar um dano dez vezes maior que um fóton atravessando o mesmo meio e com a mesma energia inicial ao custo de perder toda sua energia mais facilmente. Juntando todas essas características é mais do que óbvio qual radiação dentre as duas possuem uma maior eficiência em um tratamento oncológico em alvos profundos, um esquema das interações se encontra abaixo, na 1.

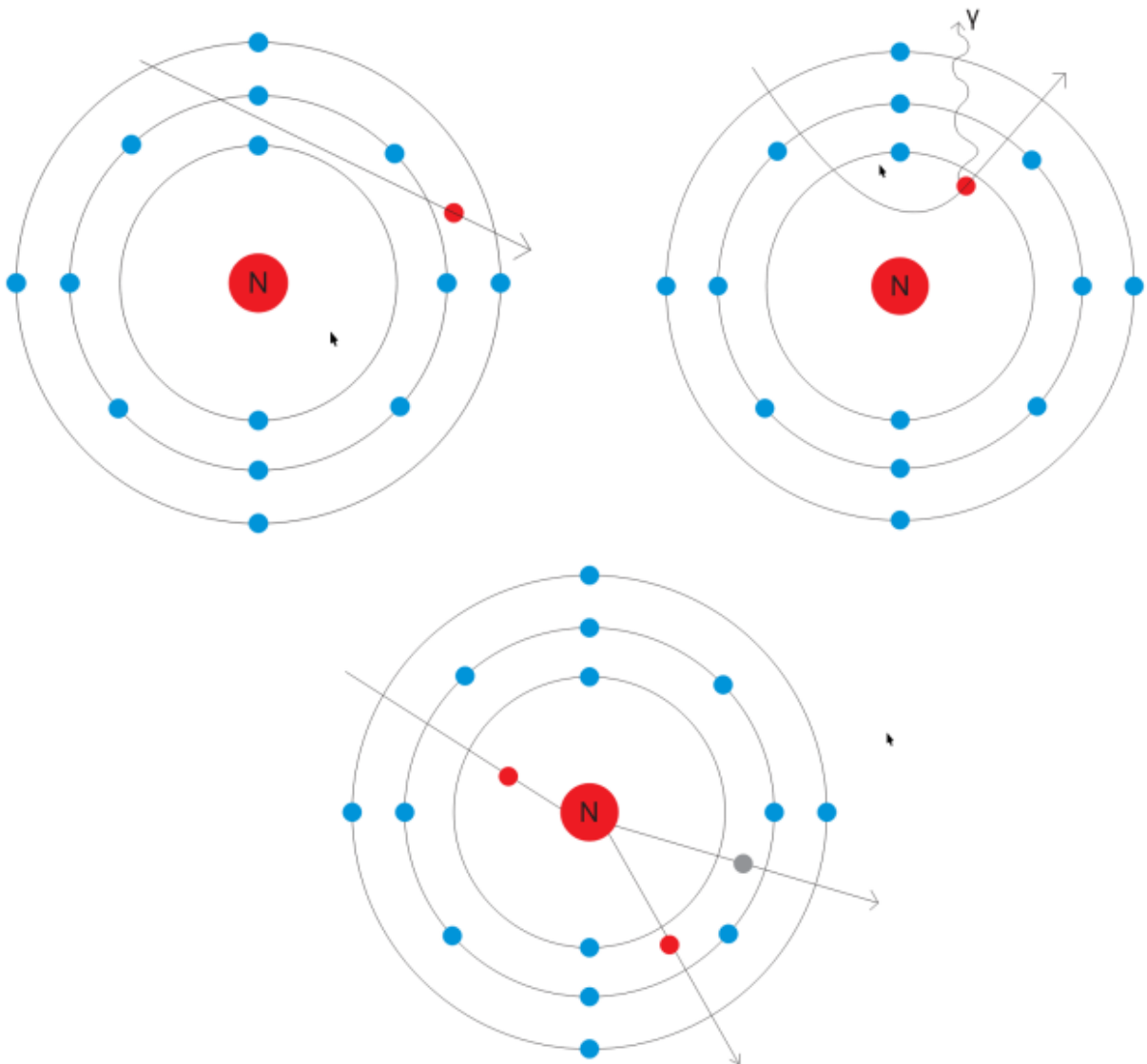


Figura 1: Interação dos prótons com a matéria. Fonte o Autor, 2024

William Lawrence Bragg realizou experimentações com vários tipos de radiação, sendo sua maior contribuição a Lei de Bragg para os raios-x que lhe renderam o prêmio Nobel de 1915, porém a contribuição de Bragg a ser explorada nesse trabalho é o modelo potência de Bragg para prótons, ou Regra de Bragg-Kleemann (PETTERSEN et al., 2018). Essa regra foi formulada ao se colocar detectores de radiação dentro de um tanque de água e bombardeando o mesmo com um canhão de prótons cuja energia era variada dentro de um espaço. Analisando os dados obtidos foi possível observar um comportamento de uma função potência do local do pico de Bragg com a energia inicial do feixe (Equação 1.1), e a partir dessa primeira relação foi possível desenvolver duas outras, uma que relaciona a energia do próton em função da posição no meio material (Equação 1.2) e a taxa de perda de energia (Equação 1.3), conhecido como *Stopping Power* com essas relações sendo

observadas abaixo (PETTERSEN et al., 2018).

$$R = \alpha E^p \quad (1.1)$$

$$E(z) = \frac{1}{\alpha^{\frac{1}{p}}}(R - z)^{\frac{1}{p}} \quad (1.2)$$

$$\frac{dE}{dz} = -\frac{1}{p\alpha^{\frac{1}{p}}}(R - z)^{\frac{1-p}{p}} \quad (1.3)$$

Onde R é a distancia máxima média dos prótons em centímetros considerando o princípio de *Continuous Slowing Down Approximation*. E é a energia inicial do feixe em MeV. p é uma constante de correção para a energia uma vez que se está trabalhando em níveis relativísticos e a mesma é adimensional. α é uma constante que descreve a resistência que o material fornece para o movimento do próton, quanto menor este número menor é o R , sua unidade é cm/MeV^p e Z representa a distância em que o próton está no devido instante de interesse, sua unidade também é centímetros.

2 Objetivos

Estudar feixes de radiação de íons e suas respectivas interações com a matéria, realizar estudos dosimétricos do tecido alvo e a adaptar o modelo experimental potência de Bragg para prótons, para sua utilização em tecidos humanos.

Objetivos Específicos:

- Cálculo das constantes do modelo matemático de Bragg para - poder ter uma aplicação do mesmo para tecidos humanos.
- Verificação estatística da eficiência do modelo.

3 Material e Métodos

3.1 Simulador de Monte Carlo

O simulador de Monte Carlo escolhido foi o FLUKA (AHDIDA et al., 2022) feito a partir da linguagem de programação Fortran devido a sua alta velocidade de processamento. O motivo da escolha foi que o simulador possui uma interface gráfica que facilita a criação da simulação e a análise de dados. Essa interface gráfica é chamada de FLAIR. Os bancos de dados das sessões de choque das partículas elementares são os mais atualizados e confiáveis até a data e as composições dos materiais biológicos já estão inseridos no simulador.

3.2 Modelo Físico Idealizado e Simulação

Esse modelo leva em consideração um grande cubo de 50 centímetros de aresta composto de um material que irá ser o alvo do feixe de radiação. O tamanho do cubo foi escolhido visando as altas energias do tratamento e que são raras as pessoas que possuem um eixo axial maior que 50 centímetros. Os materiais utilizados foram o plástico A-150 que é um simulador de tecido mole (AHDIDA et al., 2022), que compõe 50% dos tecidos corporais humanos como pele, tecido muscular, tecido adiposo, tecido conjuntivo e o tecido de alguns órgãos. O plástico B-100 (AHDIDA et al., 2022) por ser um simulador de tecido ósseo. E os tecidos do pâncreas e pulmão que são órgãos alvos do tratamento com feixe de prótons onde uma distribuição homogênea foi considerada em todo o alvo.

Esse modelo assume uma distribuição normal de dose ao redor do Pico de Bragg com o feixe atingindo o alvo no meio de uma das faces para facilitar o esforço computacional e garantir uma simetria para melhorar a estatística, assim assumindo que aproximadamente 68,26% da dose depositada fica concentrada entre um desvio padrão à frente e atrás do Pico de Bragg médio que é previsto pela equação 1.1.

Com um detector de dose é possível de localizar o ponto médio dos Picos de Bragg

no alvo e assim fazer um modelamento estatístico para a previsão dos picos. Ao observar que é uma simulação estatística, quanto maior o número de partículas maior é a precisão e o esforço computacional. Com isso em mente foi escolhido o número de 50 milhões de partículas para otimizar o tempo computacional e a semente de simulação foi 66 para garantir a reprodutibilidade do experimento. A energia inicial foi de 50 MeV e a final foi de 290 MeV. Como o feixe é mono energético foi realizado uma série de simulações variando a energia de 20 em 20 MeV.

4 *Resultados e Discussão*

4.1 *Análise de dados*

Os dados colhidos pela simulação foram salvos em formato de um tensor de dados de grau 3, ou seja, uma matriz tridimensional e isso gera um grande empecilho na análise dos dados uma vez que cada matriz é 512 x 512 x 512 e ainda temos que levar em conta que é um tensor por partícula.

Foi realizado um teste estatístico de Kolmogorov-Smirnov via Python. Ele é o mais adequado devido a enorme quantidade de dados para serem analisados. Para isso foi desenvolvida uma função que separa esse tensor em 512 matrizes e depois separamos em 512 vetores de dados e é construído um banco de dados com os mesmos para assim aplicar a função do teste de Kolmogorov-Smirnov, para ser possível de se calcular esse conjunto massivo de dados foram considerados os valores que representam os voxels centrais do alvo pois é onde o modelo de LET se aplica e se torna possível de ser realizado o teste, para determinar a região foi utilizado os valores obtidos através de gráficos plotados pelo software de Monte Carlo. Todos tensores onde houve um desvio para fora do alvo foram descartados da análise pois a mesma seria inconclusiva já que quase não houve dose depositada. Assim a quantidade massiva de dados foi drasticamente reduzida podendo-se tirar conclusões e diminuir o esforço computacional.

Os pontos de Picos de Bragg médios foram estimados ao analisar o tensor de dados e ver a região onde a maior parte da dose foi depositada e fazer uma média. O próprio software de Monte Carlo tem a função de plotar gráficos de intensidade de dose bidimensionais e funções para localizar o ponto de dose máxima médio, e assim foram obtidos os valores de posição dos Picos de Bragg médios. Agora ao retornar a equação 1.1 podemos plotar o gráfico com o valor da posição do feixe em $R0$ e a energia em E e linearizar o mesmo com logaritmos, sendo possível obter o valor de p e α .

4.2 Observações Relevantes

Como o software é um simulador estatístico é impossível ter algo como precisão absoluta e o valor dado é uma média, com picos que podem ter ocorridos antes ou depois da média estimada para a energia do feixe. Também deve ser levado em conta o fato de que na própria programação do software pode ter sido estabelecida uma distribuição normal para o feixe. Como o código não é aberto seria impossível de se afirmar.

Também é válido ressaltar que a estatística pode ser melhorada com mais primárias e ciclos ao custo de um esforço computacional muito maior. A quantidade de primárias e ciclos realizados foi escolhida visando a viabilidade e custo benefício da estatística/esforço computacional.

5 Resultados

5.1 Análise dos Dados Obtidos

Após toda a análise dos dados foi possível obter que o feixe segue uma distribuição normal pois o p-valor indicava a hipótese nula e obteve-se os seguintes valores das constantes da equação 1 (Valor da água obtido em (PETTERSEN et al., 2018)).

Material	$\alpha\left(\frac{cm}{MeVp}\right)$	p
Água	$2,62 \times 10^{-3}$	1,736
A-150	$1,96 \times 10^{-3}$	1,765
B-100	$1,86 \times 10^{-3}$	1,740
Pâncreas	$2,39 \times 10^{-3}$	1,744
Pulmão	$2,29 \times 10^{-3}$	1,753

Tabela 1: Constantes calculadas pela curva de tendência. Fonte, o autor, 2024.

Segue abaixo três gráficos, o primeiro mostra os pontos experimentais da simulação e a curva de tendência da modelagem matemática feita, o segundo utiliza-se das constantes para fazer uma previsão da energia em função da profundidade alcançada por prótons que tiveram pouco ou quase nenhum desvio de trajeto enquanto que o terceiro nos mostra o poder de parada dos mesmos, ou seja, a variação da energia em função da profundidade.

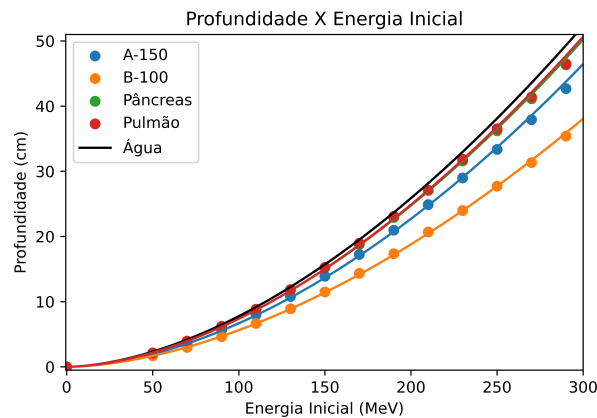


Figura 2: Pontos experimentais e curvas de tendência. Fonte: o Autor, 2024.

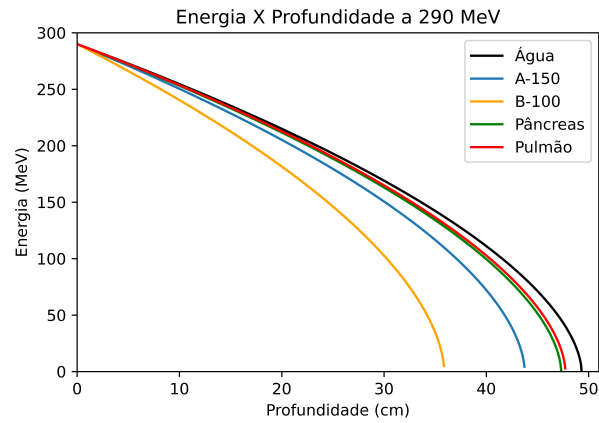


Figura 3: Gráfico de Energia Versus Profundidade de um feixe inicialmente à 290 MeV. Fonte: o Autor, 2024.

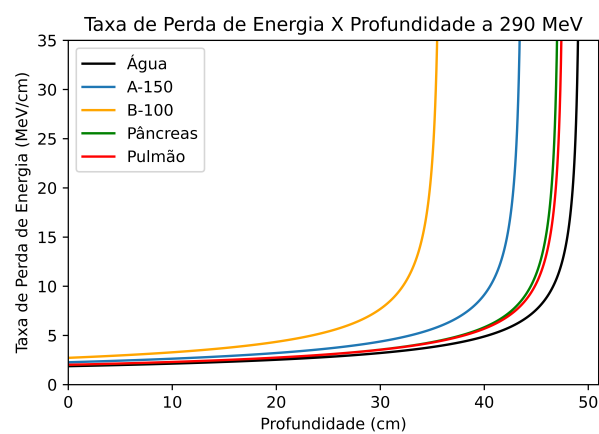


Figura 4: Gráfico de Taxa de Perda de Energia Versus Profundidade de um feixe inicialmente à 290 MeV. Fonte: o Autor, 2024.

6 *Discussão*

Como o p-valor do teste de Kolmogorov-Smirnoff foi inferior a 0,05 a hipótese nula foi aceita e a distribuição do feixe é normal, portanto o alcance médio dos prótons a uma dada energia inicial segue o modelo da curva gaussiana onde 68,26% dos prótons chegam no seu Pico de Bragg entre um desvio padrão abaixo e acima da média garantindo a precisão do tratamento.

A constante α mostra a quantidade de energia que o material consegue extrair da radiação, fazendo a mesma ter um alcance menor quanto menor o valor dessa constante como foi visto no caso do B-100, um simulador ósseo que por sua vez é mais denso e possui um número atômico efetivo maior, o que leva a uma maior interação coulumbiana e maior probabilidade de colisões.

A constante p seria uma constante de correção relacionada ao movimento relativístico da radiação, porém todas suas componentes de correção ainda são desconhecidas com a melhor descrição possível de seu valor sendo encontrada no artigo (ULMER, 2007). Uma das provas que esses valores estão corretos é o valor da constante p estar entre 1,7 e 1,8 como previsto em toda literatura de modelagem matemática de protonterapia, incluindo Ulmer e Pettersen que já foram citados neste artigo.

7 *Conclusões*

Conclui-se a veracidade dos dados obtidos para tal modelagem ao compararmos com a curva da água, visto que tecidos moles e de órgão possuem um maior valor de água do que ossos, porem suas heterogeneidades na composição total causam as diferenças nas curvas. A constante p de todos os materiais está dentro do previsto na literatura com a distribuição normal garantindo uma maior parcela de dose na região de interesse.

Este trabalho foi pioneiro a calcular tais constantes para tecidos e materiais simuladores o que abre as portas para cálculos para outros tecidos, uma simulação mais robusta para uma melhor estatística e melhorar o planejamento e tratamento de protonterapia de maneira geral, dando ao paciente uma maior qualidade de vida e tratamento. O mesmo mostra a importância e relevância de se utilizar simulações computacionais para tais calculos que seriam impossíveis analiticamente e também podendo abrir margem para simulação individual de cada paciente, uma vez que o FLUKA permite a utilização de imagens DICOM para se criar o alvo.

Referências

AHDIDA, C. et al. New capabilities of the fluka multi-purpose code. *Frontiers in Physics*, v. 9, p. 788253, 2022. Accessed: 2022-12-04. Disponível em: <<https://fluka.cern>>.

HALL, E. J.; GIACCIA, A. J. et al. *Radiobiology for the Radiologist*. [S.l.]: Philadelphia, 2006.

Ministério da Saúde, Instituto Nacional de Câncer. *Estimativa 2023: Incidência de Câncer no Brasil*. 2022.

PETTERSEN, H. E. S. et al. Accuracy of parameterized proton range models; a comparison. *Radiation Physics and Chemistry*, Elsevier, v. 144, p. 295–297, 2018.

PODGORŠAK, E. B. et al. *Radiation physics for medical physicists*. [S.l.]: Springer, 2006.

ULMER, W. Theoretical aspects of energy–range relations, stopping power and energy straggling of protons. *Radiation physics and chemistry*, Elsevier, v. 76, n. 7, p. 1089–1107, 2007.

YAJNIK, S. *Proton beam therapy: How protons are revolutionizing cancer treatment*. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2012.