

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
INSTITUTO DE FÍSICA

**Simulação de um Acelerador Linear Clínico  
Através do Método Monte Carlo:  
Explorando a Radioterapia com Elétrons**

**Jéssica Thauany Silva Gonçalves**

PORTO ALEGRE  
2023

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
INSTITUTO DE FÍSICA  
TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

**Simulação de um Acelerador Linear Clínico Através do  
Método Monte Carlo:  
Explorando a Radioterapia com Elétrons**

**Jéssica Thauany Silva Gonçalves**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como  
requisito parcial para obtenção do título de Bacharel  
em Física.

**Orientador:**  
**Prof. Dr. Luis Gustavo Pereira**

**Porto Alegre, RS**  
**Outubro de 2023**

Goncalves, Jessica Thauany

Simulação de um Acelerador Linear Clínico Através do Método Monte Carlo:

Explorando a Radioterapia com Elétrons / Jéssica Thauany Silva Gonçalves. -- 2023.

39

Orientador: Dr.Luis Gustavo Pereira

Trabalho (Conclusão de Curso) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Instituto de Física, Porto Alegre, BR-RS, 2023.

Acelerador Linear, Geant4, Radioterapia, Simulação Computacional I. Pereira,Luis Gustavo, orient.

# Agradecimentos

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer a professora Dra. Gabriela Hoff pela colaboração durante o desenvolvimento deste trabalho. Obrigada pela paciência, pela disponibilidade e pelos ensinamentos.

Agradeço também ao professor Dr. Luis Gustavo, meu orientador, pelo incentivo, pela atenção, pelas críticas e pelo apoio dado para a realização desse trabalho.

Este trabalho é resultado do meu desejo de transformar o mundo ao meu redor por meio da educação. A jornada até aqui foi, por vezes, complicada, com altos e baixos, e a conclusão desta etapa só foi possível graças ao apoio de muitas pessoas que cruzaram meu caminho.

À minha mãe por sempre acreditar em mim, por servir de motivação e por me ensinar que a educação é o caminho da transformação. Ao Rafael, por me escolher como filha e pelo apoio incansável. Sem vocês este trabalho não existiria.

Aos meus irmãos, pelos exemplos e des-exemplos.

Aos meus sobrinhos, por serem a principal fonte de motivação para que eu não desistisse. Espero servir de incentivo para que busquem sempre o caminho da educação.

Ao meu namorado, Pedro, pelo apoio e companhia desde o início. Por acreditar em mim, ser meu maior incentivador e tornar tudo mais leve. Te amo.

À Vitória, por estar sempre comigo. Não consigo imaginar como seria a minha vida sem a nossa amizade, obrigada por ser quem é e estar sempre ao meu lado.

Ao Erick, por ouvir minhas reclamações e pelo apoio. Obrigada pelas horas intermináveis de conversa na parada que se transformaram em almoços no RU.

À Marisa, por me ensinar a sonhar desde sempre.

Aos colegas que me acompanharam nestes anos de graduação, Vini, Hanna, Ana, Wilian, Joao Gustavo e Thierre. Aos meus amigos do CIEP, Jéssica e Yan.

Às minhas psicólogas, Kamila e Marcéli. Vocês foram fundamentais para que eu pudesse chegar até aqui.

À família do meu namorado que me acolheu e se tornou minha segunda família.

Ao pessoal do café da física que me acompanhou neste último semestre de graduação.

À educação pública brasileira, responsável por toda a minha formação e a todos os professores que a compõem.

E a tantos outros que aqui não foram citados, mas que contribuíram em minha trajetória.

Muito Obrigada.

*Permita que eu fale, não as minhas cicatrizes  
Se isso é sobre vivência, me resumir à sobrevivência  
É roubar o pouco de bom que vivi*

# Resumo

Neste trabalho foi desenvolvida a aplicação de uma simulação computacional do acelerador linear clínico Varian Clinac 2100C/D, no modo de terapia de elétrons com energia nominal de 6 MeV. A simulação foi realizada através do método Monte Carlo utilizando a ferramenta Geant4. O objetivo principal foi obter o espaço de fase deste equipamento e, através dele, caracterizar o comportamento das partículas que passam pelo espaço de fase e posteriormente atingirão a superfície do paciente. Esse processo permite a otimização do planejamento dos tratamentos, reduzindo o tempo de simulação sem perder a qualidade da dosimetria. Além disso, o método empregado auxilia na compreensão dos parâmetros de tratamento com elétrons e garante uma maior eficácia terapêutica sem riscos adicionais aos pacientes ou trabalhadores ocupacionalmente expostos. A descrição geométrica e de composição dos elementos de interesse que compõem o equipamento foi realizada através de dados fornecidos pela fabricante. Foram aplicadas técnicas de redução de variância para otimização do tempo de execução da simulação. Para o desenvolvimento correto da aplicação foram estudados os comportamentos de diferentes partículas interagindo com o meio. Por fim, o coeficiente de conversão obtido para esta aplicação foi 30.9%.

**Palavras-chave:** Acelerador Linear, Geant4, Radioterapia, Simulação Computacional

# Abstract

In this work, the application of a computational simulation of the Varian Clinac 2100C/D clinical linear accelerator was developed, in electron therapy mode with a nominal energy of 6 MeV. The simulation was carried out using the Monte Carlo method with the Geant4 tool. The main objective was to obtain the phase space of this equipment and, through it, characterize the behavior of particles passing through the phase space and subsequently reaching the surface of the patient. This process allows for the optimization of treatment planning, reducing simulation time without compromising dosimetry quality. Furthermore, the employed method assists in understanding the electron treatment parameters and ensures greater therapeutic efficacy without additional risks to patients or occupationally exposed workers. The geometric and compositional description of the elements of interest constituting the equipment was based on data provided by the manufacturer. Variance reduction techniques were applied to optimize simulation run time. For the correct development of the application, the behaviors of different particles interacting with the medium were studied. Finally, the conversion coefficient obtained for this application was 30.9%.

**Keywords:** Linear Accelerator, Geant4, Radiotherapy, Computer Simulation

# Sumário

<b>1</b>	<b>Introdução</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Fundamentação Teórica</b>	<b>3</b>
2.1	Acelerador linear clínico . . . . .	3
2.2	Interação da radiação com a matéria . . . . .	6
2.2.1	Interação dos elétrons com a matéria . . . . .	6
2.2.2	Interação dos fótons com a matéria . . . . .	8
2.3	Simulação Monte Carlo e o Geant4 . . . . .	9
2.3.1	Comparação e Validação em Monte Carlo . . . . .	10
2.3.2	Técnicas de redução de variância . . . . .	11
2.4	Teste Qui-Quadrado ( $\chi^2$ ) . . . . .	11
<b>3</b>	<b>A simulação</b>	<b>13</b>
3.1	Aplicação Desenvolvida . . . . .	13
3.2	Técnicas de Otimização do tempo de simulação . . . . .	15
3.3	Limitações . . . . .	16
<b>4</b>	<b>Resultados</b>	<b>18</b>
4.1	Espectros de energia . . . . .	18
4.1.1	Comparação entre materiais . . . . .	19
4.1.2	Comparação entre diferentes elementos filtrantes . . . . .	20
4.2	Espaço de fase . . . . .	22
<b>5</b>	<b>Conclusões</b>	<b>26</b>
	<b>Referências Bibliográficas</b>	<b>28</b>
<b>A</b>	<b>Método para a construção dos espectros</b>	<b>30</b>



# Capítulo 1

## Introdução

De acordo com a Organização Mundial da Saúde uma a cada 5 pessoas no mundo irá desenvolver câncer ao longo da vida [1]. Uma das principais técnicas utilizadas no tratamento de pacientes com câncer é a radioterapia, estima-se que pelo menos 50% dos pacientes diagnosticados com a doença farão uso desta modalidade de tratamento [2]. Ao longo dos anos, os avanços tecnológicos têm permitido tratamentos mais precisos e eficazes, possibilitando uma maior focalização do feixe de radiação na região das células tumorais e preservando os tecidos saudáveis circundantes. Dentre esses avanços, destacam-se os aceleradores lineares (LINACs) clínicos, os quais utilizam feixes de radiação de altas energias para irradiar áreas afetadas por tumores com alta precisão. Os LINACs podem utilizar diferentes tipos de radiação tais como fótons, elétrons, prótons e íons pesados a depender da local e das indicações de tratamento. Os elétrons são ideais para o tratamento de neoplasias superficiais tais como câncer de pele, podendo penetrar até 6 cm de profundidade da superfície [3].

A simulação pelo método Monte Carlo tem sido amplamente utilizado no planejamento de tratamento em radioterapia [4], sendo considerado como padrão de referência para dosimetria computacional [5]. Esta abordagem computacional proporciona uma análise aprofundada das interações das partículas de radiação com diferentes materiais, permitindo uma modelagem adequada das distribuições de dose e uma avaliação precisa da eficiência do tratamento.

O objetivo deste trabalho é obter o espaço de fase do acelerador linear Varian Clinac 2100C/D (ALV2100) através de simulações computacionais pelo método de Monte Carlo, possibilitando um cálculo preciso de grandezas dosimétricas relevantes que possam

ser empregadas no planejamento de tratamento com este equipamento. O espaço de fase, neste contexto, é uma superfície imaginária onde são coletadas informações de interesse de partículas que a cruzam, como a energia, a posição e a direção de *momentum*. Desta forma, todas as partículas geradas pelo LINAC e que atravessam a região de interesse são armazenadas em arquivos, os quais são chamados de arquivos de espaço de fase. Estes arquivos são amplamente utilizados como fonte de dados para o cálculo de distribuição de dose em radioterapia através do método de Monte Carlo [6].

# Capítulo 2

## Fundamentação Teórica

Neste capítulo serão introduzidos conceitos relevantes e modelos necessários para a compreensão deste trabalho. Será explicado o funcionamento de um LINAC de uso médico, os tipos de radiação emitida e sua importância na radioterapia. Também serão explicados as possíveis interações entre elétrons, fótons e pósitrons com a matéria considerando o intervalo de energia de interesse deste trabalho e a importância do uso do método Monte Carlo e da ferramenta Geant4 em simulações computacionais, principalmente envolvendo o planejamento de tratamento. Por fim, serão explicados testes estatísticos utilizados para validar comparações entre simulações de Monte Carlo.

### 2.1 Acelerador linear clínico

O emprego de radiações ionizantes com finalidade terapêutica remonta ao final do século XIX, após a sequência dos descobrimentos dos raios X em 1895 por Roentgen, da radioatividade natural em 1896 pelo físico francês Becquerel e dos elementos químicos polônio e rádio, por Pierre e Marie Curie em 1898 [7]. A partir disso, deu-se o início da radioterapia, um método de tratamento utilizado para destruir células tumorais, por meio do uso de radiações ionizantes. Os equipamentos utilizados na radioterapia foram evoluindo ao longo dos anos e, em 1953, na cidade de Londres, um LINAC com feixe de elétrons foi utilizado pela primeira vez para tratar um paciente [8]. Desde então surgiram uma enorme quantidade de estudos a respeito da utilização e funcionamento desses equipamentos e protocolos de tratamentos. Isso contribuiu significativamente para um grande avanço nas terapias envolvendo radiações ionizantes, possibilitando um maior

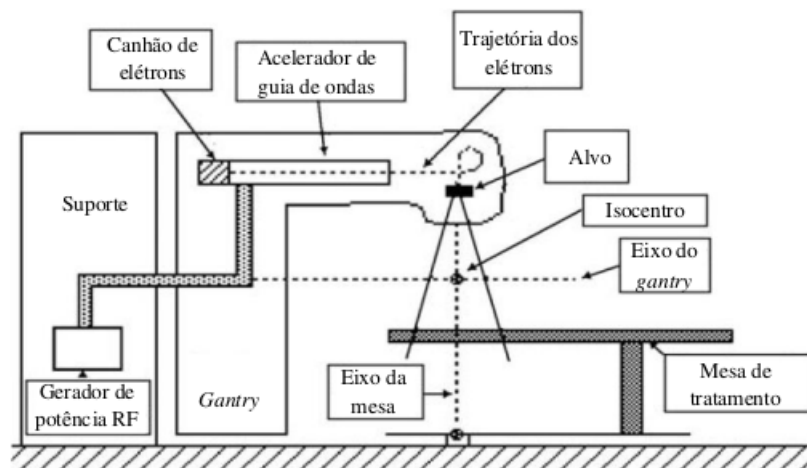


FIGURA 2.1. Esquema dos principais componentes de um LINAC. Fonte: [9].

controle da dose empregada na região tumoral e reduzir a dose empregada sobre os tecidos saudáveis próximos.

Em um LINAC clínico os elétrons são acelerados com energias cinéticas que variam de 4 a 25 MeV e são direcionadas por meio de um campo magnético em uma estrutura chamada de acelerador de guia de ondas. Esta estrutura é composta por vácuo e se estende até a região conhecida como cabeça de aplicação, a qual direciona o feixe na região de interesse conforme ilustrado na Figura 2.1. Na maioria dos aceleradores lineares pode-se escolher entre a opção de terapia com fótons de raios X ou elétrons.

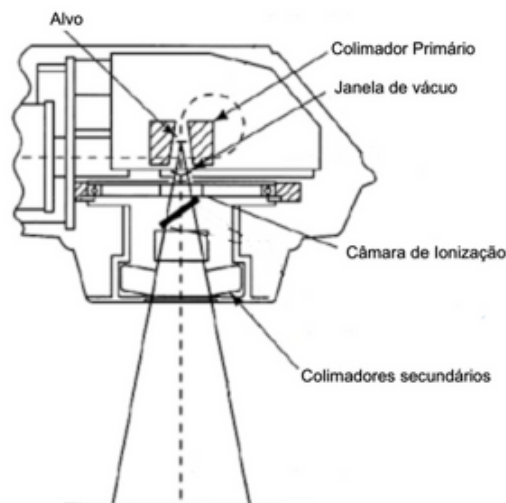


FIGURA 2.2. Representação esquemática da cabeça de aplicação de um LINAC. Adaptado de [10].

A Figura 2.2 mostra uma ilustração da chamada cabeça de aplicação do LINAC, seus elementos e respectivas funções serão descritos ao longo deste parágrafo. Na opção de terapia com elétrons, o feixe de elétrons gerado pelo LINAC atinge um alvo metálico responsável por espalhar e aumentar a área de atuação do feixe, a fim de cobrir uma região de tratamento maior do paciente, geralmente um campo de  $(10 \times 10)$  cm<sup>2</sup> ou  $(15 \times 15)$  cm<sup>2</sup>, com um grau de não-homogeneidade conhecido. Esta área é delimitada por um colimador primário, composto por um material com alto número atômico, que tem por finalidade de atenuar as partículas primárias e as partículas secundárias geradas fora do campo primário de irradiação. Na saída do colimador primário há uma janela responsável por manter o vácuo na região interna do colimador. O controle da dose é feito por duas câmaras de ionização que estão localizadas antes dos colimadores secundários, também denominados de *jaws*. Os *jaws* são utilizados para modular o feixe de acordo com a região a ser tratada, delimitando o campo de irradiação.

Neste trabalho a aplicação envolve o LINAC Varian Clinac 2100 C/D (ALV2100), amplamente utilizado em tratamentos de radioterapia com foco no tratamento do câncer de pele, na opção de terapia com elétrons, com energia inicial de 7.184 MeV e energia nominal - no isocentro - de 6 MeV.



FIGURA 2.3. Acelerador linear Varian CLinac 2100 C/D. Fonte: [11].

## 2.2 Interação da radiação com a matéria

Para a análise dos dados obtidos através da simulação é necessário a compreensão de base dos processos físicos de interação que acontecem desde o momento que o feixe incide no alvo até chegar ao paciente. No intervalo de interesse deste trabalho (0 a 7.184 MeV), as interações dos elétrons com a matéria podem causar a ionização do átomo ou emitir radiação de freamento (*Bremsstrahlung*). Os fótons gerados a partir das interações dos elétrons com os materiais do acelerador e com o ar da sala de tratamento interagem com a matéria por meio de espalhamento elástico e inelástico, efeito fotoelétrico e produção de pares.

### 2.2.1 Interação dos elétrons com a matéria

Elétrons são partículas leves e carregadas que interagem com o meio através de interações coulombianas. São partículas com grandes seções de choque, de forma que um elétron com 1 MeV de energia tem cerca de  $10^5$  interações antes de perder toda sua energia cinética [12]. Eles acabam sofrendo muitos desvios a cada interação de modo a seguir caminhos bem distintos entre si, transferindo boa parte da sua energia nestas interações através de colisões e em vista disso possuem um baixo poder de penetração. Essas interações podem ser divididas em três categorias através do parâmetro de impacto  $b$  da interação e do raio atômico  $a$  do átomo interagente, conforme a Figura 2.4.

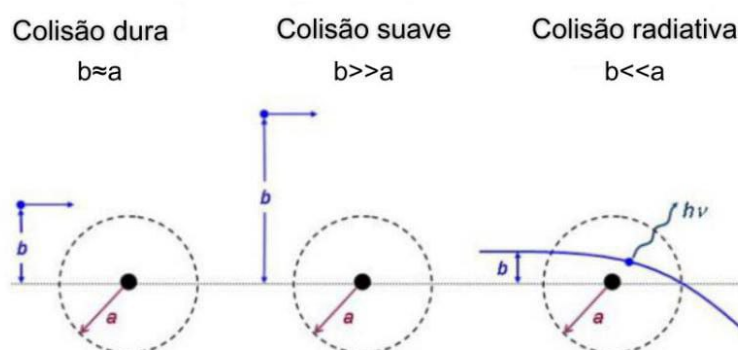


FIGURA 2.4. Interações dos elétrons caracterizadas através do parâmetro de impacto  $b$  e raio atômico  $a$ . Adaptado de [13].

- a. Colisão suave ( $b \gg a$ ):** Interação do elétron com o átomo como um todo, podendo transferir uma pequena parte de sua energia e até remover elétrons da camada de valência. Este tipo de interação é a mais provável, devido às dimensões do raio atômico, podendo ser a responsável por metade da energia transferida para o meio [13].
- b. Colisão radiativa [13] ou *Bremsstrahlung* ( $b \ll a$ ):** Interação de uma partícula carregada com o núcleo. Nesta interação, o elétron com energia inicial  $E$ , interage com o núcleo e é defletido com uma energia final  $E'$ , sendo  $E' < E$ , emitindo um fóton com energia  $h\nu = E - E'$ . A direção de emissão do fóton gerado depende da energia da partícula e direção da partícula de incidência. Para elétrons com energias da ordem de MeV estes fótons são emitidos na mesma direção de incidência do feixe [14].
- c. Colisão dura ( $b \approx a$ ):** Interação com um elétron atômico, transferindo boa parte de sua energia cinética. Este elétron é ejetado com uma grande quantidade de energia cinética e quando está em um dos níveis mais internos, elétrons que estão em níveis mais externos preenchem a camada e causam uma emissão de energia na forma de fótons ou elétrons Auger.

A taxa de energia perdida no meio por uma partícula carregada por unidade de comprimento é chamada de poder de freamento linear ( $S$ ), que é dado em unidades de energia por comprimento. Esta quantidade difere a depender dos tipos de interações, para o espalhamento *Bremsstrahlung*  $S_{Brem} \propto f(N, Z^2, E)$ , onde  $N$  é a densidade de átomos,  $Z$  o número atômico do material absorvedor e  $E$  a energia do elétron. Nas colisões duras e suaves  $S_{col} \propto f(N, Z, \ln(E))$ . Ou seja, para materiais com grande número atômico e altas energias, a perda energética devido a interação com núcleo (*Bremsstrahlung*) é mais significativa se comparada as interações devido as colisões. O poder de freamento é uma propriedade característica do material pelo qual a partícula se propaga. A expressão para o poder de freamento total para uma partícula carregada que atravessa um material com número atômico  $Z$  é a soma do poder de freamento para cada tipo de interação, como mostra a equação 2.1

$$S = S_{Bremss} + S_{col}, \quad (2.1)$$

## 2.2.2 Interação dos fótons com a matéria

Os elétrons do feixe primário interagem com o meio por onde passam e, a partir destas interações, produzem fótons de várias energias como subproduto. Estes fótons, por sua vez, também interagem com o meio. A ocorrência de cada tipo de interação depende da energia do fóton incidente ( $h\nu$ ) e do número atômico ( $Z$ ) do material absorvedor, como ilustra a Figura 2.5.

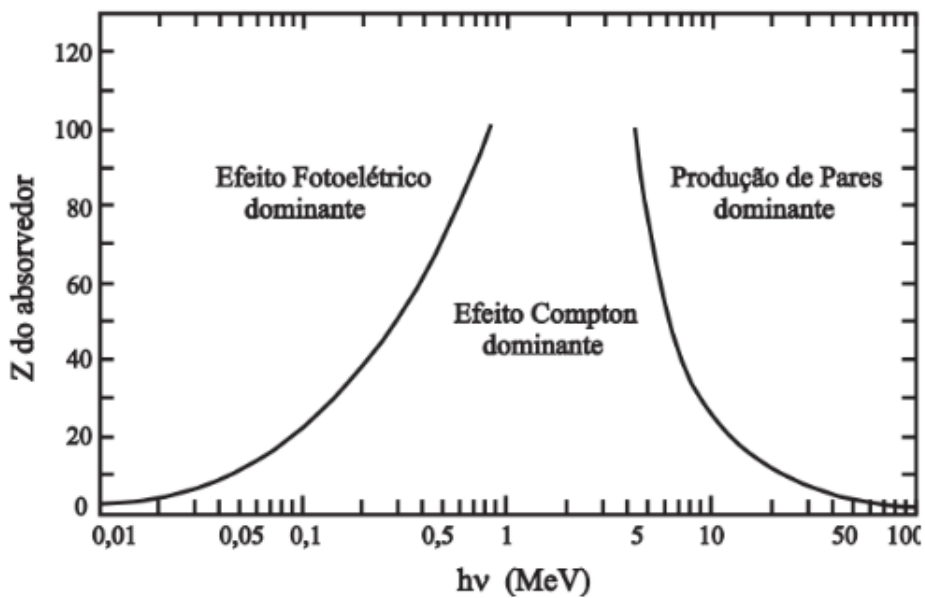


FIGURA 2.5. Tipo de interação predominante em função do número atômico do material absorvedor ( $Z$ ) e da energia dos fótons incidentes. Fonte: [12].

Os processos de interação relevantes no intervalo de interesse deste trabalho são descritos abaixo:

- a. **Efeito fotoelétrico:** Ocorre a partir da interação entre um fóton, com energia  $h\nu$ , e um elétron atômico fortemente ligado, com energia  $E_l$ . Isto resulta na absorção total do fóton, que transfere energia suficiente para que o elétron rompa sua ligação com átomo e seja ejetado. A energia do elétron ejetado, chamado de fotoelétron, é descrita pela equação (2.2)

$$E_e = h\nu - E_l, \quad (2.2)$$



Esta interação gera uma vacância no orbital de origem do fotoelétron que pode ser preenchida tanto pela transição de um elétron proveniente de uma camada mais energética, o que causa a emissão de um fóton característico de raio X, quanto pela captura de um elétron livre.

- b. Espalhamento Compton:** Ocorre a partir da interação entre um fóton energético ( $h\nu$ ) e um elétron livre ( $E_e$ ). Após a interação o fóton é defletido com um ângulo  $\theta$  em relação a sua direção inicial, transferindo parte de sua energia ao elétron. A energia final do fóton é dada pela equação (2.3),

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + h\frac{h\nu}{m_0c^2}(1 - \cos\theta)}, \quad (2.3)$$

onde  $m_0c^2$  é a energia de repouso do elétron e  $h/(m_0c^2)$  é chamado de comprimento de onda Compton ( $\lambda_c$ ) do elétron.

- c. Espalhamento Rayleigh:** Interação que ocorre entre um fóton e um elétron ligado, onde o fóton incidente é absorvido pelo elétron e reemitido com energia igual a energia inicial. Neste caso, a energia é conservada, mas pode haver alteração na direção de emissão em relação a direção de incidência.
- d. Produção de pares:** Quando um fóton com energia maior que 1.022 MeV ( $2m_0c^2$ ) é totalmente absorvido, é possível que ocorra a produção de um par elétron-pósitron. Para isto a carga, energia total e o *momentum* devem ser conservados. No entanto, o efeito só acontece na presença de um campo coulombiano, o qual retém uma fração do *momentum* carregado pelo fóton. Os pósitrons gerados a partir desta interação também interagem com o meio por onde passam. Quando os pósitrons encontram-se com elétrons ambos aniquilam-se e, através desta interação, são produzidos dois fótons que se propagam em direções opostas com energia de 0.511 MeV cada.

## 2.3 Simulação Monte Carlo e o Geant4

O método Monte Carlo é um método de simulação computacional que utiliza técnicas numéricas baseadas em amostras de números aleatórios para simular um processo

estocástico [15]. Na física médica ao longo dos anos, este método tem se tornado extremamente importante para o cálculo da dosimetria e avaliação da distribuição de dose das radiações nos pacientes causadas pela interação de raios X, raios gama, elétrons e outras partículas [13].

O Geant4 é um conjunto de ferramentas computacionais utilizado para simulação do transporte de radiação na matéria através do método Monte Carlo [16–18]. Esta ferramenta inclui uma série de funcionalidades que podem ser modificadas pelo usuário para que o processo de simulação seja otimizado. Tais funcionalidades incluem a definição das partículas e dos materiais de interesse, assim como a descrição da geometria utilizada e a escolha dos processos físicos de interação relevantes para o problema. Foi desenvolvido utilizando programação orientada a objetos, na linguagem de programação C++. Possui uma ampla gama de aplicações, incluindo física de altas energias, astrofísica e física médica [18]. A precisão de uma simulação Monte Carlo é limitada pelo erro estatístico devido ao reduzido número de partículas simuladas. A abordagem mais simples para resolver este problema é aumentar o número de eventos [19] o que, conseqüentemente, aumenta o tempo de simulação e gasto computacional.

### 2.3.1 Comparação e Validação em Monte Carlo

Há diferentes formas de garantir que uma aplicação esteja de acordo com a realidade. A mais confiável e cujo a utilização é recomendada sempre que possível é a validação, que pode ser realizada quando há uma quantidade de dados experimentais disponíveis para a comparação estatística com os dados simulados [20]. Porém, quando não há dados experimentais disponíveis é possível realizar uma comparação entre os resultados de diferentes aplicações [20]. A comparação é fundamentada a partir de testes estatísticos para que seja razoável explicar as diferenças e semelhanças dos resultados é preciso compreender os principais conceitos envolvidos nos modelos utilizados, validações prévias e suas limitações.

### 2.3.2 Técnicas de redução de variância

Em uma simulação pelo método de Monte Carlo que envolve processos estocásticos, a incerteza dos dados é fornecida através da variância da distribuição. Uma variância elevada indica uma maior incerteza dos resultados. A variância de uma distribuição é proporcional a  $1/N$ , ou seja, para que os dados possuam maior confiabilidade estatística é preciso aumentar o número de eventos iniciais da simulação, o que acaba aumentando o seu tempo de execução [21].

As técnicas de redução de variância são utilizadas para se obter resultados que associem boa precisão com tempo computacional plausível. Há várias formas possíveis de se aplicar tais técnicas para a otimização de uma simulação, dentre elas encontra-se o método de corte (ou truncamento), onde se exclui partes da amostra que são consideradas irrelevantes para a obtenção dos resultados de interesse [22]. Estes cortes podem ser definidos por critérios de energia, posição, *momentum*, ou participação efetiva na quantidade de interesse a ser simulada, dentre outros. Entretanto, após a implementação destas técnicas, podem ocorrer modificações nas medidas físicas de interesse do sistema. Para evitar que se criem tendências sistemáticas nos resultados, faz-se necessário verificar se tais modificações afetam de forma significativa as distribuições das quantidades simuladas de interesse. Técnicas de redução de variância só podem ser aplicadas quando não alterarem os resultados de forma significativa.

## 2.4 Teste Qui-Quadrado ( $\chi^2$ )

Para se verificar um conjunto de dados aleatórios seguem um distribuição de probabilidade específica pode-se utilizar alguns testes estatísticos [23]. Para a realização destes testes, é preciso definir previamente duas características: hipótese nula, nível de significância e p-valor. A hipótese nula ( $H_0$ ) é a hipótese proposta e que deve ser testada pelo observador, o nível de significância ( $\alpha$ ) é a probabilidade máxima definida para se rejeitar  $H_0$  mesmo ela sendo verdadeira e o p-valor indica a probabilidade de se obter um resultado igual ou mais extremo que o observado se  $H_0$  for verdadeira. Existem métodos bem conhecidos e amplamente utilizados para esta finalidade, sendo um deles o teste do Qui-Quadrado ( $\chi^2$ ).

O teste  $\chi^2$  compara as frequências observadas  $n_1, n_2, \dots, n_k$  que variam em  $k$  intervalos com as frequências teóricas  $e_1, e_2, \dots, e_k$  calculadas a partir de um modelo teórico de distribuição [23]. A estatística deste teste é obtida através da equação (2.4).

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^k \frac{(n_i - e_i)^2}{e_i} \quad (2.4)$$

A interpretação é feita a partir da análise do p-valor obtido pelo teste. Caso o p-valor seja maior que o nível de significância, a hipótese nula de igualdade entre as duas distribuições é aceita.

# Capítulo 3

## A simulação

Neste capítulo o processo de construção e desenvolvimento da simulação será descrito de forma detalhada. Serão apresentadas as descrições de geometria e materiais simulados, assim como os testes utilizados para a otimização da simulação. Também serão discutidas as limitações encontradas durante o desenvolvimento do trabalho.

### 3.1 Aplicação Desenvolvida

A aplicação foi desenvolvida através da ferramenta Geant4, na versão 11.1. Nele foram caracterizados o feixe de elétrons, a geometria e os materiais de interesse. A lista de processos e modelos físicos utilizada foi a *Standard Option 4*, recomendada para simulações com elétrons e fótons no intervalo de energia utilizado [24].

Uma simulação envolvendo todos os componentes de um LINAC é uma tarefa árdua e muito complexa. Um grande número de dados físicos (dimensões e composições de cada componente) devem ser obtidos e validados com certa precisão por isso, para o propósito deste trabalho, a reprodução da região da cabeça de aplicação apresenta bons resultados [4, 25]. A aplicação foi desenvolvida seguindo a recomendação de descrição do feixe de elétrons incidentes de acordo com a base de dados de espaço de fase da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) [26]. As informações a respeito da espessura e composição destes componentes são confidenciais e foram cedidas pela fabricante com a condição de que não fossem divulgadas. Foram simulados os seguintes componentes:

- Feixe de elétrons monoenergético
- Colimador primário
- Alvo metálico
- Janela de vácuo
- Câmaras de ionização (duas)

O feixe de elétrons do ALV2100 é descrito como monodirecional - na direção Y - e tem energia cinética inicial de 7.184 MeV. Ele incide sobre o alvo que age como uma folha espalhadora composta por Tungstênio e Cobre localizada em uma região de vácuo dentro do colimador primário, também composto por Tungstênio. Ao incidir sobre o alvo os elétrons são espalhados e produzem principalmente radiação de freamento (*Bremsstrahlung*). Foram adicionadas a janela de vácuo, composta por Berílio, na extremidade inferior do colimador e por último, as câmaras de ionização, composta por ar [27] e Kapton [28]. As descrições de Tungstênio, Cobre e Berílio foram realizadas de acordo com [29,30]. A Fi-

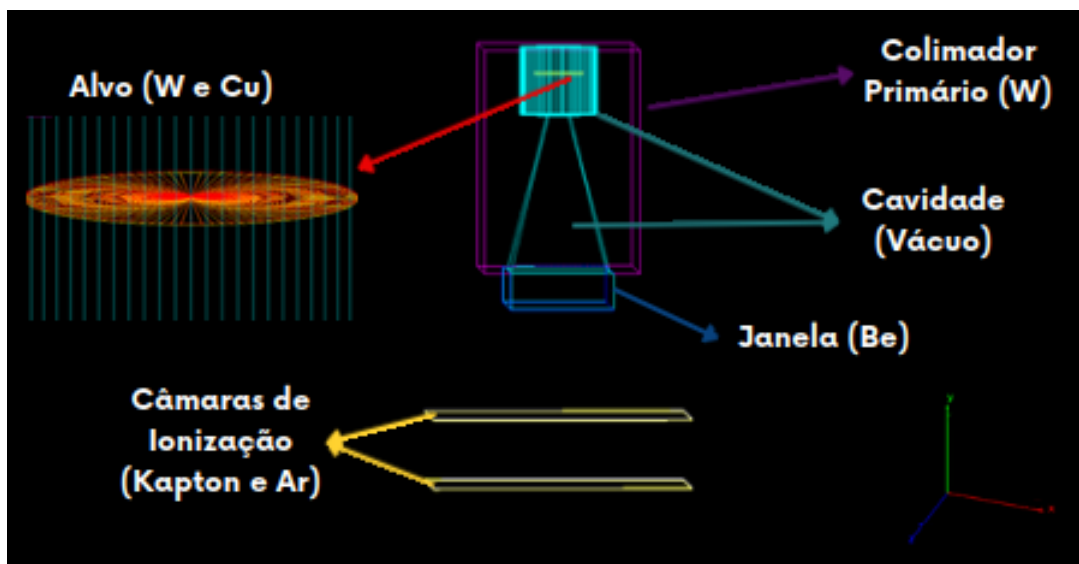


FIGURA 3.1. Representação da vista frontal dos componentes da simulação. Os elétrons primários incidem no sentido negativo do eixo Y.

gura 3.1 mostra uma representação frontal dos componentes implementados no ambiente de simulação.

Para a obtenção dos arquivos de espaço de fase, criou-se um volume com 50 cm de largura nas direções X e Z, e espessura de 1 mm na direção Y. Qualquer partícula que cruzasse esta região tinha seus dados de identificação do evento gerador, direção de *momentum*, posição, energia total e energia cinética armazenados neste arquivo. Estes volumes foram posicionados em dois pontos: (i) a 78.45 cm da fonte para a comparação com o espaço de fase da Agência Internacional de Energia Atômica, AIEA, para este acelerador e (ii) a 100 cm da fonte, ponto conhecido como isocentro, onde deve incidir a dose nominal do ALV2100.

O problema foi abordado de forma a possibilitar diferentes análises, seguindo três etapas. Na primeira etapa foram realizadas simulações com diferentes materiais compondo o ambiente de simulação para caracterizar o comportamento das partículas em um meio ideal, um meio semelhante a tecidos moles e um meio real. Os materiais escolhidos foram o vácuo, água e ar. Na segunda etapa uma simulação era executada a partir da introdução de cada um dos componentes da cabeça de aplicação do ALV2100 que interagia com o feixe primário com o objetivo de visualizar como cada um deles modificava a distribuição do feixe. Por último foram gerados o espaço de fase com as configurações recomendadas. Com todos os componentes da cabeça de aplicação implementados e ar compondo o ambiente de simulação.

## 3.2 Técnicas de Otimização do tempo de simulação

Na simulação também é preciso definir o número inicial de elétrons que compõem o feixe e quanto maior este número, melhor estatisticamente serão os dados da simulação e em consequência maior é o tempo de simulação. As simulações foram executadas com  $10^7$  eventos iniciais. Visando diminuir o tempo de execução foram aplicadas algumas técnicas de redução de variância, estas técnicas foram verificadas através do uso do teste qui-quadrado citado na Seção 2.4.

Neste trabalho foram testadas técnicas de truncagem geométrica, utilizadas para impedir que o código gastasse tempo computacional desnecessário com o transporte de partículas em regiões irrelevantes para o cálculo das grandezas de interesse. Assim sendo, assumiu-se que as partículas, que entrassem em regiões pré determinadas, teriam pouca

ou nenhuma probabilidade de retornarem a região de direção do feixe e, por isto, eram excluídas da simulação. Esta técnica foi utilizada no volume do colimador primário, o que acabou por torná-lo um colimador ideal, e, também, nas regiões de obtenção do espaço de fase para a exclusão de partículas retro-espalhadas. Após a implementação da técnica de truncagem geométrica o tempo de simulação caiu de 2,5h para aproximadamente 1h.

Dessa forma, aplicou-se o teste qui-quadrado para verificar se técnica poderia ser implementada sem alterar de forma significativa a distribuição dos dados. O p-valor encontrado foi  $p = 1$ , sendo assim  $p > 0,05$ , ou seja, não há diferença significativa entre a distribuição dos dados antes e após a implementação do truncamento geométrico.

### 3.3 Limitações

Para obter um arquivo de espaço de fase é necessário entender como realizar corretamente o procedimento de coleta de dados no Geant4. Diante disso, inicialmente buscou-se investigar o comportamento da energia das partículas durante a simulação utilizando os dados fornecidos pelo *output* do Geant4. Constatou-se que estes dados estavam aparentemente violando a lei da conservação de energia do sistema e, portanto, não estariam corretos. Isso ocorreu pois para verificar os dados de deposição de energia no volume de interesse foi utilizado o "verbosity level", mas esse método de troca de informação usuário-programa tem uma limitação de número de dígitos (3) para a saída dos dados, utilizando um método de arredondamento simples para a disponibilização dos dados. Assim sendo, no cálculo final da energia depositada haveria mais energia depositada que energia emitida. A fim de testar a hipótese de que esse processo era causado pela forma de interação usuário-programa definidos, foi implementada a classe *G4UserSteppingAction* em que o usuário pode realizar ações a cada passo da simulação. Utilizando esta classe, os dados de interesse como a energia depositada, posição, direção de *momentum*, evento gerador e nome de cada partícula que passava pelo volume determinado foram armazenada em um arquivo. Dessa forma, o problema foi solucionado ao utilizar os dados dos arquivos. Este teste de unidade inicial foi essencial para a percepção de um erro de arredondamento nos dados fornecidos através da saída de dados do Geant4, correspondente ao nível de comunicação ativado. Assim, verificou-se que os dados impressos no terminal por esse método não poderiam ser utilizados para a validação dos contadores, sendo necessário



o desenvolvimento de um método mais confiável de extração das informações relevantes para o desenvolvimento do trabalho.

Adicionalmente, durante o procedimento de desenvolvimento da aplicação observou-se diferenças em relação as orientações fornecidas pelo manual do fabricante e a contida na base de dados da IAEA [26] para o ALV2100. Na descrição geométrica apresentado pela IAEA, a folha espalhadora está posicionada fora do colimador primário e após a janela de Be, o que difere do esquema geométrico cedido pelo fabricante. Além disso, a IAEA utiliza parâmetros de transporte de energia onde fótons de 20 keV e elétrons/pósitrons de 100 keV são absorvidos e excluídos da simulação (aplicação de um método de redução de variância), informação não constante no manual fornecido pelo fabricante. Nenhuma validação de acurácia dos dados com e sem a aplicação dessa técnica de redução de variância foi referenciado pela IAEA.

Assim sendo, optou-se por seguir as informações geométricas e de transporte de partículas conforme consta no manual cedido pela fabricante para o desenvolvimento da aplicação. Por isso, serão apresentados ao longo do trabalho apenas os resultados das simulações no isocentro do ALV2100.

# Capítulo 4

## Resultados

Neste capítulo serão apresentados os espectros de energia construídos para as diferentes configurações dos parâmetros da aplicação, serão analisadas as diferenças entre o comportamento das partículas envolvidas na simulação em alguns materiais. Também serão apresentados os resultados obtidos através dos arquivos de espaço de fase e sua utilização para uma compreensão do comportamento do feixe.

### 4.1 Espectros de energia

Os espectros foram construídos através de um histograma, onde o intervalo de energia é escolhido sem critérios predefinidos. A escolha deste intervalo impacta na análise dos resultados. Por isso, foi desenvolvido um método estatístico para definir o intervalo de energia que seria mais confiável para a construção dos espectros de interesse. A descrição e os resultados da aplicação deste método encontram-se no Apêndice A. Sendo assim, os espectros apresentados nesta seção foram construídos utilizando o intervalo de energia de 10 keV, o qual apresentou melhores resultados estatísticos e consistência de estrutura e formato na representação dos dados.

Outro aspecto importante a ser mencionado é que os pósitrons formados devido à interação das partículas do feixe primário de irradiação constituem um número estatisticamente insignificante e possuem probabilidades muito pequenas de alcançarem distâncias como as analisadas nesta aplicação, pois tendem a passar pelo processo de aniquilação antes de chegar ao paciente. O fator que determina a conversão de partículas específicas no espaço de fase por uma partícula primária incidente é denominado fator de conversão.

Nesta simulação, os fatores de conversão para o ambiente de simulação composto por ar foram os seguintes: 22.1% para elétrons, 8.8% para fótons e 0.00045% para pósitrons. Assim sendo, fica evidente que a quantidade de pósitrons que alcança o espaço de fase não possui relevância estatística e devido a isso os dados referentes a esta partícula não serão analisados.

#### 4.1.1 Comparação entre materiais

Os espectros de energia dos fótons e elétrons no espaço de fase para diferentes materiais constituintes, considerando o espaço fora da cabeça do ALV2100, são mostrados na Figura 4.1. A diferença no formato e na intensidade dos espectros coletados torna-se

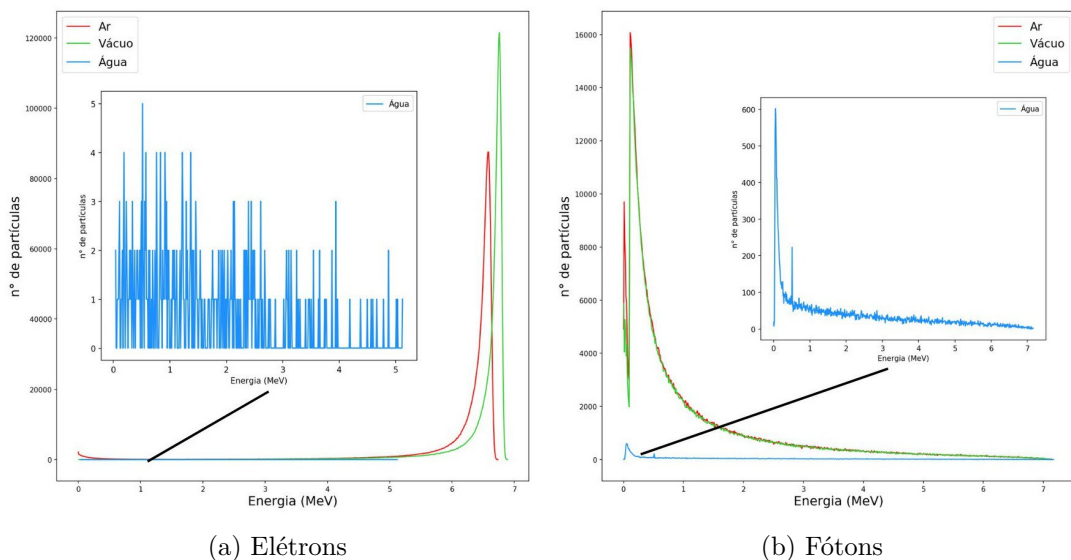


FIGURA 4.1. Espectro dos elétrons (a) e dos fótons (b) a 100 cm da origem do feixe para diferentes materiais compondo o espaço fora da cabeça do ALV2100: ar, água e vácuo.

evidente. Tais diferenças podem ser verificados na intensidade de contagens das partículas (valor do eixo Y) ou, de forma complementar, na análise da atenuação da radiação, no formato da distribuição das curvas e na posição do pico de energia das partículas para cada material.

Os elétrons, no intervalo de energia simulado neste trabalho, seguem distribuições semelhantes no ar e no vácuo, apresentando o mesmo formato, no entanto há uma dife-

rença entre a intensidade, ou a contagem de partículas por canal, e a energia do pico de Bragg. No ar a intensidade é menor que no vácuo devido à alta interação dos elétrons com o meio mais denso (o ar) sofrendo, assim, mais colisões e sendo mais espalhados. Como resultado, os elétrons que estão imersos no ar perdem mais energia e sofrem maiores deflexões em relação aos caminhos das partículas que emergem da folha espalhadora do que se estivessem no vácuo. Estes efeitos são ainda maiores quando os elétrons interagem com um material mais denso, tal como a água, o que fica evidente ao observar o comportamento da curva dos elétrons neste meio (Figura 4.1(a)). Isto se deve às propriedades de interações dos elétrons. Conforme explicado na Seção 2.2, os elétrons, por serem partículas carregadas interagem por meio do campo Coulombiano. Sendo assim, quanto maior o número atômico do material que compõem o meio, maior será a sua carga e, conseqüentemente, maior será a probabilidade de interação com os elétrons. Devido a isso, o poder de freamento também aumenta de modo que os elétrons perdem grande parte da sua energia antes de alcançar o espaço de fase.

Entretanto, para os fótons verifica-se que o comportamento não se altera significativamente com a mudança da composição do meio de vácuo para ar, ou seja, com a alteração do número atômico do material. Também é possível observar que a intensidade do pico de energia no ar é maior que no vácuo, diferente do que ocorre com os elétrons. Isso ocorre pois no ar os elétrons sofrem mais interações com o meio e como consequência de tais interações uma maior quantidade de fótons é gerada. No entanto, ao interagir com a água há uma alteração significativa no espectro, a qual é causada pela alta atenuação dos elétrons primários visto que os fótons são gerados a partir de processos de interação entre estes elétrons e o meio em que atravessam. Esse efeito torna-se perceptível devido à diminuição significativa do número de elétrons no meio composto por água, o que é evidenciado através da diminuição na intensidade do pico de energia.

### 4.1.2 Comparação entre diferentes elementos filtrantes

As câmaras de ionização e a janela de Berílio devem interagir minimamente com o feixe primário, de forma a causar a menor interferência na distribuição de energia do mesmo. Entretanto, mesmo minimizando esses efeitos, conhecidos como filtração inerente, eles acontecem e afetam e interferem no feixe primário gerado. Desta forma, na Figura 4.2

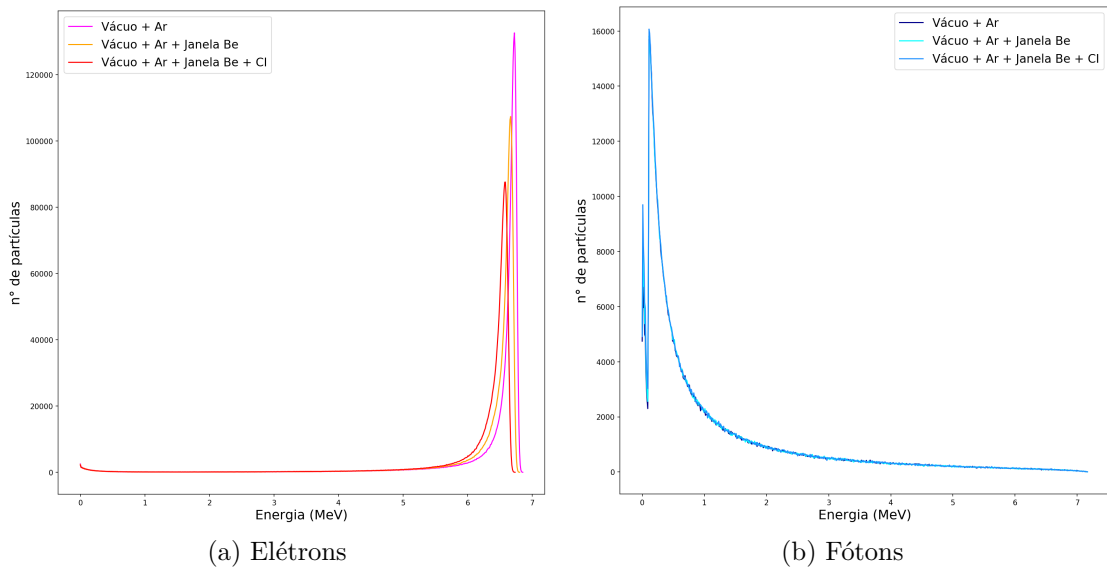


FIGURA 4.2. Comparação entre o espectros de elétrons (a) e fótons (b) após a adição dos elementos filtrantes. Primeiro as partículas interagem apenas com o vácuo da cavidade dentro do colimador primário e com o meio repleto de ar após deixar o mesmo. Na segunda simulação foi introduzida a janela de Berílio e por último foram adicionadas as câmaras de ionização (CI).

podemos verificar como estes componentes acabam modificando o feixe primário, observando os espectros gerados por elétrons e fótons no espaço de fase. A Figura 4.2 mostra os espectros de energia do feixe primário durante o desenvolvimento da aplicação.

Para os elétrons, é observada uma diferença nos espectros após a adição dos componentes; contudo, também é observado que essa diferença não altera significativamente o comportamento do espectro. Após a introdução da janela de Be há uma diminuição na intensidade do espectro assim como um deslocamento do seu pico de energia, isto ocorre devido aos efeitos de interação característicos dos elétrons. Estas partículas possuem uma seção de choque elevada, ou seja, possuem alta probabilidade de interação. E ao atravessarem o meio, interagem com o material que o compõem e assim acabam por perder parte de sua energia. Esta energia é transferida por meio de colisões cujo os tipos foram abordados na Seção 2.2. Este efeito é ainda mais acentuado após a introdução das câmaras de ionização, pois se somam os efeitos de interação sofridos pela janela de Be mais os efeitos causados pela interação com os materiais da câmara de ionização.

Para os fótons, observa-se uma diferença mínima nos espectros. A interação dominante para os fótons no intervalo de energia deste trabalho é o espalhamento Compton,

descrito na Seção 2.2, o qual não depende do número atômico. Assim sendo, as interações sofridas por estas partículas não são afetadas significativamente por materiais de baixo número atômico.

## 4.2 Espaço de fase

Com o arquivo de espaço de fase obtido é possível realizar diversas análises a respeito do comportamento das partículas. A Figura 4.3 mostra um exemplo deste tipo de arquivo. A Figura 4.4 mostra a posição das partículas que atravessam o campo irradiado

```

EventID ParentID TrackID PositionX PositionY PositionZ EDep MomentX MomentY MomentZ KineticEnergy TotalEnergy ParticleName CopyNumber
+0 +0 +1 +1 2.08570851485540e+01 -1.856349999999998e+00 +6.71870896786331e-01 +0.000000000000000e+00 +1.816890776878678e-01 -6.8866733074
+5.493353618446106e+00 +6.804352528446105e+00 e- +2
+0 +1 +2 +2.167244815910002e+01 -1.056349999999998e+00 -2.474748340661170e+01 +0.000000000000000e+00 +2.068755382431866e-01 -9.4942190438
+1.084891345022716e+00 +1.084891345022716e+00 gamma +2
+10 +0 +1 +1.624154891684550e+01 -1.056349999999998e+00 -4.648714720296307e+00 +9.788351938348834e-05 +2.336950122029537e-01 -9.717074756
2 +6.299452951003072e+00 +6.810451861003072e+00 e- +2
+10 +1 +2 -1.634438055659610e+00 -1.056349999999998e+00 +6.895998363410503e+00 +0.000000000000000e+00 -1.639017152140590e-02 -9.974714203
2 +1.757243341630873e-01 +1.757243341630873e-01 gamma +2

```

FIGURA 4.3. Exemplo de um arquivo de espaço de fase obtido através da simulação. Em destaque estão as informações necessárias para analisar o comportamento das partículas envolvidas na simulação.

no plano XZ. Este campo está posicionado no isocentro (100 cm da folha espalhadora) e tem  $50 \times 50 \text{ cm}^2$ . Observa-se que elétrons e fótons se distribuem de maneiras distintas no campo de irradiação. Os elétrons estão distribuídos de forma quase uniforme em todo o campo irradiado, devido aos múltiplos espalhamentos sofridos. Enquanto os fótons estão distribuídos de forma mais concentrada na região central do plano irradiado, mantendo visível o formato do colimador primário. E em sua maioria, seguem a mesma direção do feixe primário o que é uma característica de fótons emitidos através da radiação de freamento (*Bremsstrahlung*).

A Figura 4.5 ilustra a diferença entre o perfil de impacto da distribuição de fótons e elétrons ao longo do campo de irradiação, em sua linha central. Observa-se que os fótons apresentam menor intensidade de contagens, com uma área significativamente menor que a apresentada pelos elétrons. É possível também observar como os elétrons da Figura 4.5 se distribuem de maneira mais homogênea em toda a área de coleta do espaço de fase em comparação ao fótons que possuem uma distribuição central mais acentuada.

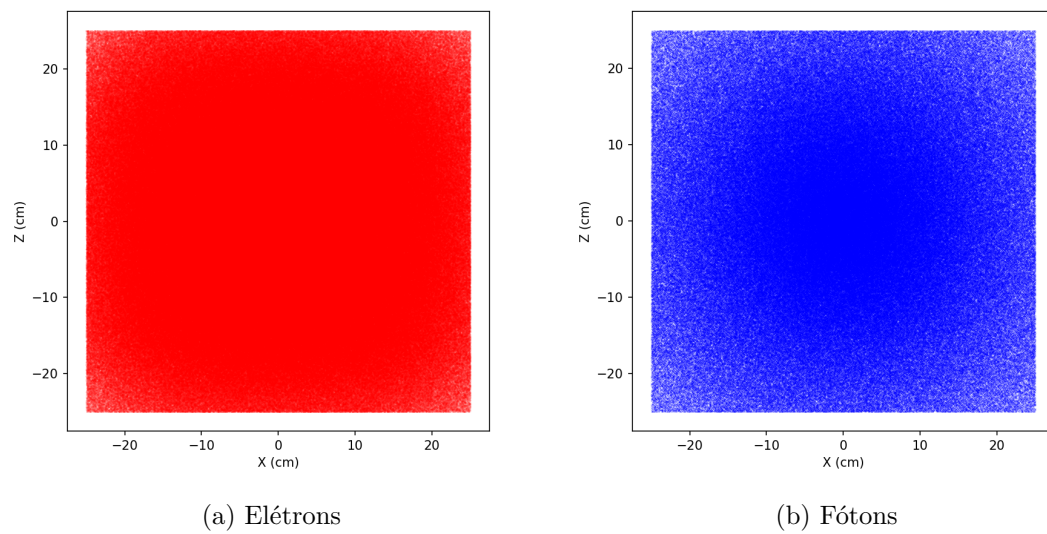


FIGURA 4.4. Distribuição das posições de fótons e elétrons no campo irradiado

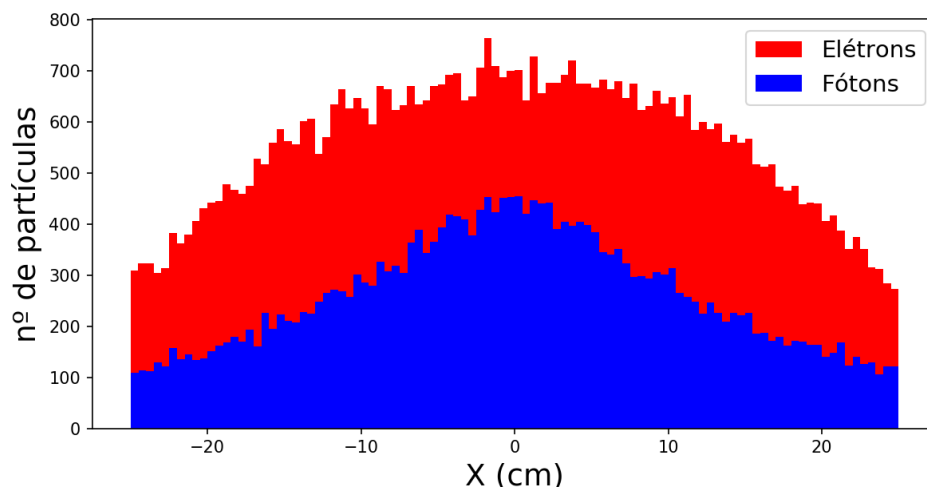


FIGURA 4.5. Distribuição de fótons e elétrons no campo irradiado ao longo do eixo  $x$ , em  $z = 0$ .

As Figuras 4.6, 4.8 e 4.7 mostram a direção de *momentum* dos elétrons e dos fótons, respectivamente, no plano do espaço de fase. A direção do *momentum* é representada através de um vetor unitário que define a direção da partícula no instante em que esta passando pelo plano em que foi coletada. Nas Figuras 4.6 e 4.7 observa-se que ao entrar no plano do espaço de fase, a maior parte das partículas estão direcionadas no sentido negativo de  $Y$ , indo em direção ao paciente/fantoma, visto que a emissão primária de elétrons está situada em uma posição positiva de  $Y$  emitindo elétrons com momento

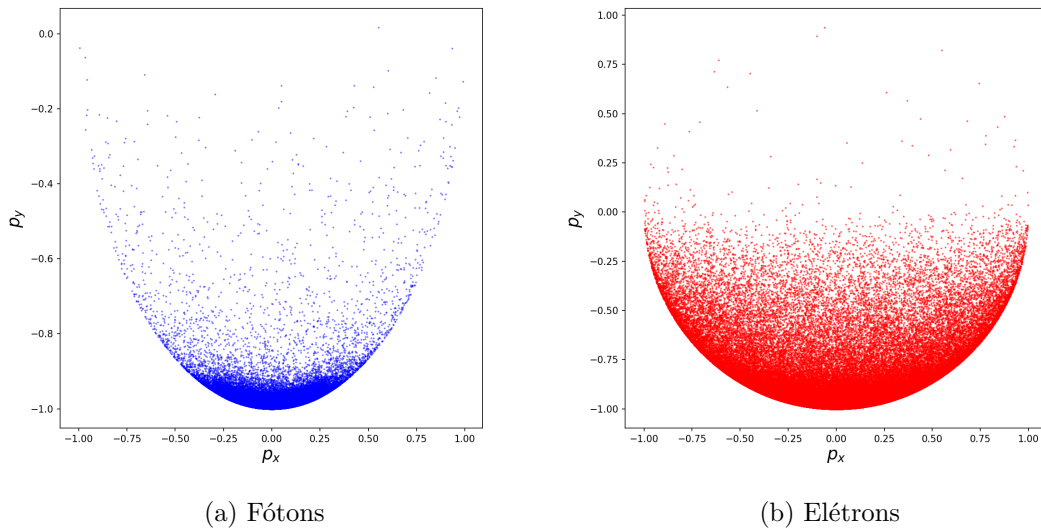


FIGURA 4.6. Direção de *Momentum* dos (a) fótons e (b) elétrons nas direções x e y.

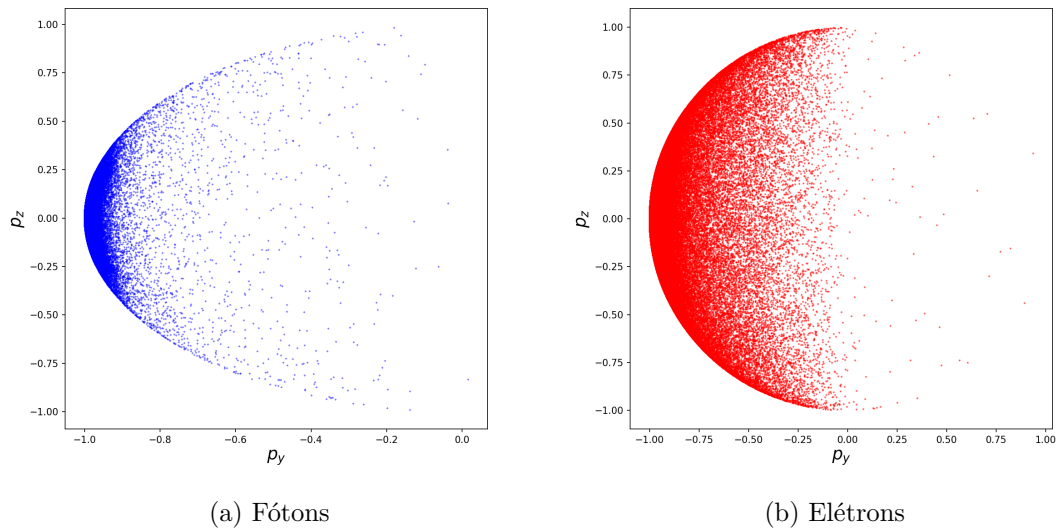


FIGURA 4.7. Direção de *Momentum* dos (a) fótons e (b) elétrons nas direções y e z.

negativo na direção Y.

Para os elétrons é possível observar alguns pontos direcionados no sentido positivo de y, indicando a existências de partículas retroespalhadas. O que é esperado devido aos efeitos de interação sofridos pelos elétrons.

A Figura 4.8 mostra as partículas distribuídas nas direções x e z. Fica evidente



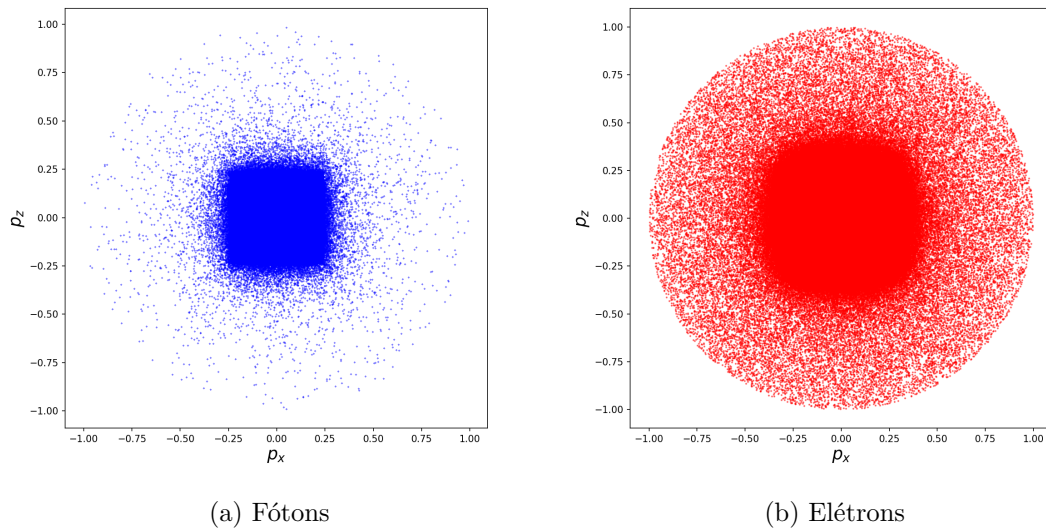


FIGURA 4.8. Direção de *Momentum* dos (a) fótons e (b) elétrons nas direções x e z.

que há uma maior concentração de partículas na região central em ambos os gráficos indicando as partículas que estão direcionadas no sentido ortogonal ao plano. Entretanto, é possível observar que os elétrons estão distribuídos de maneira mais homogênea neste plano enquanto os fótons apresentam poucos pontos fora da região central. Isso ocorre devido ao maior efeito de espalhamento sofrido pelos elétrons.

Observa-se também nos planos  $p_x$ - $p_y$  e  $p_z$ - $p_y$  que a área de maior concentração dos dados do vetor *momentum* direção diferem para fótons (Figura 4.6 (a) e Figura 4.7 (a)), onde os valores estão concentrados entre -0.5 e +0.5 nos planos X e Z, e entre -1 e -0.9 no plano Y; e elétrons ((Figura 4.6 (b) e Figura 4.7 (b)) onde os valores concentram-se entre -0.75 e 0.75 nos planos X e Z, e entre -1 e -0.6 no plano Y. Essas diferenças na distribuição da direção de *momentum* se dão pelo fato dos elétrons sofrerem maior interação com o meio pelos processos já comentados anteriormente, o que resulta na alteração deste vetor em maior proporção para elétrons que fótons.

# Capítulo 5

## Conclusões

Neste trabalho foi desenvolvida uma simulação computacional do acelerador linear Varian Clinac 2100C/D, utilizado para radioterapia de elétrons. Foram adquiridas habilidades essenciais para a compreensão e uso de simulações computacionais, sobretudo competências que possibilitam desenvolvimento de aplicações ainda mais complexas envolvendo o Geant4.

Com a implementação de técnicas de redução de variância, houve a percepção dos fenômenos estatísticos envolvidos na simulação e a importância da avaliação do impacto dessas técnicas aplicadas nos resultados. Quando avaliadas de forma adequada, as técnicas de redução de variância demonstram-se eficientes para a redução do tempo computacional sem alterar significativamente os resultados de interesse. Ao modificar os parâmetros de aplicação foi possível visualizar o efeito que diferentes materiais do meio causam nos elétrons com energia até 7.184 MeV. Além disso, ilustrou-se o alto poder de freamento dos elétrons ao atravessarem a matéria, a qual é a característica principal para sua indicação em tratamentos de regiões superficiais. Também foi possível verificar as diferentes características de interação entre os fótons e elétrons, e relacionar esses comportamentos observados com os processos de interação com a matéria.

Por fim, o objetivo principal foi alcançado ao obter-se o espaço de fase gerado pelo ALV2100. O que permite a implementação de uma simulação que determine as grandezas dosimétricas relevantes que possam ser empregadas no planejamento de tratamento com este equipamento. O método desenvolvido apresentou um coeficiente de conversão de 30.9% considerando todas as partículas que cruzam o espaço de fase, sendo 22.1% para os elétrons, 8.8% para os fótons e 0.00045% para pósitrons. Isto possibilita a conversão do

resultado simulado em dose absorvida, um valor absoluto que pode ser relacionado com características definidas no ALV2100 real. Estes dados também podem ser utilizados para exemplificar a interação da radiação com a matéria para uso em capacitações de pessoal, técnicos, médicos e engenheiros que atuam na área de radioterapia, bem como de alunos estudantes de graduação em física.

Uma vez compreendido o método desenvolvido neste trabalho é possível aprimorá-lo para aplicações mais complexas. Neste contexto, algumas possibilidades para a otimização dessa pesquisa são: (i) a introdução dos *jaws* para o controle do tamanho do campo de irradiação, (ii) a comparação entre os espectros obtidos neste trabalho e espectros disponíveis na literatura e (iii) a modificação da aplicação de acordo com o material da IAEA para a comparação dos dados de espaço de fase.

## Referências Bibliográficas

- [1] “World health organization - international agency for research cancer (iarc).” <https://www.iarc.who.int/cancer-topics/>.
- [2] R. Baskar, K. A. Lee, R. Yeo, and K.-W. Yeoh, “Cancer and radiation therapy: current advances and future directions,” *International journal of medical sciences*, vol. 9, no. 3, p. 193, 2012.
- [3] K. R. Hogstrom and P. R. Almond, “Review of electron beam therapy physics,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 51, no. 13, p. R455, 2006.
- [4] L. T. Campos, D. Braz, and L. A. R. d. Rosa, “Monte carlo simulations of regular fields for electrons beams from a medical accelerator using egsnrc,” 2009.
- [5] ICRP, “Conversion coefficients for radiological protection quantities for external radiation exposures,” *ICRP Publication 116, Ann. ICRP*, vol. 40, no. 2-5, 2010.
- [6] L. Brualla, M. Rodriguez, J. Sempau, and P. Andreo, “Penelope/primos-calculated photon and electron spectra from clinical accelerators,” *Radiation Oncology*, vol. 14, pp. 1–10, 2019.
- [7] E. Segrè, *From X-rays to quarks: Modern physicists and their discoveries*. Courier Corporation, 2012.
- [8] D. I. Thwaites and J. B. Tuohy, “Back to the future: the history and development of the clinical linear accelerator,” *Physics in medicine & biology*, vol. 51, no. 13, p. R343, 2006.
- [9] M. P. C. d. Medeiros, “Modelagem computacional de um acelerador linear e da sala de radioterapia para cálculo da dose efetiva em pacientes submetidos a tratamento de câncer de próstata,” 2018.
- [10] C. Karzmark, C. S. Nunan, and E. Tanabe, “Medical electron accelerators,” (*No Title*), 1993.
- [11] “Varian 2100cd linear accelerators.” <https://www.oncologysystems.com/inventory/medical-equipment-for-sale/used-linear-accelerators/varian-2100cd-linear-accelerators>. Acesso em 17/08/2023.
- [12] F. H. Attix, *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. John Wiley & Sons, 2008.
- [13] E. B. Podgorsak *et al.*, *Radiation physics for medical physicists*, vol. 1. Springer, 2006.
- [14] E. B. Podgorsak, *Radiation oncology physics*. 2005.

- [15] H. Yoriyaz, “Método de monte carlo: princípios e aplicações em física médica,” *Revista Brasileira de Física Médica*, vol. 3, p. 141–149, out. 2015.
- [16] J. Allison, K. Amako, J. Apostolakis, H. Araujo, P. A. Dubois, M. Asai, G. Barrand, R. Capra, S. Chauvie, R. Chytracek, *et al.*, “Geant4 developments and applications,” *IEEE Transactions on nuclear science*, vol. 53, no. 1, pp. 270–278, 2006.
- [17] G. Collaboration, S. Agostinelli, *et al.*, “Geant4—a simulation toolkit,” *Nucl. Instrum. Meth. A*, vol. 506, no. 25, p. 0, 2003.
- [18] J. Allison, K. Amako, J. Apostolakis, P. Arce, M. Asai, T. Aso, E. Bagli, A. Bagulya, S. Banerjee, G. Barrand, *et al.*, “Recent developments in geant4,” *Nuclear instruments and methods in physics research section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, vol. 835, pp. 186–225, 2016.
- [19] J. Sempau, S. J. Wilderman, and A. F. Bielajew, “Dpm, a fast, accurate monte carlo code optimized for photon and electron radiotherapy treatment planning dose calculations,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 45, no. 8, p. 2263, 2000.
- [20] G. Hoff, B. Golosio, E. E. Streck, and V. Fanti, “Monte carlo’s core and tests for application developers: Geant4 and xrmc comparison and validation,” in *Theory, Application, and Implementation of Monte Carlo Method in Science and Technology* (P. S. Bidokhti, ed.), ch. 4, Rijeka: IntechOpen, 2019.
- [21] D. P. Landau and K. Binder, *A guide to Monte Carlo simulations in statistical physics*. Cambridge university press, 2014.
- [22] L. C. Fanaro, A. SANTOS, P. T. Siqueira, *et al.*, “Medida de índices espectrais por varredura gama da vareta combustivel no reator ipen/mb-01,”
- [23] H. Alfredo and W. TANG, “Probability concepts in engineering,” *Planning*, vol. 1, 2007.
- [24] “Geant4 collaboration. geant4 homepage - physicslistguide - docs - electromagnetic physics constructors - em opt4.” <https://geant4-userdoc.web.cern.ch/UsersGuides/PhysicsListGuide/html/electromagnetic/Opt4.html>. Acesso em 09/09/2023.
- [25] G. Ding and D. Rogers, “Energy spectra, angular spread, and dose distributions of electron beams from various accelerators used in radiotherapy,” *National Research Council of Canada Report*, 1995.
- [26] “Phase-space files documentation for: Varian clinac 600 c photon beams varian clinac 2100 c/d electron beams.” [https://www-nds.iaea.org/phsp/electron1/VarianClinac/\\_2100CD-readme.pdf](https://www-nds.iaea.org/phsp/electron1/VarianClinac/_2100CD-readme.pdf). Acesso em 10/06/2023.
- [27] “X-ray mass attenuation coefficients.” <https://physics.nist.gov/PhysRefData/Xray-MassCoef/tab2.html>. Acesso em 20/06/2023.
- [28] “Composition of kapton polyimide film.” <https://physics.nist.gov/cgi-bin/Star/compos.pl?matno=179>. Acesso em 21/08/2023.
- [29] “Periodic table of the elements.” <http://www.nist.gov/pml/data/periodic.cfm>. Acesso em 20/06/2023.
- [30] “X-ray mass attenuation coefficients.” <https://physics.nist.gov/PhysRefData/Xray-MassCoef/tab1.html>. Acesso em 20/06/2023.

# Apêndice A

## Método para a construção dos espectros

Para a definição do intervalo de energia utilizado para a construção dos espectros de energia foi necessário testar alguns intervalos e calcular suas estatísticas. Abaixo, espectros construídos com intervalos de 0.5 MeV, 0.1 MeV e 0.01 MeV. Uma escolha adequada do intervalo de um histograma é muito importante para uma análise e compreensão correta dos dados. Na figura A.1 percebe-se que a depender do intervalo escolhido pode ocorrer um deslocamento do pico de energia, além da contagem deste pico (altura) ser bem diferente para cada intervalo. Sendo assim para definir qual intervalo melhor caracteriza a distribuição de energia das partículas envolvidas na aplicação foram realizadas análises estatísticas. É possível notar, através de A.1, que o formato do espectro para 0.5 MeV é

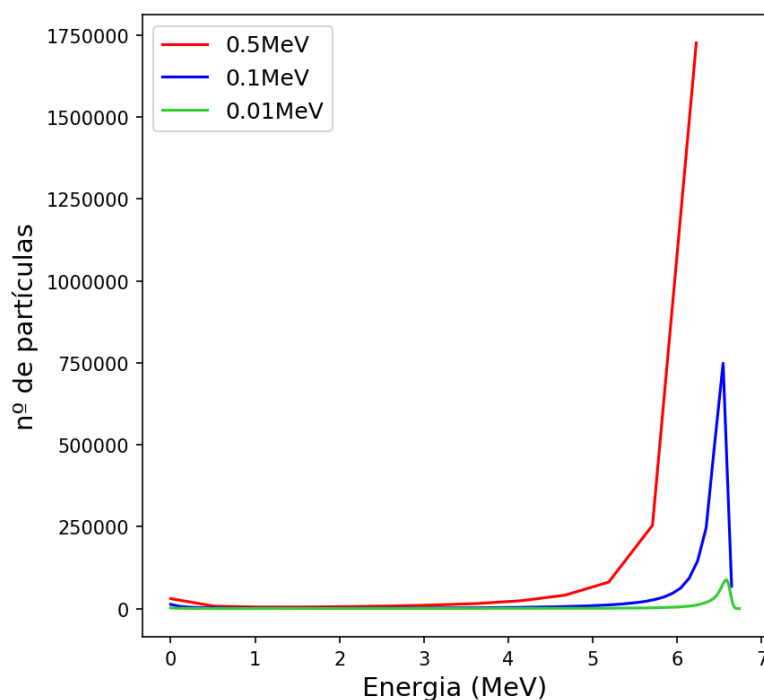


FIGURA A.1. Espectro do elétrons construídos através de histogramas com diferentes intervalos de energia

bem diferente dos formatos para 100 KeV e 10 KeV. Foram calculadas, ainda, a área sob as curvas destes espectros e o pico de Bragg que estão na tabela abaixo:

Intervalo (MeV)	Área normalizada	Pico de Bragg
0.5	0.667	6.223
0.1	0.298	6.543
0.01	0.253	6.585

Observa-se que a área sob a curva para os espectros com intervalos de 0.1 e 0.01 MeV são muito próximas, ou seja, o número de intervalos  $N$  está tendendo ao infinito. Isso indica que mesmo que a curva fosse separada em um número maior de intervalos não haveria mudança significativa na área do espectro.

Deste modo, foram realizadas análises através de gráficos *boxplots* da distribuição de dados no intervalo que contém o maior valor de energia. Os *boxplots* da Figura A.2

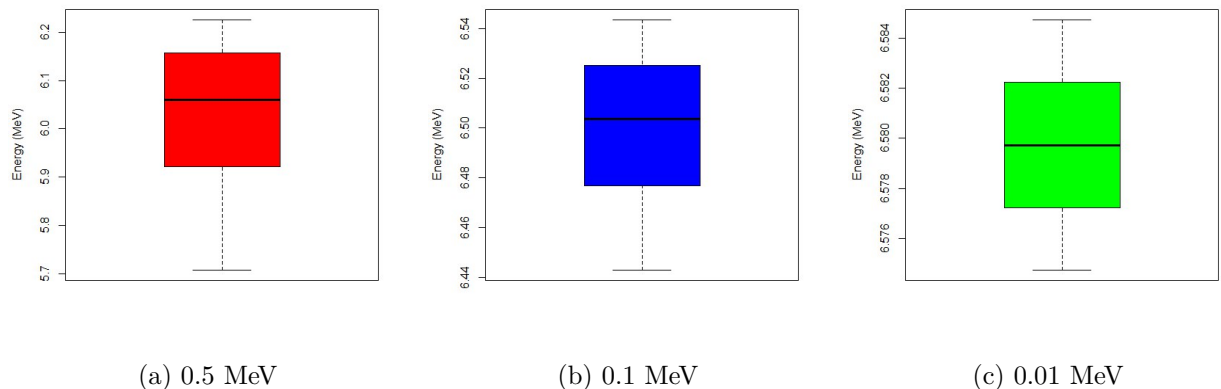


FIGURA A.2. Gráficos *boxplots* no intervalo de pico de energia para (a)0.5 MeV, (b)0.1 MeV e (c)0.01 MeV

evidenciam que, dentre os três intervalos, o espectro construído com o intervalo de de 0.01 MeV apresenta uma melhor distribuição estatística e uma menor variabilidade. Diante disto optou-se por utilizar o intervalo de 0.01 MeV devido a sua melhor confiabilidade estatística.

Com este intervalo de energia não é possível construir o espectro de energia para os pósitrons em razão da baixa quantidade destas partículas na região de interesse resultando em uma insignificância estatística.