



**UNIVERSIDADE DA INTEGRAÇÃO INTERNACIONAL DA LUSOFONIA AFRO-  
BRASILEIRA**  
**INSTITUTO DE CIÊNCIAS EXATAS E DA NATUREZA**  
**CURSO DE LICENCIATURA EM FÍSICA**

**MARIA TAYANE BARROSO DOS SANTOS**

**UTILIZAÇÃO DO MÉTODO DE MONTE CARLO PARA A MODELAGEM  
COMPUTACIONAL DE UM CENÁRIO EM RADIOTERAPIA**

**REDENÇÃO-CE**

**2023**

**MARIA TAYANE BARROSO DOS SANTOS**

**UTILIZAÇÃO DO MÉTODO DE MONTE CARLO PARA A MODELAGEM  
COMPUTACIONAL DE UM CENÁRIO EM RADIOTERAPIA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à  
Coordenação do Curso de Licenciatura em Física, do  
Instituto de Ciências Exatas e da Natureza da  
Universidade da Integração Internacional da Lusofonia  
Afro-Brasileira, como requisito parcial para a obtenção  
do Título de Licenciado em Física.

Orientadora: Sílvia Helena Roberto de Sena

Co-orientadora: Cinthia Marques Magalhães Paschoal

REDENÇÃO-CE

2023

Universidade da Integração Internacional da Lusofonia Afro-Brasileira  
Sistema de Bibliotecas da UNILAB  
Catalogação de Publicação na Fonte.

---

Santos, Maria Tayane Barroso Dos.

S237u

Utilização do método de Monte Carlo para a modelagem  
computacional de um cenário em radioterapia / Maria Tayane Barroso  
Dos Santos. - Redenção, 2023.  
37fl: il.

Monografia - Curso de Física, Instituto de Ciências Exatas e da  
Natureza, Universidade da Integração Internacional da Lusofonia  
Afro-Brasileira, Redenção, 2023.

Orientadora: Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Silvia Helena Roberto de Sena.  
Coorientadora: Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Cinthia Marques Magalhães Paschoal.

1. Acelerador Linear. 2. Método. 3. Monte Carlo. 4.  
Radioterapia. I. Título

CE/UF/BSCA

CDD 539.77

---

**MARIA TAYANE BARROSO DOS SANTOS**

**UTILIZAÇÃO DO MÉTODO DE MONTE CARLO PARA A MODELAGEM E  
VALIDAÇÃO COMPUTACIONAL DE UM CENÁRIO EM RADIOTERAPIA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à  
Coordenação do Curso de Licenciatura em Física, do  
Instituto de Ciências Exatas e da Natureza da  
Universidade da Integração Internacional da Lusofonia  
Afro-Brasileira, como requisito parcial para a obtenção  
do Título de Licenciado em Física.

Orientadora: Silvia Helena Roberto de Sena

Co-orientadora: Cinthia Marques Magalhães Paschoal

Aprovado em 24/10/23

**BANCA EXAMINADORA**



Prof. Dra. Silvia Helena Roberto de Sena

Universidade da Integração Internacional da Lusofonia Afro-Brasileira



Prof. Dr. Levi Rodrigues Leite

Universidade da Integração Internacional da Lusofonia Afro-Brasileira

---

Prof. Dr. Walmir Belinato

Instituto Federal da Bahia

## AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus, pois é por sua graça que estou aqui hoje e por sua benevolência permitiu que conquistasse meus objetivos, sempre guiando meus caminhos.

Agradeço aos meus pais, meus grandes exemplos de determinação e humildade, que nunca mediram esforços para ajudar a realizar os meus sonhos e que sempre buscaram o melhor para mim, pelo amor que sempre me dedicaram e todo o carinho.

À minha irmã, que durante todos os meus anos de vida sempre foi o meu exemplo de mulher sábia, agradeço por toda sua paciência e cuidado.

À minha sobrinha Maria Laura que me tirou risos em momentos difíceis.

Ao meu namorado Jonas, que sempre me motivou a continuar, não me deixando desistir e que nunca mediu esforços para me ajudar na pesquisa, agradeço pelo sua preocupação e zelo.

Ao meu melhor amigo Atila, que sempre esteve comigo em todos os momentos da minha jornada acadêmica, por sempre me motivar a seguir em frente.

Agradeço a professora Cinthia Marques Magalhães Paschoal pelas orientações, pelos conselhos amigos durante todo o meu período de graduação e pela parceria de pesquisa.

Ao professor Walmir Belinato, por todos os ensinamentos e a paciência ao longo da pesquisa.

Ao professor Aurélio Wildson Teixeira de Noronha por ter aceitado ser meu orientador e pelo permanente apoio.

A professora Silvia Helena Roberto de Sena por aceitar orientar o trabalho diante dos imprevistos ocorridos e por ser um exemplo intelectual de mulher.

Ao professor Levi Rodrigues Leite por aceitar participar da banca e pelas contribuições ao trabalho.

A todos os professores que tive a honra de ser aluna durante a graduação e aos ensinamentos que cada um me proporcionou.

Agradeço a Francisca pelo apoio na pesquisa, ao ceder os dados experimentais que fundamentaram os resultados.

Agradeço ao Hospital de Santa Casa de Misericórdia de Sobral por permitir que os dados experimentais fossem disponibilizados para a pesquisa.

Agradeço a todos os meus amigos por todo o apoio durante todos esses anos.

E a todos que direta ou indiretamente, ajudaram-me no processo de formação.

A todos, meu muito obrigada!

## RESUMO

A radioterapia é um importante método de tratamento de câncer, que faz uso de radiações ionizantes com intuito de destruir células malignas. Apesar dos seus benefícios, é necessário que haja uma atenção especial no que se refere à distribuição de dose nos pacientes em tratamento. Uma importante ferramenta utilizada para avaliar essa distribuição é o Método Monte Carlo que se baseia em modelos probabilísticos de modelagem computacional, sendo particularmente útil em problemas complexos. Na radioterapia esse método é utilizado como ferramenta para a modelagem e a visualização de geometrias complexas. No entanto, antes de qualquer resultado de simulações ser utilizado é necessário que seja realizada a validação do cenário em que o tratamento é realizado. Isso é feito através da comparação entre os dados experimentais, que podem ser fornecidos por um hospital ou clínica, e dados simulados fornecidos pelo código MCNPX. Assim, este trabalho teve como proposta a modelagem e a validação de um cenário de radioterapia que contém um acelerador linear Clinac CX Varian utilizando o código MCNPX. Para essa validação foi realizada a modelagem da sala de radioterapia, do objeto simulador, da câmara de ionização e obtida a modelagem do cabeçote 2100C Varian. Por seguinte foi inserido o acelerador linear na sala modelada. A modelagem da sala baseou-se no projeto arquitetônico do Hospital Santa Casa de Misericórdia de Sobral, a fim de apresentar maior semelhança com a sala onde a máquina a ser analisada está localizada. Posteriormente, foram realizadas simulações para comparar os dados experimentais com os simulados da curva de porcentagem de dose profunda (PDP). As modelagens foram realizadas com êxito, no entanto, percebeu-se que ainda são necessários alguns ajustes, provavelmente na fonte geradora do feixe simulado, para que as curvas coincidam.

**Palavras-chave:** Acelerador Linear; MCNPX. Monte Carlo. Radioterapia.

## **ABSTRACT**

Radiotherapy is an important cancer treatment method that uses ionizing radiation to destroy malignant cells. Despite its benefits, special attention needs to be paid to dose distribution in patients undergoing treatment. An important tool used to assess this distribution is the Monte Carlo Method, which is based on probabilistic computer modeling and is particularly useful in complex problems. In radiotherapy, this method is used as a tool for modeling and visualizing complex geometries. However, before any simulation results can be used, it is necessary to validate the scenario in which the treatment is carried out. This is done by comparing experimental data, which can be provided by a hospital or clinic, with simulated data provided by the MCNPX code. The purpose of this study was therefore to model and validate a radiotherapy scenario containing a Varian Clinac CX linear accelerator using the MCNPX code. For this validation, we modeled the radiotherapy room, the simulator object, the ionization chamber and obtained a model of the Varian 2100C head. The linear accelerator was then inserted into the modeled room. The modeling of the room was based on the architectural design of the Santa Casa de Misericórdia Hospital in Sobral, in order to be more similar to the room where the machine to be analyzed is located. Simulations were then carried out to compare the experimental data with the simulated data from the percentage depth dose (PDD) curve. The modeling was successful; however, it was noted that some adjustments are still needed, probably to the source generating the simulated beam, in order for the curves to coincide.

**Keywords:** Linear Accelerator; MCNPX. Monte Carlo. Radiotherapy.

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>9</b>
<b>2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....</b>	<b>11</b>
2.1 <i>Linacs</i> – funcionamento e componentes.....	11
2.2 A física das radiações nos Linacs.....	16
2.2.1 Espectro contínuo (Bremsstrahlung).....	17
2.2.2 Interações da radiação com a matéria.....	18
2.2.3 Interação fotonucleares – produção de fotonêutrons.....	20
2.3 Porcentagem de dose profunda.....	21
2.4 O Método de Monte Carlo e o MCNPX.....	23
<b>3 METODOLOGIA.....</b>	<b>24</b>
3.1. Modelagem do cenário e equipamentos.....	24
3.2. Procedimentos para validação do cenário.....	27
3.3. Cálculo dosimétrico realizado.....	28
<b>4 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....</b>	<b>29</b>
<b>5 CONCLUSÕES.....</b>	<b>34</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>35</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Câncer é o nome que pode ser dado a várias doenças que possuem em comum células com crescimento desordenado, sendo possível invadirem tecidos e órgãos do corpo e assim formar tumores malignos (INCA, 2020). Atualmente é uma das principais doenças que causam óbitos no mundo, além de causar outros diversos fatores que causam profundo impacto nos pacientes e também em seus familiares. Também é apontada como uma das principais barreiras para o aumento de expectativa de vida em todo o planeta (INCA, 2022).

Para o Brasil, a estimativa segundo o Instituto Nacional de Câncer é que entre 2023 e 2025 ocorrerão mais 704 mil casos novos de câncer. Desta forma, fica evidente que para a população em geral, o câncer a cada ano se torna uma questão de saúde pública e que deve ser tratado como prioridade, para que haja prevenção e também tratamento.

O tratamento de câncer reúne técnicas de cirurgia oncológica, radioterapia e quimioterapia, podendo ser combinadas ou não, variando de acordo com a melhor escolha para cada paciente. A cirurgia oncológica, possibilita a retirada em maior grau da massa tumoral; a quimioterapia trata-se da administração de medicamentos que auxiliam na destruição de células cancerígenas; e a radioterapia é um método que utiliza radiações ionizantes a fim de tratar e prevenir o câncer. Diferentes tipos de radiações podem ser usadas, como fótons, elétrons, prótons e nêutrons, entre outras. De modo geral, o mais comum é utilizar fótons e elétrons (MEDEIROS, 2018). É estimado que cerca de 60% dos casos de tumores malignos façam uso de radioterapia em alguma etapa do tratamento (FERRIGNO, 2013).

A radioterapia tem um papel de fundamental importância no tratamento do câncer, pois possibilita tanto a cura do câncer quanto a melhora na qualidade de vida dos pacientes em casos avançados. Desta forma, os aceleradores lineares (linacs) tem um papel fundamental na medicina, permitindo a realização de múltiplos tratamentos (CANCINO, 2016). No entanto, uma preocupação que se tem atualmente na radioterapia é aperfeiçoar a distribuição espacial de dose, para que a deposição de dose em tecidos saudáveis seja minimizada, o que aumentaria a dose absorvida pelo tumor. Tal preocupação é um assunto relevante quanto a qualidade do tratamento, sendo necessário que sejam desenvolvidas ferramentas para que esses procedimentos possam ser aprimorados, o que torna os recursos computacionais de grande relevância em simulações radioterápicas.

O Método de Monte Carlo (MMC) é uma ferramenta de extrema relevância que possui valiosos recursos de investigação e estudo sobre os diversos efeitos da interação da radiação ionizante com a matéria. Esse método é especialmente eficaz na previsão de doses e

para a otimização do planejamento das exposições de caráter clínico (SECO e VERHAEGEN, 2013). No caso específico da radioterapia, os modelos de fontes de radiação ionizante são utilizados para a reprodução de uma determinada configuração do acelerador linear e modelos ou objetos simuladores do tecido mole humano ou de regiões não homogêneas. No entanto, antes que os resultados de qualquer modelo numérico possam ser considerados como confiáveis, é preciso que eles sejam validados de alguma forma. A metodologia de validação mais comum realiza a comparação entre dados experimentais e os dados adquiridos em simulação computacional, de modo que o modelo seja considerado válido quando se obtêm uma satisfatória concordância entre os resultados (LEÃO *et. al*, 2015).

Neste trabalho foi utilizado o código MCNPX 2.7.0 para modelar um acelerador linear Clinac CX Varian e realizar simulações usando um feixe de 6 MV. O objetivo foi a modelagem de um acelerador linear, de uma câmara de ionização e de um objeto simulador de PMMA, em busca de determinar a porcentagem de dose profunda (PDP) a fim de comparar com os resultados das medidas experimentais para validação do cenário.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

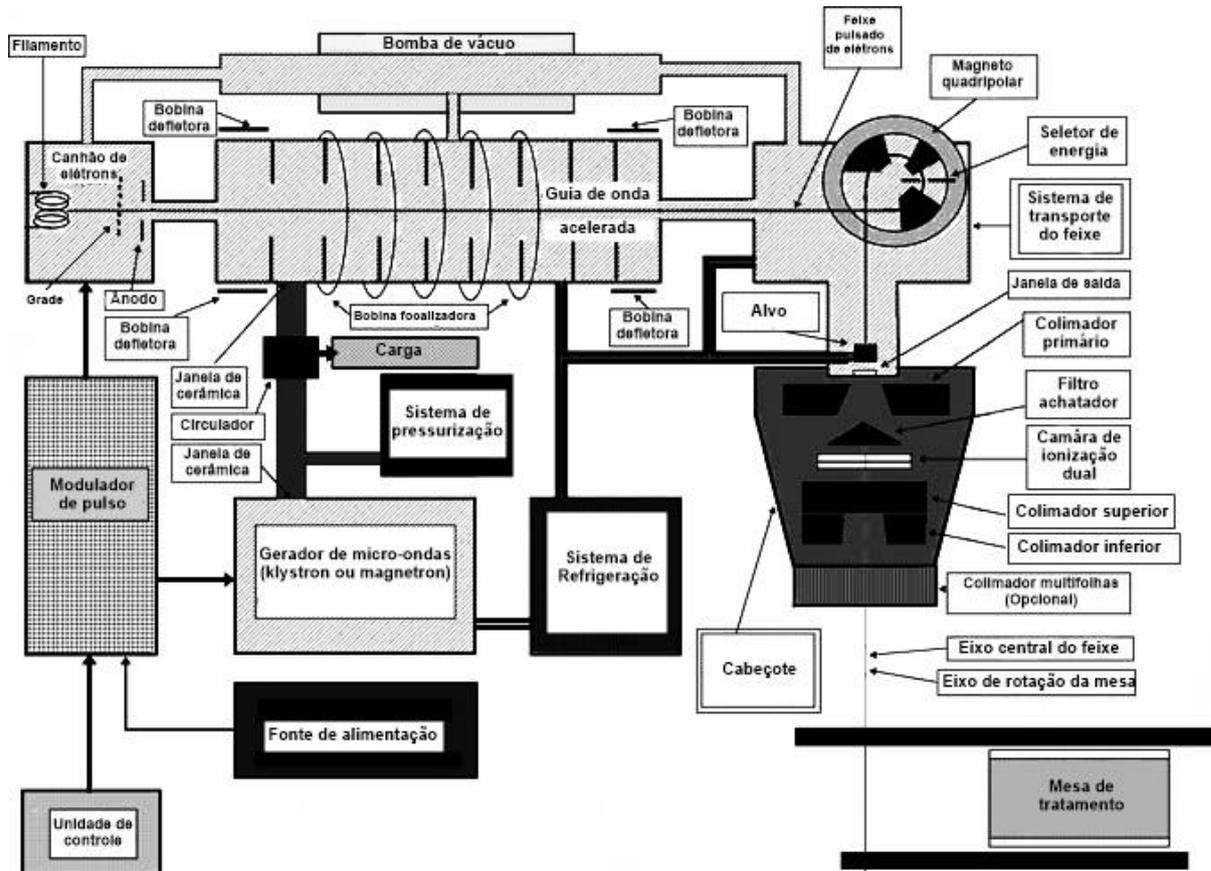
Neste capítulo serão fornecidas informações sobre os tópicos mais importantes para o entendimento do trabalho. Na seção 2.1 são apresentados os principais componentes e a forma de funcionamento dos aceleradores de partículas lineares. Na seção 2.2 são discutidos os tópicos relacionados a Física das radiações presentes nos aceleradores lineares. Na seção 2.3 é apresentado sobre a porcentagem de dose profunda, uma importante medida para realização da pesquisa. A seção 2.4 apresenta informações importantes sobre o método de Monte Carlo e o código MCNPX utilizado no trabalho.

### 2.1. *Linacs* – funcionamento e componentes

Os aceleradores de partículas lineares, ou LINACs, são dispositivos usados para acelerar partículas subatômicas, como elétrons e prótons, a altas velocidades próximas à velocidade da luz. Eles têm uma longa história de desenvolvimento e aplicação em várias áreas da ciência e da medicina. Eles são considerados equipamentos de grande complexidade e também de alto custo e são utilizados em tratamentos de radiação de feixe externo para pacientes com câncer, a chamada radioterapia. Nos LINACs que são produzidos para radioterapia, os elétrons ganham energia ao interagirem com campos eletromagnéticos de radiofrequência sincronizados e não pela aceleração por potencial direto. Nesses equipamentos são produzidos raios X por conta da incidência de um feixe de elétrons sobre o alvo de material de alto número atômico, como o tungstênio. Dessa interação, ocorre a geração de raios X através de radiação característica e devido ao freamento (*bremstrahlung*), que nas próximas seções serão discutidos (MAYLES *et al.*, 2007).

A estrutura dos Linacs pode variar de acordo com os fabricantes, no entanto algumas características nos aceleradores são comuns a todos eles (Figura 1). O *gantry*, por exemplo, é um formado por um conjunto de peças móveis como a fonte de alimentação, o circulador e o canhão de elétrons, onde o mesmo suporta o cabeçote do acelerador e permite que ele seja rotacionado em torno de um eixo horizontal em diversos ângulos, permitindo o posicionamento ideal do feixe de tratamento em relação à região a ser tratada no paciente. O *gantry* é responsável por direcionar o feixe de elétrons até o cabeçote onde, por meio de campos eletromagnéticos, são acelerados e colimados.

**Figura 1** - Ilustração dos componentes comuns dos linacs



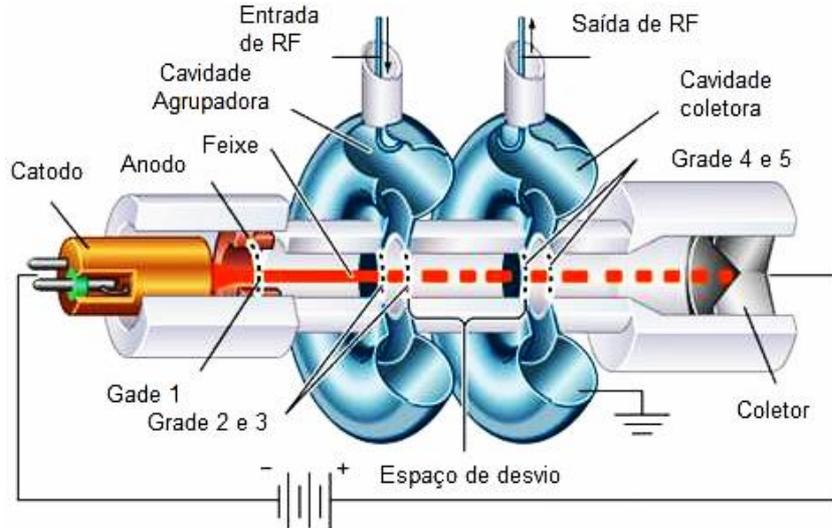
Fonte: Adaptado de PODGORSK (2005).

Vamos nos deter apenas aos componentes que produzem uma quantidade significativa de radiação durante o processo de aceleração de elétrons. De início, temos a aceleração dos elétrons acontecendo dentro de um tubo ocorrendo devido a utilização de campos de micro-ondas por Rádio Frequência (RF), devido a utilização do *klystron* para energias acima de 10 MeV ou do *magnetron* para energias de até 10 MeV (GIGLIOLI, 2012).

O *klystron*, que se trata de um amplificador de rádio frequência, precisa de um sinal de entrada de RF para excitá-lo e assim amplifica de alguns dB a quase 100 dB, isso dependendo do projeto que está sendo executado. Comumente podemos dizer que esse equipamento pode ser considerado como um acelerador inverso, pois transfere energia de um feixe de elétrons através de modulações de velocidade para conseguir aumentar a saída de micro-ondas de RF (MAYLES et al., 2007). Na Figura 2 podemos ver a seção longitudinal de um *klystron* de duas cavidades, nele um feixe de elétrons passa através de duas ou mais cavidades, onde a primeira aceita um sinal de RF de baixas potências e modula esse feixe, causando assim o aparecimento de regiões de alta e baixa densidade de elétrons. Em seguida, esse feixe se desloca para a próxima cavidade, então o efeito de modulação é acentuado. Por

fim, na cavidade coletora os elétrons desaceleram e a energia cinética deles é transformada em micro-ondas com alta potência (CANCINO, 2016).

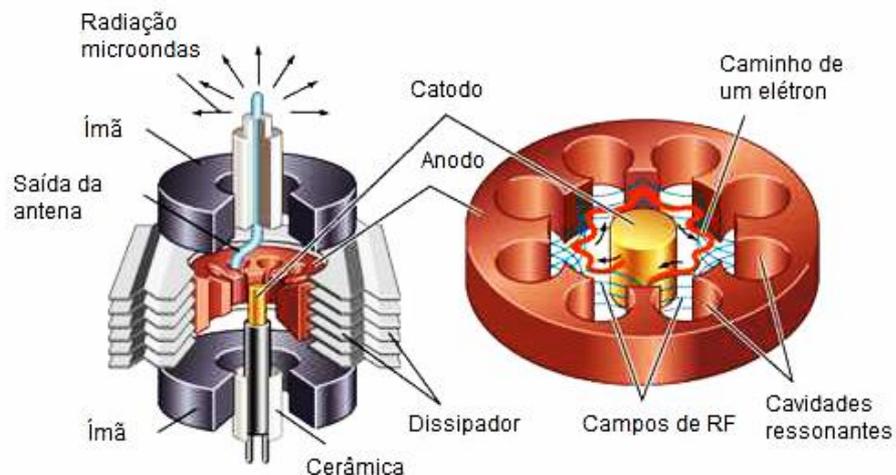
**Figura 2** - Seção longitudinal do Klystron com duas cavidades



Fonte: ENCYCLOPÆDIA BRITANNICA (2010).

O *magnetron* é comumente utilizado nos LINACs de baixa energia, aqueles com energia entre 4 a 6 MeV. Na Figura 3 podemos observar a seção transversal e longitudinal de um *magnetron*, ele se comporta como uma válvula osciladora onde os elétrons emitidos pelo cátodo atingem o ânodo fazendo com que eles se movimentem em volta do cátodo, assim interagindo com as cavidades ressonantes no ânodo, então os pulsos de micro-ondas são gerados e conduzidos para o interior da estrutura aceleradora. Ao contrário do *klystron* o *magnetron* é uma fonte de RF de alta potência necessária para a aceleração dos elétrons que atua como oscilador de RF que extrai energia de elétrons por meio de uma estrutura ressonante de onda lenta em um forte campo magnético (PODGORSK, 2005).

**Figura 3** - Seção longitudinal e transversal de elementos de um magnetron



Fonte: ENCYCLOPÆDIA BRITANNICA (2010).

Outro componente fundamental em um LINAC é a estrutura aceleradora, que pode ser descrita como um cilindro uniforme, que possui diversas cavidades que são delimitadas por anéis metálicos. Na Figura 4 podemos ver uma vista longitudinal detalhada de um sistema de cavidade Varian. Neste componente temos uma geração de vácuo no interior das cavidades para que a aceleração de elétrons não perca energia em colisão com outras partículas, nessas mesmas cavidades os elétrons fluem de uma para outra e para garantir uma boa condutividade elétrica elas são de cobre.

**Figura 4** - Estrutura aceleradora

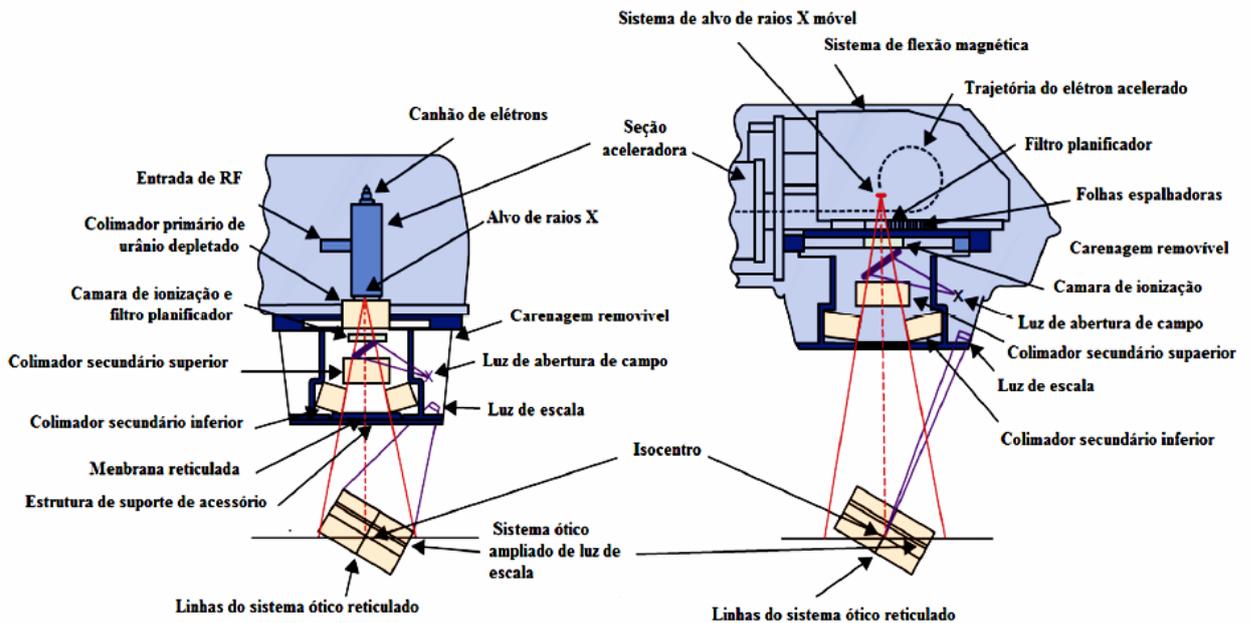


Fonte: MAYLES et al. (2007).

Nos linacs ainda temos o canhão de elétrons, que é um sistema de injeção de elétrons. Assim, como em tubos de raios X convencionais, os elétrons são gerados a partir de um cátodo aquecido pelo processo de emissão termiônica, esses cátodos são chamados de termiônicos e usam o calor para expulsar elétrons de um filamento sólido. Assim, o cátodo se torna carregado positivamente pela emissão de elétrons. Para que esses elétrons não sejam atraídos de volta é aplicado um campo elétrico convenientemente direcionado, tal campo é obtido por uma aplicação de tensão entre o cátodo e o ânodo, e tal tensão é chamada de tensão de extração.

Nos linacs é no cabeçote que está localizado o sistema de colimação, estabilização e monitoração do feixe (CANCINO, 2016). A Figura 5 apresenta os principais componentes do cabeçote de um acelerador, onde vamos nos atentar principalmente ao alvo, o colimador primário, o filtro planificador, a câmara de ionização e os colimadores secundários.

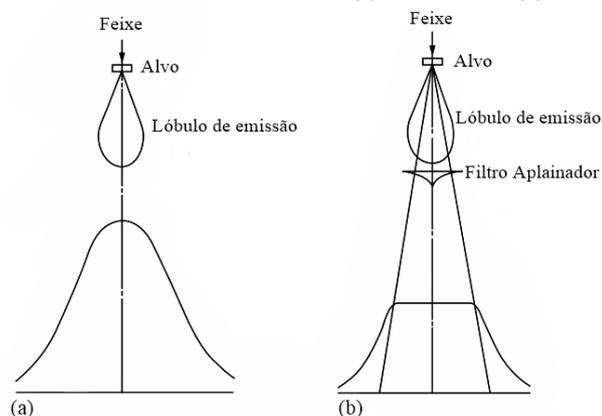
**Figura 5** - Cabeçote de um linac



Fonte: CARLOS *et al.* (2013).

Os raios X de megavoltagem nos aceleradores lineares são gerados por *bremsstrahlung*. Neste processo de produção de feixes de fótons, temos um feixe de elétrons interagindo com um alvo de alto número atômico. Esse material comumente é o tungstênio (SCAFF,1997), pois devido ao seu alto número atômico a eficiência para a produção de fótons é maximizada. Esse fótons de alta energia produzidos apresentam maior concentração de fluência na parte central e menos nas laterais do campo, havendo assim, necessidade de homogeneizar esse feixe. Deste modo é utilizado um filtro planificador ou filtro aplainador, cujo objetivo é tornar as seções transversas uniformes como mostrado na Figura 6. Tal filtro é circularmente simétrico e pode ser constituído de materiais como chumbo, aço ou cobre (OLIVEIRA, 2021).

**Figura 6** - Fluência do feixe no linac (a) sem filtro e (b) com filtro



Fonte: Adaptado de MAYLES *et al.* (2007).

Os linacs normalmente não tem uma taxa de dose constante com o tempo, o que é considerado normal devido alguns de seus componentes, assim para que esse problema seja solucionado são utilizadas duas câmaras de ionização, que são colocadas logo abaixo do alvo e do filtro aplainador e deste modo é possível a monitoração das doses dadas, das quais são fornecidas leituras digitadas automaticamente no painel de controle do acelerador linear (DERENEVICK, 2020). Através dessas câmara é possível detectar a intensidade do feixe e através delas o sistema estabiliza a energia do feixe, porém caso seja detectado um aumento da intensidade na radiação de saída ou falta de simetria do feixe o acelerador é desligado (CANCINO, 2016).

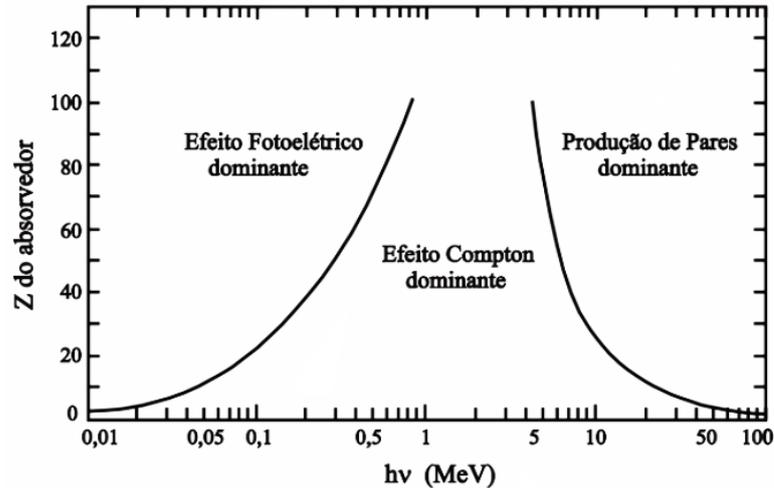
Os aceleradores lineares possuem um sistema de colimação dividido em duas partes, chamadas de primária e secundária, a colimação do feixe é importante uma vez que possibilita a limitação do feixe e assim garante que o paciente seja irradiado apenas na parte planejada (MAYLES et al., 2007). Os colimadores primários são responsáveis por limitar o campo circular máximo, esses colimadores geralmente são fixos e feitos de chumbo ou tungstênio. Já os colimadores secundários possuem um sistema móvel onde delimita o tamanho do campo em até 40 x 40 cm<sup>2</sup>, projetado a uma distância fonte-superfície de 100 cm (PODGORSAK, 2005), sua grande vantagem é possibilitar uma maior definição fora do eixo central e, portanto, uma maior rapidez na determinação desse campo, o que diminui o tempo de permanência do paciente na sala de tratamento. Nos aceleradores mais modernos é utilizado um colimador formado por múltiplas folhas, chamados por *Multileaf Collimator* (MLC), eles são formados por 52, 80 ou até 120 lâminas, tais lâminas medem 10 mm de largura e 60 mm de espessura e seu comprimento varia de acordo com o número de pares, a figura 7 mostra um feixe de fótons sendo colimado por um MLC.

## 2.2. Física das radiações dos linacs

A radioterapia é uma forma de tratamento anatomicamente localizado que usa a radiação ionizante produzida em um aparelho projetado para certos procedimentos específicos ou por radioisótopos. Seu uso no tratamento do câncer é de extrema importância. Como as células malignas do câncer crescem aceleradamente, muitas delas estarão se dividindo e serão mais radiosensíveis (LORENCETTI, 2005). Aparelhos como aceleradores lineares ou *linacs* são predominantes no tratamento do câncer e são caracterizados por manterem elétrons constantemente acelerados até possuírem energias entre 4 MeV e 50 MeV, usando campos de radiofrequência de micro-ondas não conservativos e então são usados no processo de geração de fótons de raios X (PODGORSAK, 2005). O principal processo de formação de raios X

nos linacs é o de *bremsstrahlung* onde a partir dele, diversos processos de interação dos fótons produzidos com a matéria podem ocorrer, interações essas que estão intimamente relacionadas com a energia desses fótons e com o número atômico  $Z$  dos materiais nas quais ele interage (Figura 7).

**Figura 7** - Relação entre energia dos fótons ( $h\nu$ ) e do número atômico do material ( $Z$ ) que interage

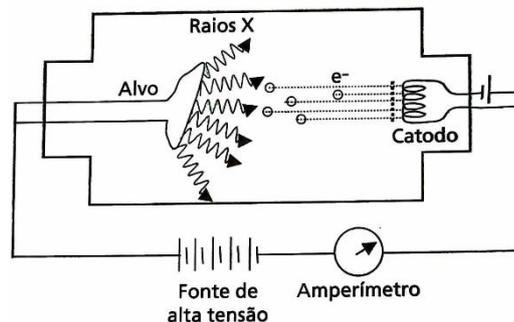


Fonte: ATTIX (1986).

### 2.2.1 Espectro contínuo de *bremsstrahlung*

Na ampola onde os raios X são produzidos, o cátodo é aquecido e libera elétrons em direção a um alvo no ânodo devido a uma diferença de potencial dada em quilovolts (kV) como mostra a Figura 8. Quando esses elétrons acelerados interagem com os átomos do material do alvo eles são desacelerados devido as diversas interações coulombianas entre as partículas carregadas, processo esse chamado de *bremsstrahlung*.

**Figura 8** - Diagrama de uma ampola de raios X

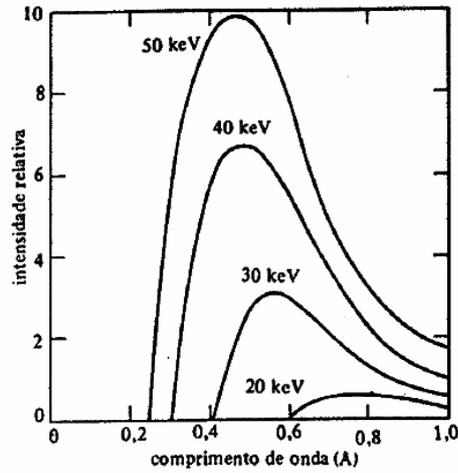


Fonte: OKUNO; YOSHIMURA (2010).

Um elétron submetido a essas interações emite energias que variam continuamente dependendo quantitativamente da sua perda de energia cinética, sendo o espectro de emissão de fótons de *bremsstrahlung* de forma contínua (Figura 9). Apesar de ser o principal processo que ocorre nos *linacs* ele é ineficiente pois grande parte da energia

cinética dos elétrons é convertida em calor no alvo, desse modo geralmente os alvos são feitos de uma liga de tungstênio.

**Figura 9** - Espectro contínuo de raios X que é emitido de um alvo de tungstênio



Fonte: EISBERG; RESNICK (1979).

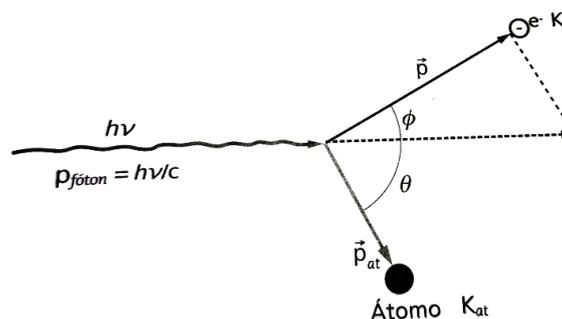
### 2.2.2 Interação da radiação com a matéria

As interações coulombianas entre os elétrons e os núcleos atômicos geram energia que são emitidas na forma de fótons de raios X, e esses fótons após sua emissão interagem com a matéria das mais diversas formas. As formas mais comuns e que abordaremos a seguir são o efeito fotoelétrico, efeito Compton, espalhamento Thomson, espalhamento Rayleigh, produção e aniquilação de pares.

#### – Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é uma interação que ocorre entre fóton e o átomo. Quando um fóton de raios X colide com um elétron que orbita o núcleo atômico, ele deposita parte de sua energia cinética nele, de modo que se essa energia for igual ou maior que a energia de ligação do elétron com o núcleo ele é capaz de ejetá-lo criando assim uma região de vazio no orbital (Figura 10).

**Figura 10** - Cinemática do efeito fotoelétrico



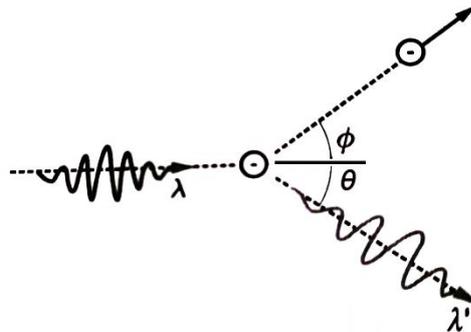
Fonte: OKUNO; YOSHIMURA (2010).

Caso a energia do fóton seja maior que a energia de ligação a diferença de energia se torna cinética do elétron e do átomo. Em geral a energia cinética do átomo é desprezível devido sua massa elevada em comparação com um único elétron.

– Efeito Compton

O efeito Compton é caracterizado pela diminuição da energia, ou aumento do comprimento de onda de um fóton de raio X quando ele interage com a matéria. Quando um feixe de fótons com energias  $h\nu$  suficientemente grandes atinge qualquer meio, é observado que outros são emitidos em diversas direções, isso ocorre porque os fótons foram espalhados nas suas colisões com o material do meio (figura 11). Nesse caso o que ocorre é a transferência de uma parte da energia cinética do fóton para o elétron que é ejetado e o fóton é espalhado para outra direção com menor energia.

**Figura 11** - Cinemática do efeito Compton



Fonte: OKUNO; YOSHIMURA (2010).

– Espalhamento Thomson

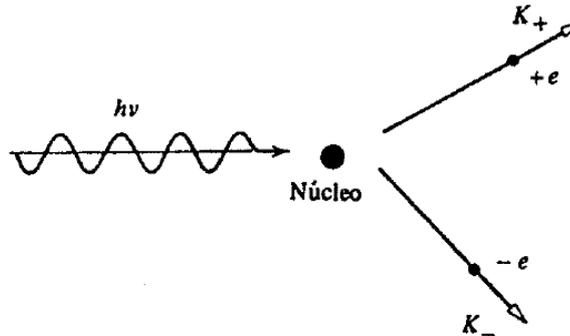
O espalhamento Thomson semelhante ao espalhamento Compton, é responsável pelo espalhamento dos fótons incidentes no átomo. Nesse processo um fóton de energia inferior a energia de ligação dos elétrons ao núcleo, colide com o átomo excitando-o e posteriormente liberando esse excesso de energia na forma de outro fóton com a sua energia inicial, dessa maneira não ocorre transferência de energia cinética para elétrons que permanecem ligados ao átomo. Outro detalhe importante é que a radiação eletromagnética quando em proximidade com os elétrons, fazem eles oscilarem na mesma frequência da onda eletromagnética incidente.

– Produção e aniquilação de pares

Por meio das relações indissociáveis entre matéria e energia é que ocorre a produção de pares, devido a fótons com uma determinada energia ( $h\nu$ ) interagindo com as vizinhanças de um núcleo atômico. Nesse processo um par elétron-pósitron é criado devido a absorção de um fóton com uma energia mínima de  $2m_0c^2 = 1,022 \text{ MeV}$ , energia essa muito comum na radioterapia. A energia se transforma em matéria, ou seja, o fóton incidente

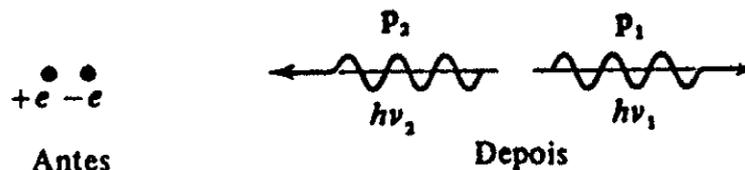
desaparece e dá origem a um elétron  $-e$  e um pósitron  $+e$  (figura 12). Imediatamente após a produção desse par eles se convertem novamente em matéria em um processo que chamamos de aniquilação de pares, onde o pósitron encontra um elétron e eles se aniquilam liberando dois fótons de energias iguais a  $m_0c^2 = 0,511 \text{ MeV}$  (figura 13).

**Figura 12** - Processo de criação de pares



Fonte: EISBERG; RESNICK (1979).

**Figura 13** - Processo de aniquilação de pares



Fonte: EISBERG; RESNICK (1979).

#### – Espalhamento Rayleigh

O espalhamento Rayleigh para raios X ocorre quando a energia dos fótons de raios X é pequena em relação à energia de ligação dos elétrons nos átomos. Quando um fóton de raio X incide sobre um átomo, ele pode sofrer um espalhamento elástico, o que significa que ele é desviado em uma nova direção, mantendo sua energia. Durante esse processo, o fóton interage com o elétron do átomo e causa uma oscilação no campo elétrico do elétron. Essa oscilação gera uma onda eletromagnética secundária, que é espalhada na mesma direção do fóton original. Materiais com número atômico mais alto tendem a ter uma maior probabilidade de espalhamento Rayleigh além disso, a intensidade do espalhamento Rayleigh diminui rapidamente com o aumento da energia do fóton de raios X.

#### 2.2.3 Interações fotonucleares – produção de fotonêutrons

Quando ocorre a interação de fótons de alta energia com núcleos-alvo de elementos leves ou pesados, pode ocorrer um fenômeno conhecido como a produção de fotonêutrons. Tal produção é regida pelo fenômeno de ressonância de dipolo gigante (Baldwin

e Klaiber, 1947 e 1948), ocorrendo quando a energia dos fótons que incidem é aproximadamente à energia de ligação dos núcleons, que é entre 5 MeV e 15 MeV. Quando ocorre essa interação fotonuclear um fóton energético interage com o núcleo atômico e assim, excita-o, isso faz com que o núcleo emitida um próton ou um nêutron, para que o mesmo retorne ao seu nível energético inicial, quando ocorre a emissão de nêutrons, eles recebem o nome de fotonêutrons (MEIRELES, 2012).

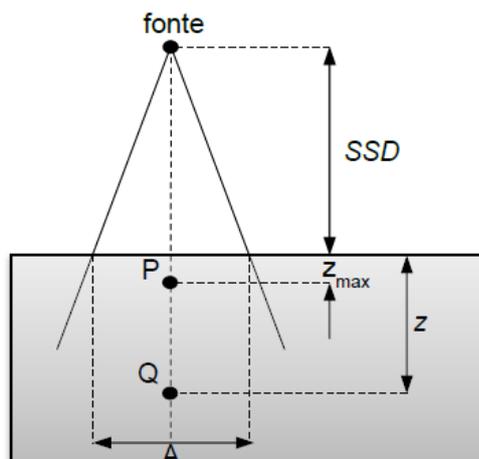
### 2.3 Percentagem de dose profunda

A porcentagem de dose profunda (PDP) é a curva da qual pode ser obtida por meio de um conjunto de pontos que relacionam doses absorvidas em diferentes profundidades em um eixo, comumente na água, devido a um feixe de radiação que nele incide. Essa curva pode ser obtida usando os valores de dose absorvidas em diferentes profundidades ( $D_n$ ) e dividindo pelo valor da dose máxima ao longo do eixo ( $D_0$ ), assim  $\%D_n$  é o percentual a ser encontrado pela curva conforme a expressão 1 (MEDEIROS, 2018).

$$\%D_n = \frac{D_n}{D_0} \cdot 100 \quad (1)$$

Uma PDP geralmente é usada para calcular a quantidade de unidades monitoras (MU) para que um acelerador possa produzir uma certa dose. Na Figura 14 é apresentado o esquema para obtenção da PDP, onde em  $z_{max}$  ocorre a dose máxima, o ponto Q é uma profundidade  $z$  arbitraria escolhida para calcular a dose e A é o tamanho do campo.

**Figura 14** - Esquema para obtenção da PDP

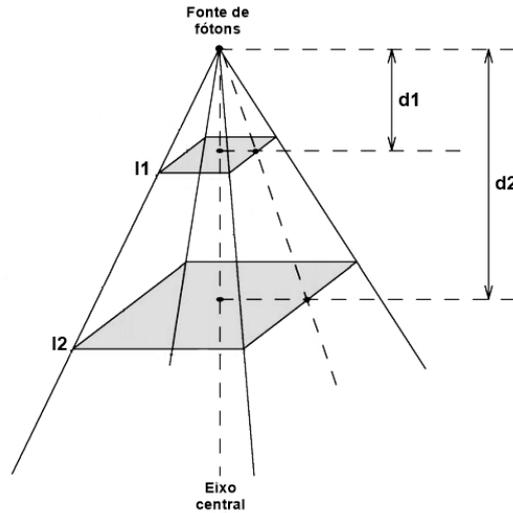


Fonte: MEDEIROS (2018).

Para que o tamanho do campo (A) seja calculado é utilizada a lei do inverso do quadrado. Tal lei permite observar que a intensidade (I) do feixe diminui de forma proporcional a ao quadrado da distância da fonte ( $d^2$ ). Segundo Podgorsak (2005, p. 205) na radioterapia os feixes produzidos tratam-se de feixes divergentes, como consequência temos a

intensidade diminuindo à medida que percorre seu trajeto pelo ar, a Figura 15 mostra esse esquema, onde a intensidade um ( $I_1$ ) corresponde a distância um ( $d_1$ ) e a intensidade dois ( $I_2$ ) corresponde a distância dois ( $d_2$ ).

**Figura 15** - Esquema para demonstrar a lei do inverso do quadrado



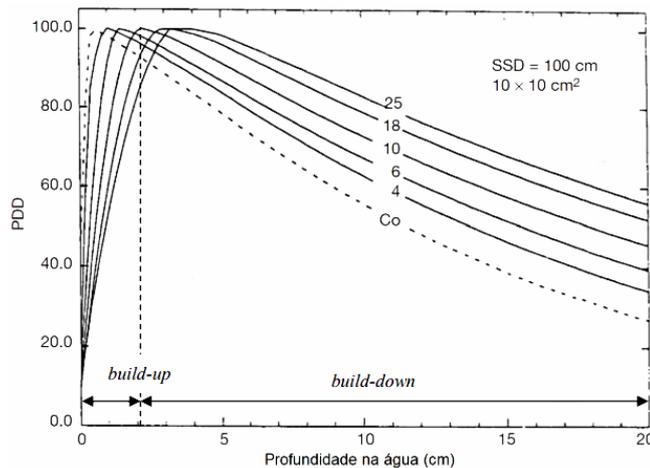
Fonte: Adaptado de PODGORSAK (2005).

Matematicamente essa lei pode ser expressa como:

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{d_1^2}{d_2^2} \quad (2)$$

Quando se observa experimentalmente os valores para a PDP observa-se que há um decrescimento com o aumento da profundidade após a mesma atingir a região de dose máxima, chamada de *build-up*, esse aumento se deve a resultante de elétrons secundários gerados pelo feixe de fótons, a Figura 16 mostra curvas PDP's para um campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  e com distância foco superfície de 100 cm para feixes de diversas energias.

**Figura 16** - Curvas PDP's na água



Fonte: PODGORSAK (2005).

## 2.4 O Método de Monte Carlo e o MCNPX

As modelagens da interação com a matéria possuem geralmente duas formas para obtenção da distribuição da dose absorvida: uma determinística e outra estocástica. A determinística constrói um modelo por um sistema acoplado de equações lineares de Boltzmann dos quais descrevem o comportamento de partículas em determinado ambiente, no entanto apesar dessa técnica funcionar bem em meios homogêneos de níveis macroscópicos, pode conter alguns inconvenientes nas interfaces entre diferentes meios (CANCINO, 2016). Por outro lado, temos a estocástica que é um método baseado na técnica de Monte Carlo (MC), uma técnica quantitativa, da qual usa a estatística e a computação para fazer simulações, consistindo na criação de cenários tão similares quanto possível de sistemas reais. Dessa maneira, é possível simular as interações das partículas com o modelo computacional tendo o auxílio de uma função densidade de probabilidade. Este método é considerado apropriado para descrever desde feixes de radiação simples até os mais complexos, como os feixes de aceleradores lineares, possibilitando assim estudos em diferentes regiões.

O MCNPX (Monte Carlo N-Particle eXtended) é um código de transporte de Monte Carlo projetado para rastrear vários tipos de partículas em diferentes faixas de energias, foi desenvolvido no Los Alamos National Laboratory (LANL). A versão 2.7.0 é uma versão pública do código para o Radiation Safety Information Computational Center (RSICC), que veio após o lançamento de 2008 do MCNPX 2.6.0 e a versão de 2005 do MCNPX 2.5.0. que era um superconjunto de MCNP4C e MCNPX 2.4.0. O MCNPX 2.7.0 inclui 30 recursos adicionais significativos além do MCNPX 2.6.0. Os destaques incluem melhorias físicas, opções de contagem expandidas, opções de fonte adicionais e melhorias capacidade de plotagem. O MCNPX é um código computacional que simula a realidade física do transporte de partículas que possibilita a modelagem virtual de cenários e sua validação, no caso para o uso clínico, permite avaliar as doses que os pacientes podem ser submetidos (PELOWITZ, 2011).

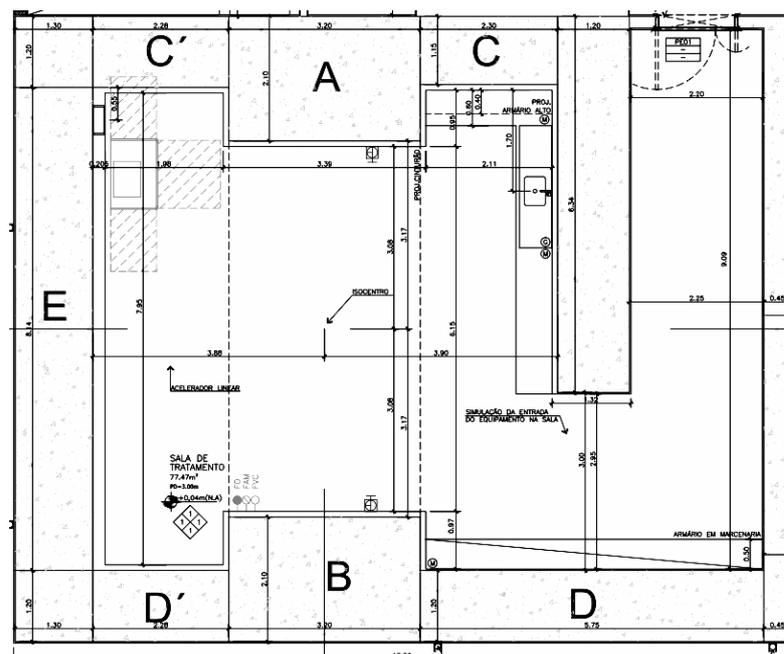
### 3 METODOLOGIA

Este capítulo tem por finalidade apresentar a metodologia utilizada para o desenvolvimento e a validação do cenário computacional modelado. Nas seções seguintes são apresentados os detalhes do trabalho desenvolvido. A seção 3.1 apresenta as características para a modelagem computacional do cenário a ser validado. A seção 3.2 descreve os procedimentos realizados nas simulações para obter os dados necessários para a pesquisa. A seção 3.3 traz informações sobre os cálculos realizados para obtenção das doses.

#### 3.1. Modelagem do cenário e equipamentos

Para a realização da modelagem do cenário de radioterapia utilizou-se o código MCNPX juntamente com o programa Moritz, programa esse que permite a visualização das superfícies tridimensionais modeladas (RIPER, 2004). As geometrias utilizadas consistem em paralelepípedos regulares que simularam as paredes de uma sala de radioterapia real, cujo símbolo mnemônico no código MCNPX é um RPP, todos ajustados nas dimensões reais. As composições dos materiais modelados foram baseadas no *Radiation Portal Monitor Project* (Projeto Monitor do Portal de Radiação) (MCCONN et al., 2011). Para modelagem da sala foi seguida a planta do Hospital de Santa Casa de Misericórdia de Sobral (SCMS), apresentada na Figura 17, para que as dimensões do cenário ficassem o mais próximo da realidade. Nesta modelagem as paredes da foram preenchidas de concreto (densidade =  $3,2 \text{ g/cm}^3$ ) e a sala foi preenchida de ar atmosférico (densidade =  $0,001205 \text{ g/cm}^3$ ).

Figura 17 - Planta da sala de radioterapia



Fonte: MELO (2014).

O equipamento utilizado no cenário para modelagem e validação, trata-se de um acelerador linear Clinac CX da fabricante Varian, neste caso para um feixe de 6 MV, como mostra a Figura 18. É de conhecimento que embora haja diferentes fabricantes, os linacs possuem estruturas semelhantes (MAYLES *et al.*, 2007), assim foi cedido por um colaborador do trabalho o arquivo de entrada que continha os dados e as geometrias do cabeçote, no qual o equipamento tratava-se de um acelerador linear 2100C também da fabricante Varian (SANTOS *et al.*, 2019). Após o cabeçote ser inserido na sala modelada, foi necessária a adaptação no código da fonte para que as simulações realizadas fossem de acordo com os parâmetros do equipamento utilizado, desta forma foi inserido o espectro para um feixe de 6 MV.

**Figura 18** - Acelerador linear Clinac CX Varian



Fonte: Acervo do autor (2023).

Um objeto simulador de polimetilmetacrilato – PMMA (densidade = 1,19 g/cm<sup>3</sup>) preenchido de água (Figura 19) com dimensões de 30 x 30 x 30 cm<sup>3</sup> foi modelado e inserido a uma distância fonte-superfície (DFS) de 100 cm, ou seja, há uma distância de 100 cm entre a fonte emissora do feixe e a superfície da água no objeto simulador. A geometria foi construída utilizando o mesmo mnemônico RPP da sala.

**Figura 19** - Simulador de água

Fonte: Acervo do autor (2023).

A câmara utilizada para obter medidas experimentais foi uma câmara de ionização da fabricante IBA, tipo Farmer, do modelo FC65-P, cujo volume sensível é de  $0,65 \text{ cm}^3$ , como apresenta a Figura 20. As geometrias utilizadas foram cilindros regulares de mnenônico RCC. Deste modo, foi realizada a modelagem da mesma de acordo com as suas especificações (Figura 21).

**Figura 20** - Câmara de ionização tipo Farmer FC65-P

Fonte: IBA (2018).

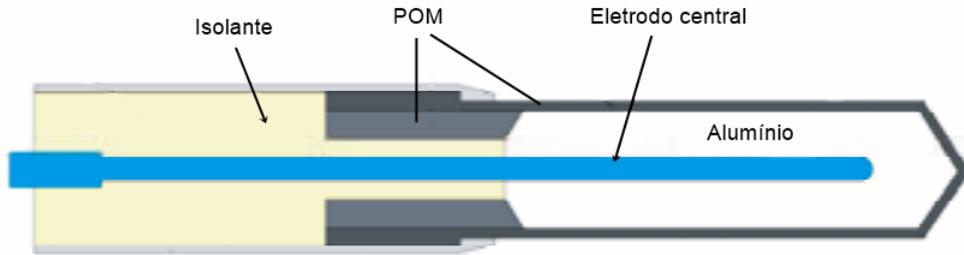
**Figura 21** – Especificações da câmara de ionização

	Volume da cavidade ( $\text{cm}^3$ )	Comprimento da cavidade (mm)	Raio da cavidade (mm)	Material da parede	Espessura da parede (g/ $\text{cm}^2$ )	Material do eletrodo central	À prova d'água
FC65-P	0,65	23,1	3,1	POM <sup>1</sup>	0,057	Alumínio	Sim

Fonte: Adaptado de IBA (2018).

Comumente as câmaras de ionização são cercadas por uma parede condutora com seu interior preenchido de gás e por um eletrodo central, a Figura 22 mostra o esquema básico de uma câmara de ionização cilíndrica, tal esquema foi utilizado para melhor compreensão na modelagem.

**Figura 22** – Esquema de uma câmara de ionização



Fonte: Adaptado de PODGORSK (2005).

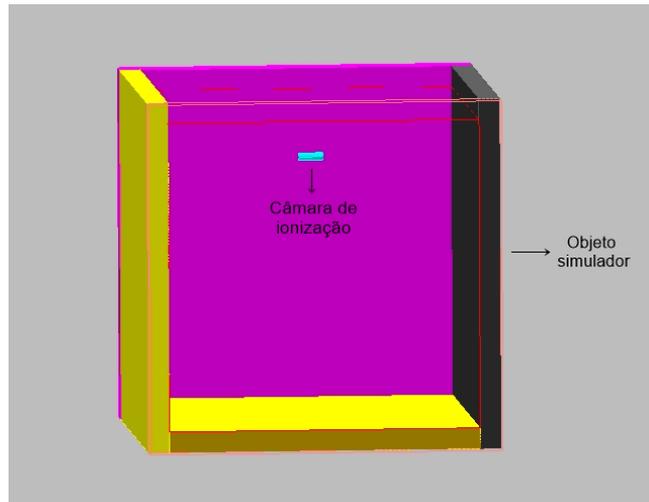
Após realizar a modelagem dos equipamentos eles foram inseridos na sala de radioterapia modelada, para que fossem realizadas simulações e assim obter dados. Assim, sendo possível determinar a PDP, o principal objetivo deste trabalho.

### 3.2. Procedimentos para validação do cenário

O cenário de radioterapia modelado pode ser validado através da análise comprovada das propriedades do feixe, que é feita por meio de comparações entre os valores experimentais e simulados da porcentagem de dose profunda (PDP). Os dados experimentais utilizados para comparação de PDP foram fornecidos pelo Hospital de Santa Casa de Misericórdia de Sobral (SCMS).

O feixe validado tem uma tensão de 6 MV e possui um campo de tamanho 10x10 cm<sup>2</sup> com uma distância fonte-superfície de 100 cm. Para realizar as simulações e obter os resultados afim de calcular a PDP, a câmara de ionização modelada foi inserida ao longo de trinta centímetros no eixo vertical central do objeto simulador (Figura 23), mudando sua posição meio centímetro abaixo a cada simulação até chegar em dezoito centímetros e em seguida, a cada um centímetro, totalizando assim 48 medições. Nas simulações como registro de saída foi utilizado o tally \*F4 (MeV/cm<sup>2</sup>), no qual avalia o fluxo médio de energia sobre uma célula em cada ponto do eixo central. O número de partículas usados durante as simulações foi de 10<sup>7</sup>, no entanto, para que haja uma avaliação mais precisa do modelo computacional desenvolvido, posteriormente, um maior número de partículas primárias será utilizado. Houve também uma tentativa utilizando como registro de saída o tally \*F8 (MeV), no qual avalia a deposição de energia sobre uma determinada célula, no entanto o erro da simulação ficou muito alto, deste modo inviabilizando o uso de seus resultados.

**Figura 23** – Câmara de ionização inserida na posição 5 cm no eixo central do objeto simulador



Fonte: Acervo do autor (2023).

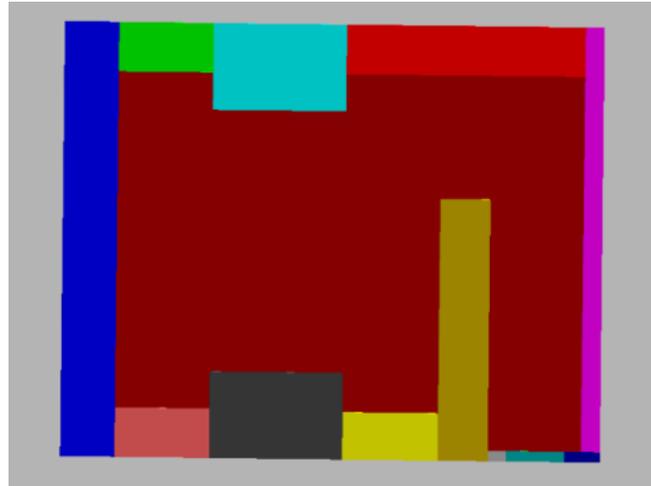
### 3.3. Cálculo dosimétrico realizado

Tendo como objetivo geral do trabalho determinar a PDP e conseqüentemente traçar sua curva, foi necessário efetuar o cálculo. Assim, quando os resultados das simulações para a câmara de ionização em cada profundidade foram obtidos, obteve-se a porcentagem de dose profunda utilizando a equação 1 da seção 2.3, do qual os valores estão contidos na Tabela 1. Deste modo, foi feita a razão entre a dose simulada absorvida medida em um certo ponto de profundidade ( $D_n$ ) e a dose simulada máxima ao longo do eixo central ( $D_0$ ). Por seguinte essa razão foi multiplicada por 100, obtendo-se assim percentuais de dose absorvida em função da posição ( $\%D_n$ ).

#### 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Como resultado, obteve-se a modelagem da sala de radioterapia como mostra Figura 24, de acordo com a planta da sala do Hospital de Santa Casa de Misericórdia de Sobral (SCMS).

**Figura 24** – Visão superior da modelagem da sala de radioterapia

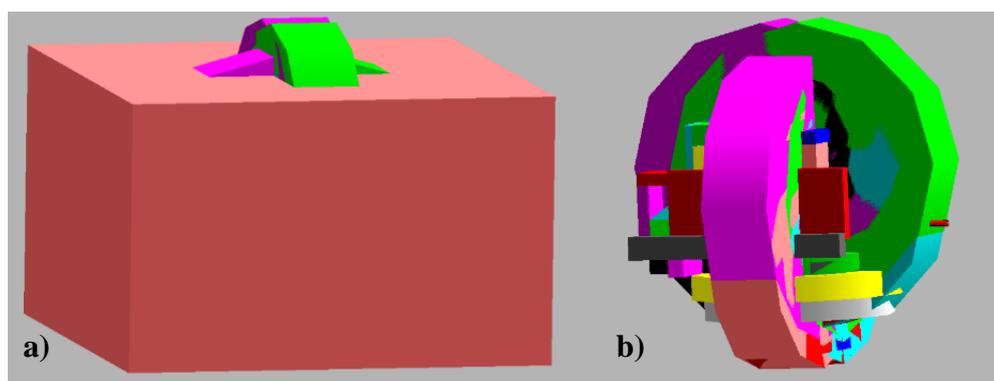


Fonte: Acervo dos autores (2023).

Essa modelagem foi de extrema importância para a adaptação do cenário como um todo, pois possibilita a inserção de quaisquer equipamentos, também modelados, aumentando ainda mais o grau de fidelidade com uma situação real de irradiação.

O modelo computacional do Clinac CX foi desenvolvido usando o código MCNPX. Foi cedido por SANTOS (2019) o arquivo de entrada do código MCNPX que contém o cabeçote do acelerador linear como mostra a Figura 25. Na Figura 25 (a) vemos a parte externa do cabeçote e na 25 (b) a parte interna. Como apesar de diferentes fabricantes, os linacs possuem suas estruturas semelhantes, a parte física não foi modificada, no entanto, para realizar as simulações no código foram feitas modificações na fonte e o espectro, em busca de concordância com o equipamento usado.

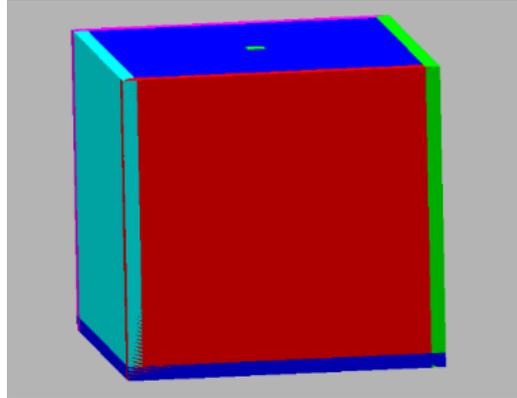
**Figura 25** – Parte interna e externa do cabeçote do acelerador linear modelado



Fonte: SANTOS (2019).

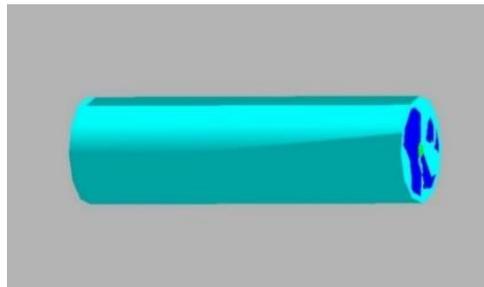
A Figura 26 apresenta a modelagem que foi realizada do objeto simulador de PMMA preenchido de água. Por seguinte, na Figura 27 é apresentado a modelagem realizada da câmara de ionização.

**Figura 26** – Modelagem do simulador de água



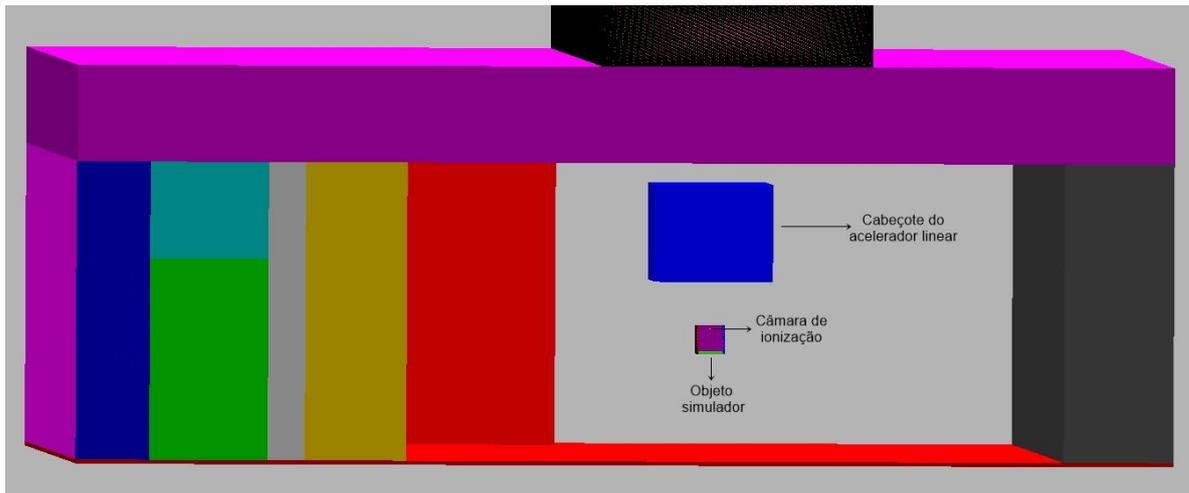
Fonte: Acervo dos autores (2023).

**Figura 27** – Modelagem da câmara de ionização



Fonte: Acervo dos autores (2023).

A estrutura do objeto simulador modelado mostrou-se extremamente fiel a atenuação do feixe quando incide sobre a sua superfície. Os resultados obtidos para a dose depositada na câmara de ionização confirmam a atenuação. A inserção dos elementos modelados no código do arquivo de entrada foi realizada de modo que todos os elementos do problema foram postos dentro da sala simulada. Os elementos adicionados à sala foram o cabeçote do acelerador linear, o simulador de água e a câmara de ionização, como mostra a Figura 28.

**Figura 28** – Inserção do simulador de água e câmara de ionização no cenário

Fonte: Acervo dos autores (2023).

A comparação realizada entre os valores experimentais e simulados para um feixe de 6 MV com um campo de tamanho 10x10 cm<sup>2</sup> e com DFS de 100 cm, está expressa na Tabela 1. Os dados experimentais foram baseados nos valores medidos pelo Hospital de Santa Casa de Misericórdia de Sobral. Estes dados estão expressos na segunda coluna da Tabela 1. Os valores obtidos por meio das simulações utilizando a câmara de ionização nas profundidades de 0,5 cm a 30 cm, estão expressos na terceira coluna da Tabela 1. Os resultados do cálculos percentuais de dose absorvida, obtidos por meio da equação 1 da seção 2.3 encontram-se na quarta coluna da Tabela 1.

**Tabela 1** – Tabelas com dados da pesquisa

Profundidade	Dados experimentais (%)	Resultado simulação (MeV/cm <sup>2</sup> )	Resultado calculado (%)
0,5	84,5	2,51915E-06	100,0
1,0	97,9	2,49026E-06	98,9
1,6	100,0	2,28743E-06	90,8
2,0	98,9	2,23216E-06	88,6
2,5	97,0	2,17051E-06	86,2
3,0	94,7	2,18337E-06	86,7
3,5	92,6	2,15501E-06	85,5
4,0	90,5	2,15443E-06	85,5
4,5	88,3	1,99778E-06	79,3
5,0	86,1	1,97884E-06	78,6
5,5	84,0	1,90104E-06	75,5
6,0	82,1	1,83132E-06	72,7
6,5	80,1	1,67199E-06	66,4
7,0	78,1	1,62974E-06	64,7

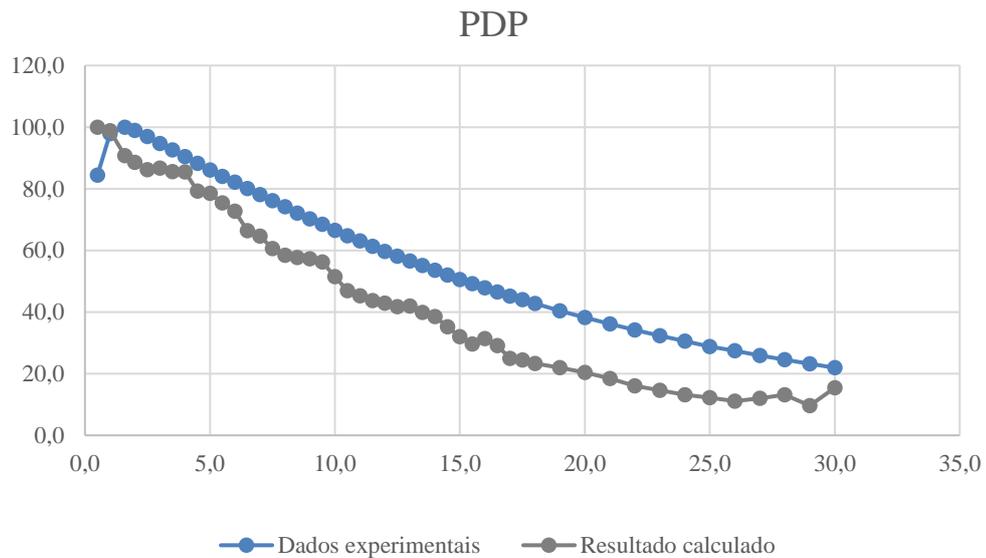
<b>7,5</b>	76,1	1,52731E-06	60,6
<b>8,0</b>	74,2	1,47129E-06	58,4
<b>8,5</b>	72,2	1,45409E-06	57,7
<b>9,0</b>	70,3	1,44275E-06	57,3
<b>9,5</b>	68,5	1,41845E-06	56,3
<b>10,0</b>	66,5	1,29664E-06	51,5
<b>10,5</b>	64,8	1,18137E-06	46,9
<b>11,0</b>	63,1	1,14118E-06	45,3
<b>11,5</b>	61,4	1,10015E-06	43,7
<b>12,0</b>	59,7	1,07999E-06	42,9
<b>12,5</b>	58,1	1,05124E-06	41,7
<b>13,0</b>	56,6	1,05618E-06	41,9
<b>13,5</b>	55,1	1,00430E-06	39,9
<b>14,0</b>	53,5	9,70280E-07	38,5
<b>14,5</b>	52,0	8,88395E-07	35,3
<b>15,0</b>	50,5	8,05617E-07	32,0
<b>15,5</b>	49,2	7,47375E-07	29,7
<b>16,0</b>	47,9	7,89768E-07	31,4
<b>16,5</b>	46,5	7,33608E-07	29,1
<b>17,0</b>	45,2	6,28799E-07	25,0
<b>17,5</b>	44,1	6,14805E-07	24,4
<b>18,0</b>	42,8	5,86910E-07	23,3
<b>19,0</b>	40,4	5,52275E-07	21,9
<b>20,0</b>	38,3	5,14377E-07	20,4
<b>21,0</b>	36,2	4,65643E-07	18,5
<b>22,0</b>	34,2	4,04463E-07	16,1
<b>23,0</b>	32,4	3,67064E-07	14,6
<b>24,0</b>	30,6	3,31023E-07	13,1
<b>25,0</b>	28,9	3,08031E-07	12,2
<b>26,0</b>	27,4	2,80490E-07	11,1
<b>27,0</b>	25,9	3,03294E-07	12,0
<b>28,0</b>	24,5	3,32228E-07	13,2
<b>29,0</b>	23,2	2,43129E-07	9,7
<b>30,0</b>	22,0	3,89223E-07	15,5

Fonte: Acervo dos autores (2023).

Quando as curvas experimental e simulada foram comparadas, como mostra o gráfico 1, notou-se que as curvas não estavam coincidentes. Observou-se que diferentemente da curva experimental, não havia a dose de profundidade máxima, que é chamada de “build-

up” e também que as doses estavam abaixo do valor experimental. O erro percentual entre essas duas curvas varia entre 1% à 59%. Acredita-se que o problema esteja na descrição da fonte geradora do feixe na simulação e pretende-se futuramente realizar ajustes para corrigir o erro. Ao observar a curva simulada foi possível notar que a dose sofre atenuação linear, o que é esperado para o problema.

**Gráfico 1** – Curva experimental e simulada



Fonte: Acervo dos autores (2023).

## 5 CONCLUSÕES

Na perspectiva atual sobre o estudo das radiações ionizantes, as simulações em Monte Carlo tornam-se ferramentas indispensáveis, por esse motivo a utilização desse modelo computacional neste trabalho atingiu um nível de aproveitamento aceitável. Um dos principais objetivos cumpridos com êxito no decorrer deste trabalho é quanto a modelagem dos materiais e aparelhos utilizados para o controle de qualidade dos aceleradores lineares.

A modelagem da câmara de ionização foi realizada e mostrou-se muito importante para a obtenção dos valores de fluxo energético dentro do objeto simulador de água. A construção do código da câmara foi feita com o máximo de aproximação com as dimensões e funcionamento das câmaras reais.

O modelo do objeto simulador de água obedeceu aos parâmetros reais e os resultados obtidos pelas simulações mostram concordâncias físicas com o que é esperado de um feixe radiação incidente sobre a água. As curvas no Gráfico 1 para a PDP salientam que a dose sofre atenuação linear, o que é esperado para o problema. Apesar da diferença está acima dos valores esperados entre os resultados obtidos neste trabalho por simulação em Monte Carlo e os dados experimentais fornecidos pelo Hospital Santa Casa da Misericórdia, é importante destacar a não exclusão dos resultados. Possivelmente o erro atrelado aos valores de PDP simulados deve-se a algum parâmetro no código da fonte que está incompatível com o problema físico, mas que não afeta diretamente a análise da importância e da eficiência dos equipamentos utilizados para calibragem dos Linac's.

De maneira geral pode-se concluir que no decorrer da pesquisa o cumprimento de alguns dos principais objetivos foi realizado com sucesso. Para estudos futuros pode-se cogitar a análise detalhada do código presente no arquivo de entrada com o intuito de utilizar dos equipamentos já modelados e refazer a análise da PDP e também realizar o estudo mais detalhado buscando a obtenção dos perfis de dose (fora do eixo).

## REFERÊNCIAS

- ATTIX, F. H. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. S.I., John Wiley & Sons Inc, 1986.
- Baldwin, G. C., Klaiber, G. S. Photo-fission in Heavy elements. Physical Review, v. 73, p. 3-10. 1947.
- Baldwin, G. C., Klaiber, G. S. X-ray yield curves for  $\gamma$ -n reactions. Physical Review, v. 73, p. 1156-1163. 1948
- CANCINO, J. L. B. Modelamento de um Acelerador Linear Varian 600 C/D para Estudo Dosimétrico usando Método de Monte Carlo. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) – Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2016.
- CARLOS, A. PEREZ, BRADY, L. W. "Principle of Radiologic and Dosimetry". In: E. Halperin, D. Wazer, C.perez et al. (Ed.), Principle and Practice of Radiation Oncology, 6 ed, chapter 6, Philadelphia, USA, Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business, 2013. pp. 139.
- DERENEVICK, J. Q. N. Avaliação de dose periférica em equipamentos de radioterapia com feixes de fótons de diferentes energias. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2020.
- EISBERG, R. M.; RESNICK, R. Física quântica. Ed. Campus, Rio de Janeiro, 1983.
- ENCYCLOPÆDIA BRITANNICA. Two-cavity klystron. Disponível em: <<https://www.britannica.com/technology/klystron/images-videos#Images>>. Acesso em: 13 de abril de 2023.
- ENCYCLOPÆDIA BRITANNICA. Typical elements of a magnetron. Disponível em: <<https://www.britannica.com/technology/magnetron>>. Acesso em: 13 de abril de 2023.
- FERRIGNO, R. Panorama da Radioterapia no Brasil. Sociedade Brasileira de Radioterapia – SBRT, 2013. Disponível em: <<http://www.sbradioterapia.com.br/pdfs/panorama2013b.pdf>>. Acesso em: 14 de outubro de 2023.

GIGLIOLI, M. Avaliação da distribuição da dose absorvida em radioterapia com campos irregulares e alargados. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Universidade de São Paulo, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2012.

IBA. Detectors for RD and AD Rev.3\_0718\_E. Ino Beam Applications. 2018.

INCA – Instituto Nacional do Câncer. Rio de Janeiro, 2020a. Disponível em: <<https://www.inca.gov.br/o-que-e-cancer>>. Acesso em: 14 de outubro de 2023.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. MINISTÉRIO DA SAÚDE. Estimativa 2023: incidência de câncer no Brasil. Rio de Janeiro, 2022. Disponível em: <<https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files/media/document/estimativa-2023.pdf>>. Acesso em: 14 de outubro de 2023.

LEÃO, R. G.; OLIVEIRA, A. H. de; SOUSA, R. V.; MOURÃO, A. P. Modeling and commissioning of a clinac 600 cd by monte carlo method using the beamnrc and dosxyznrc codes. In: INTERNATIONAL NUCLEAR ATLANTIC CONFERENCE, 2015, São Paulo (INIS/IAEA), v. 47, n. 3, p. 888–896, 2015.

MAYLES, P.; NAHUM, A. E.; ROSENWALD, J.-C. Handbook of radiotherapy physics: theory and practice. New York: Taylor & Francis, 2007.

MCCONN, R; GESH, C; PAGH, R; RUCKER A. R; WILLIAMS, R. Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling. U.S., 2011.

MEDEIROS, M. P. C. 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. Tese (doutorado) – Universidade Federal do Rio de Janeiro. Programa de Engenharia Nuclear, 2018.

MEIRELES, R. C. Produção de nêutrons em tratamentos teleterapêuticos com feixes de raios-x com energia máxima superior a 10 MeV: considerações sobre radioproteção. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro, 2012.

MELO, F. J. Relatório preliminar de análise de segurança - Acelerador linear Varian Clinac CX. Rua Antônio Crisóstomo de Melo, 919 - Sobral – CE: Hospital da Santa Casa de Misericórdia de Sobral, [s.d.], 2014.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. Física das radiações. São Paulo: Oficina de Textos, 2010.

OLIVEIRA, V. R. S. Modelagem e simulação monte carlo de um acelerador linear para aplicações clínicas. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2021.

PELOWITZ D. B. “MCNPX User's manual. Version 2.7.0” [Livro]. - Los Alamos: Los Alamos National Laboratory Report, LA-CP-11-00438, 2011.

PODGORSAK, E. B. (Ed.) (2005a). Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Vienna, Austria: International Atomic Energy Agency.

RIPER, K. A. V. MORITZ – ‘Geometry Tool User’ Guide. White Rock Science, Los Alamos, 2004.

SANTOS, W. S.; NEVES, L. P.; PERINI, A. P.; SANTOS, C. J.; BELINATO, B.; SILVA, R. M.V.; SOARES, M. R.; VALERIANO, C. C.; CALDAS, L. V. E. Computational modelling of cervix uterus radiation procedure using a virtual anthropomorphic phantom and the MCNPX code. Metrologia, Florianópolis, 2019.

SCAFF, L. A. M. Física da radioterapia. São Paulo – SARVIER, 1997.

SECO, J.; VERHAEGEN, F. Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy, 1th ed. Boca Raton: Taylor & Francis Group, 2013.