



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS ENERGÉTICAS E
NUCLEARES

VICTOR ROGÉRIO SILVA DE OLIVEIRA

**MODELAGEM E SIMULAÇÃO MONTE CARLO DE UM ACELERADOR LINEAR
PARA APLICAÇÕES CLÍNICAS**

Recife
2021

VICTOR ROGÉRIO SILVA DE OLIVEIRA

**MODELAGEM E SIMULAÇÃO MONTE CARLO DE UM ACELERADOR LINEAR
PARA APLICAÇÕES CLÍNICAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

Orientador: Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima.

Coorientador: Prof. Dr. José Wilson Vieira.

Recife

2021

O48m Oliveira, Victor Rogério Silva de.
Modelagem e simulação Monte Carlo de um acelerador linear para aplicações clínicas / Victor Rogério Silva de Oliveira - 2021.
163 folhas, il., gráfs., tabs.

Orientador: Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima.
Coorientador: Prof. Dr. José Wilson Vieira.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG.
Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2021.
Inclui Referências, Apêndices e Anexo.

1. Energia Nuclear. 2. Acelerador. 3. EGSnrc. 4. Modelagem.
5. Monte Carlo. 6. Radioterapia. 7. Validação. I. Lima, Fernando Roberto de Andrade (Orientador). II. Vieira, José Wilson (Coorientador). III. Título

UFPE

612.01448 CDD (22. ed.)

BCTG/2021-152

VICTOR ROGÉRIO SILVA DE OLIVEIRA

**MODELAGEM E SIMULAÇÃO MONTE CARLO DE UM ACELERADOR LINEAR
PARA APLICAÇÕES CLÍNICAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares da Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências.
Área de concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

Aprovada em: 24/03/2021.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima (Orientador)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof. Dr. José Wilson Vieira (Coorientador)
Instituto Federal de Pernambuco

Prof. Dr. José Araújo dos Santos Júnior (Examinador Interno)
Universidade Federal de Pernambuco

Profa. Dra. Isabelle Viviane Batista de Lacerda (Examinador Externo)
Instituto Federal de Pernambuco

Prof. Dr. Pedro Henrique Avelino de Andrade (Examinador Externo)
Instituto Federal de Pernambuco

Dedico esse trabalho a toda comunidade científica, em especial, aos Monte Carlistas.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço aos meus pais, Alba Valéria e Severino Rogério, pela confiança, apoio e paciência. Amo muito vocês!

Às minhas duas mães do coração, Andréa Maria e Sônia Maria, que sempre me auxiliaram incondicionalmente e contribuíram diretamente para minha formação educacional. Obrigado por tudo!

Ao meu amor, Thâmara Mota, pelo companheirismo, lealdade e amor. Obrigado por estar comigo nessa longa jornada acadêmica e tornar isso possível. Essa conquista é nossa!

Ao meu querido amigo, Whoody Alem, pelas inspiradoras trocas de conhecimento e aprendizado.

Ao Dr. Fernando Roberto de Andrade Lima, pela oportunidade de realização desse trabalho sob sua orientação.

Ao Dr. José Wilson Vieira, por sua coorientação e pela confiança em delegar a mim a responsabilidade do desenvolvimento desse trabalho. Lhe sou muito grato!

Ao Dr. Alex Cristóvão Holanda de Oliveira, pelo suporte durante o decorrer do mestrado e pelas ideias trocadas.

Aos Drs. Isabelle Viviane Batista de Lacerda, Pedro Henrique Avelino de Andrade, Viriato Leal Neto e José Araújo dos Santos Júnior, pelas inestimáveis sugestões e observações para melhoria do trabalho e do texto da dissertação. Muito obrigado a todos!

À Dra. Miriam Zarza Moreno (FCT - Universidade Nova de Lisboa), por disponibilizar seus dados experimentais das distribuições dosimétricas, fundamentais para continuidade do trabalho.

Ao Dr. Reid Townson (OMPI - *Carleton University Research Centre*), por sua valiosa assistência no suporte as execuções paralelas com o sistema BEAMnrc.

Ao Departamento de Energia Nuclear (UFPE), Laboratório de Dosimetria Numérica (IFPE) e Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste (CNEN), por disponibilizarem estrutura física e intelectual para o desenvolvimento das atividades realizadas.

À CAPES, pelo fomento financeiro fornecido ao longo de todas as etapas do trabalho.

RESUMO

O câncer é apontado como um dos principais problemas de saúde pública no Brasil e no mundo, possuindo na radioterapia um mecanismo de tratamento bastante útil e comum, com cerca de 60% de submissão para novos casos de neoplasias malignas. Tidos como um dos equipamentos de tratamento mais essenciais na radioterapia, os aceleradores lineares são avaliados como os principais meios de geração de feixes de megavoltagens contemporâneo. Os sistemas de planejamento acoplados a esses equipamentos possuem algoritmos de cálculo de dose que são abastecidos pelos mais diversos métodos estatísticos, dentre os quais são destacadas as técnicas Monte Carlo. Esses sistemas computacionais, bem como, outros algoritmos de transporte de radiações (que simulem processos radioterápicos) devem ser regularmente averiguados para garantir segurança ao paciente submetido ao processo de tratamento. Com o objetivo de fornecer uma estrutura computacional compatível com o equipamento físico, este trabalho desenvolveu, por meio de modelagem geométrica, o cabeçote do acelerador *Varian Clinac 2100* (modelo C/D), de potencial nominal 6 MV, utilizando os *softwares* derivados do sistema EGSnrc, em especial, os códigos BEAMnrc e DOSXYZnrc. Arquivos de espaço de fase representativos do modelo da fonte radioterápica foram obtidos para os principais campos clínicos utilizados em tratamentos: 4 cm x 4 cm; 10 cm x 10 cm e 20 cm x 20 cm. Dados das distribuições de dose das simulações desses campos foram correlacionados com dados medidos experimentalmente em um fantoma de água a fim de validar o modelo construído. A caracterização espectral do campo de 10 cm x 10 cm foi realizada com o objetivo de melhor compreender a qualidade dos feixes obtidos nessas simulações. Grandezas de espalhamento no plano de registro, fluência planar, distribuição ZLAST, espectro de energia, energia média e distribuição angular foram analisadas. Os resultados dos erros das distribuições implicaram nas validações dos campos de tamanhos 4 cm x 4 cm e 10 cm x 10 cm, bem como, na autenticação de seus espaços de fase e geometrias desenvolvidas, segundo os limites de tolerância estabelecidos pela Agência Internacional de Energia Atômica. Entretanto, os erros do campo de tamanho 20 cm x 20 cm mostraram inconsistência no modelo em representar seu equivalente real, o que apontou em sua remodelagem e recondução das simulações. Por fim, a validação computacional do acelerador permitiu novas perspectivas em futuros acoplamentos para pequeno e médio campo, possibilitando composições de modelos de exposição em práticas específicas na radioterapia.

Palavras-chave: acelerador; EGSnrc; modelagem; Monte Carlo; radioterapia; validação.

ABSTRACT

Cancer is identified as one of the main public health problems in Brazil and in the world, possessing in radiotherapy a very useful and common treatment mechanism, with around 60% submission for new cases of malignant neoplasms. Taken as one of the most essential treatment equipment in radiotherapy, linear accelerators are evaluated as the main means of contemporary megavoltage beam generators. The planning systems coupled to this equipments have dose calculation algorithms that are supplied by the most diverse statistical methods, among which the Monte Carlo techniques are highlighted. These computer systems as well as other radiation transport algorithms (which simulate radiotherapy processes) must be regularly investigated to ensure safety for the patient submitted to the treatment process. In order to provide a computational structure compatible with the physical equipment, this work developed, through geometric modeling, the accelerator head of Varian Clinac 2100 (model C/D), of nominal potential 6 MV, using the softwares derived from the EGSnrc system, in especial, the codes BEAMnrc and DOSXYZnrc. Phase space files representative of the radiotherapy source model were obtained for the main clinical fields used in treatments: 4 cm x 4 cm; 10 cm x 10 cm and 20 cm x 20 cm. Dose distribution data from the simulations of these fields were correlated with data measured experimentally in a water phantom in order to validate the model built. The spectral characterization of the 10 cm x 10 cm field was carried out in order to better understand the quality of the beams obtained from these simulations. Scattering quantities in the registration plane, planar fluence, ZLAST distribution, energy spectrum, average energy and angular distribution were analyzed. The results of the distributions errors implied the validations of the fields of sizes 4 cm x 4 cm and 10 cm x 10 cm, as well as in the authentication of its phase spaces and developed geometries, according to the tolerance limits established by the International Atomic Energy Agency. However, the field errors of size 20 cm x 20 cm showed inconsistency in the model in representing its real equivalent, which was pointed out in its remodeling and renewal of the simulations. Finally, the computational validation of the accelerator allowed new perspectives in future couplings for the small and medium fields, enabling compositions of exposure models in specific practices in radiotherapy.

Keywords: accelerator; EGSnrc; modeling; Monte Carlo; radiotherapy; validation.

LISTA DE FIGURAS

| | |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 1 – Representação esquemática do tubo de aceleração de um LINAC. | 27 |
| Figura 2 – Desenho esquemático dos principais componentes do cabeçote de um LINAC utilizado na terapia com fótons. | 28 |
| Figura 3 – Fluência dos fótons no cabeçote do LINAC. | 29 |
| Figura 4 – Desenho esquemático da estrutura de um equipamento de RT. | 30 |
| Figura 5 – Fantoma físico utilizado no CQ em RT. | 31 |
| Figura 6 – Ilustração das etapas das simulações MC na RT para LINACs. | 35 |
| Figura 7 – Exemplo de um modelo computacional de um LINAC para feixes de fótons. | 38 |
| Figura 8 – Distribuições uniforme e gaussiana dos feixes de elétrons primários. | 40 |
| Figura 9 – Fantoma matemático. | 42 |
| Figura 10 – Fantoma de <i>voxel</i> | 43 |
| Figura 11 – Fantoma BREP. | 44 |
| Figura 12 – Mapeamento dosimétrico sobre o eixo de propagação dos feixes de radiações. .. | 45 |
| Figura 13 – Perfil da distribuição do PDD. | 46 |
| Figura 14 – Mapeamento dosimétrico ao longo do eixo X. | 47 |
| Figura 15 – Perfil da distribuição do OAR. | 49 |
| Figura 16 – <i>Interface</i> de usuário do <i>software</i> BEAMnrc. | 50 |
| Figura 17 – <i>Interface</i> de usuário do <i>software</i> BEAMDP. | 53 |
| Figura 18 – <i>Interface</i> de usuário do <i>software</i> DOSXYZnrc. | 55 |
| Figura 19 – Janela de comando do <i>software</i> STATDOSE. | 57 |
| Figura 20 – Fluxograma do processo geral das simulações do LINAC. | 61 |
| Figura 21 – Ilustração do transporte das radiações do PhSp para o fantoma de água. | 63 |
| Figura 22 – Componentes do cabeçote do LINAC <i>Varian Clinac 2100 C/D</i> | 66 |
| Figura 23 – Aquisição dos arquivos de PhSp das distribuições uniforme e gaussiana. | 68 |
| Figura 24 – Abertura dos colimadores secundários referente a cada campo simulado. | 69 |
| Figura 25 – Aquisição dos arquivos de PhSp para os campos clínicos. | 71 |
| Figura 26 – Ilustração geométrica da região de voxelização do fantoma. | 72 |
| Figura 27 – Ilustração geométrica da região uniforme do fantoma. | 73 |
| Figura 28 – Modelo computacional do LINAC <i>Varian Clinac 2100 C/D (2D)</i> | 78 |
| Figura 29 – Representação computacional dos componentes do LINAC <i>Varian Clinac 2100 C/D (2D)</i> | 79 |
| Figura 30 – Perfis dosimétricos do modelo de feixe composto pela distribuição uniforme. | 81 |

| | |
|---------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 31 – Perfis dosimétricos do modelo de feixe composto pela distribuição gaussiana.... | 82 |
| Figura 32 – Perfis dosimétricos do campo clínico de 4 cm x 4 cm..... | 85 |
| Figura 33 – Perfis dosimétricos do campo clínico de 10 cm x 10 cm..... | 86 |
| Figura 34 – Perfis dosimétricos do campo clínico de 20 cm x 20 cm..... | 87 |
| Figura 35 – Espalhamento dos fótons no plano X-Y..... | 89 |
| Figura 36 – Fluência planar das partículas..... | 91 |
| Figura 37 – Fluência planar dos componentes do cabeçote do LINAC..... | 93 |
| Figura 38 – Distribuição ZLAST dos fótons..... | 94 |
| Figura 39 – Espectro de energia dos fótons e elétrons..... | 96 |
| Figura 40 – Energia média dos fótons e elétrons..... | 97 |
| Figura 41 – Distribuição angular dos fótons e elétrons..... | 98 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabela 1 – Esquema geral de uso das ferramentas computacionais..... | 60 |
| Tabela 2 – Parâmetros preliminares utilizados pelas distribuições uniforme e gaussiana. | 67 |
| Tabela 3 – Parâmetros globais de simulação assumidos pelas distribuições uniforme e gaussiana..... | 67 |
| Tabela 4 – Parâmetros globais de simulação assumidos por cada campo simulado. | 70 |
| Tabela 5 – Limites da região de voxelização definidos no acoplamento de cada arquivo de PhSp..... | 72 |
| Tabela 6 – Matrizes de voxelização. | 73 |
| Tabela 7 – Valores concedidos aos parâmetros DSURROUND em cada campo simulado. ... | 74 |
| Tabela 8 – Critérios de tolerância atribuídos nas diferentes regiões dos perfis dosimétricos PDD e OAR, considerando a irradiação de uma geometria simples (homogênea). | 75 |
| Tabela 9 – Aspectos gerais das simulações das distribuições modelos..... | 80 |
| Tabela 10 – Erros relativos médios dos modelos de feixes de elétrons primários. | 80 |
| Tabela 11 – Aspectos gerais das simulações dos campos clínicos..... | 83 |
| Tabela 12 – Erros relativos médios das regiões do PDD para todos os tamanhos de campo simulados. | 84 |
| Tabela 13 – Erros relativos médios das regiões do OAR obtidos nas profundidades de 1,5 cm, 5 cm e 10 cm para os campos de tamanhos 4 cm x 4 cm e 10 cm x 10 cm... | 84 |
| Tabela 14 – Erros relativos médios das regiões do OAR obtidos nas profundidades de 1,35 cm, 5 cm e 10 cm para o campo de tamanho 20 cm x 20 cm. | 84 |
| Tabela 15 – Contribuição das partículas na fluência planar do PhSp em $X \simeq 4,44$ cm..... | 90 |
| Tabela 16 – Contribuição dos componentes na fluência dos fótons do PhSp em $X \simeq 4,44$ cm..... | 92 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

| | |
|--------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 2D | Bidimensional |
| 3D | Tridimensional |
| AAPM | <i>American Association of Physicists in Medicine</i> (Associação Americana de Físicos em Medicina) |
| ASCII | <i>American Standard Code for Information Interchange</i> (Código Padrão Americano para Intercâmbio de Informação) |
| BEAMDP | <i>Beam Data Processor</i> |
| BREP | <i>Boundary Representation</i> (Representação por Fronteira) |
| CERN | <i>Conseil Européen pour la Recherche Nucléaire</i> (Organização Europeia para a Pesquisa Nuclear) |
| CM | <i>Component Module</i> (Módulo Componente) |
| CQ | Controle de Qualidade |
| CT | <i>Computed Tomography</i> (Tomografia Computadorizada) |
| DICOM | <i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i> (Imagem Digital e Comunicações em Medicina) |
| DNA | <i>Deoxyribonucleic Acid</i> (Ácido Desoxirribonucleico) |
| EDO | Equação Diferencial Ordinária |
| EDP | Equação Diferencial Parcial |
| EGS | <i>Electron Gamma Shower</i> |
| E.U.A. | Estados Unidos da América |
| FCT | Faculdade de Ciências e Tecnologia |
| FDP | Função Densidade de Probabilidade |
| FWHM | <i>Full Width at Half Maximum</i> (Largura à Meia Altura) |
| GEANT | <i>Geometry and Tracking</i> |
| IAEA | <i>International Atomic Energy Agency</i> (Agência Internacional de Energia Atômica) |

| | |
|-------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| IFPE | <u>I</u> nstituto <u>F</u> ederal de <u>P</u> ernambuco |
| INCA | <u>I</u> nstituto <u>N</u> acional do <u>C</u> âncer |
| ipar | Número de trabalhos paralelos executados na simulação |
| iscore | Número do plano de contagem registrado na simulação |
| istart | Número do trabalho paralelo no qual se inicia as combinações dos arquivos de espaço de fase no <i>software</i> addphsp |
| LANL | <u>L</u> os <u>A</u> lamos <u>N</u> ational <u>L</u> aboratory (Laboratório Nacional de Los Alamos) |
| LDN | <u>L</u> aboratório de <u>D</u> osimetria <u>N</u> umérica |
| LINAC | <u>L</u> inear <u>A</u> ccelerator (Acelerador Linear) |
| MC | <u>M</u> onte <u>C</u> arlo |
| MCE | <u>M</u> odelo <u>C</u> omputacional de <u>E</u> xposição |
| MCNP | <u>M</u> onte <u>C</u> arlo <u>N</u> - <u>P</u> article |
| MCNPX | <u>M</u> onte <u>C</u> arlo <u>N</u> - <u>P</u> article <u>E</u> xtended |
| MET-VIC | <u>M</u> etropolitan- <u>V</u> ickers |
| MLC | <u>M</u> ultileaf <u>C</u> ollimator (Colimador Multifolhas) |
| MRI | <u>M</u> agnetic <u>R</u> esonance <u>I</u> maging (Ressonância Magnética) |
| N _{DOSIMETRIA} | Número de histórias executadas na dosimetria |
| N _{LINAC} | Número de partículas armazenadas no arquivo de espaço de fase |
| NQS | <u>N</u> etwork <u>Q</u> ueueing <u>S</u> ystem (Sistema de Enfileiramento de Rede) |
| NRC | <u>N</u> ational <u>R</u> esearch <u>C</u> ouncil of <u>C</u> anada (Conselho Nacional de Pesquisa do Canadá) |
| OAR | <u>O</u> ff <u>A</u> xis <u>R</u> atio (Relação Fora do Eixo) |
| OMEGA | <u>O</u> tta <u>w</u> a <u>M</u> adison <u>E</u> lectron <u>G</u> amma <u>A</u> lgorithm |
| ORNL | <u>O</u> ak <u>R</u> idge <u>N</u> ational <u>L</u> aboratory (Laboratório Nacional Oak Ridge) |
| PBS | <u>P</u> ortable <u>B</u> atch <u>S</u> ystem (Sistema de Lote Portátil) |

| | |
|-------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------|
| PDD | <i><u>P</u>ercentage <u>D</u>epth <u>D</u>ose</i> (Percentual de Dose em Profundidade) |
| PENELOPE | <i><u>P</u>enetration and <u>E</u>nergy <u>L</u>oss of <u>P</u>ositron and <u>E</u>lectrons</i> |
| PhSp | <i><u>P</u>hase <u>S</u>pace</i> (Espaço de Fase) |
| RAM | <i><u>R</u>andom <u>A</u>ccess <u>M</u>emory</i> (Memória de Acesso Aleatório) |
| RF | <i><u>R</u>adio<u>f</u>requência</i> |
| RT | <i><u>R</u>adio<u>t</u>erapia</i> |
| SAS/MS | <i><u>S</u>ecretaria de <u>A</u>tenção à <u>S</u>aúde do <u>M</u>inistério da <u>S</u>aúde</i> |
| SSD | <i><u>S</u>ource to <u>S</u>urface <u>D</u>istance</i> (Distância da Fonte à Superfície) |
| Tamanho _{DOSIMETRIA} | Tamanho do arquivo de dose |
| Tamanho _{LINAC} | Tamanho do arquivo de espaço de fase |
| Tempo _{DOSIMETRIA} | Tempo decorrido da simulação dosimétrica |
| Tempo _{LINAC} | Tempo decorrido da simulação para aquisição do arquivo de espaço de fase |
| TPS | <i><u>T</u>reatment <u>P</u>lanning <u>S</u>ystem</i> (Sistema de Planejamento de Tratamento) |
| UB | <i><u>U</u>niversitat de <u>B</u>arcelona</i> (Universidade de Barcelona) |
| UNL | <i><u>U</u>niversidade <u>N</u>ova de <u>L</u>isboa</i> |
| UW-Madison | <i><u>U</u>niversity of <u>W</u>isconsin-<u>M</u>adison</i> (Universidade de Wisconsin-Madison) |

LISTA DE SÍMBOLOS

| | |
|-------------------|-------------------------------------------------------------------------|
| D_p | Dose absorvida em um ponto qualquer |
| D_r | Dose absorvida em um ponto de referência |
| $D_{m\acute{a}x}$ | Dose máxima |
| $E_{m\acute{e}d}$ | Energia média dos feixes |
| A_c | Tamanho do campo na superfície do fantoma |
| z | Profundidade |
| z_p | Profundidade em um ponto qualquer |
| $z_{m\acute{a}x}$ | Profundidade de dose máxima |
| $D_{p'}$ | Dose absorvida em um ponto qualquer fora do eixo central |
| D_{eixo} | Dose absorvida em um ponto do eixo central |
| $d_{p'}$ | Distância do eixo central até um ponto qualquer fora do eixo |
| $D_{m\acute{i}n}$ | Dose mínima |
| $s_{\bar{x}}$ | Incerteza estatística |
| x_i | Quantidade pontuada no evento independente i |
| N | Quantidade de eventos totais |
| X^- | Ponto coordenado negativo do eixo X do limite da região de voxelizaao |
| X^+ | Ponto coordenado positivo do eixo X do limite da região de voxelizaao |
| Y^- | Ponto coordenado negativo do eixo Y do limite da região de voxelizaao |
| Y^+ | Ponto coordenado positivo do eixo Y do limite da região de voxelizaao |
| $Z = 0$ | Ponto coordenado Z do limite frontal da região de voxelizaao |
| Z^+ | Ponto coordenado positivo do eixo Z do limite da região de voxelizaao |

SUMÁRIO

| | | |
|----------|--------------------------------------------------------------|-----------|
| 1 | INTRODUÇÃO | 19 |
| 1.1 | OBJETIVO | 21 |
| 1.1.1 | Objetivos Específicos..... | 21 |
| 2 | REVISÃO DE LITERATURA | 23 |
| 2.1 | RADIOTERAPIA..... | 23 |
| 2.1.1 | Evolução Histórica..... | 23 |
| 2.1.2 | Fundamentos e Modalidades | 25 |
| 2.1.3 | Acelerador Linear Médico..... | 26 |
| 2.1.4 | Comissionamento..... | 31 |
| 2.2 | TÉCNICAS MONTE CARLO EM SIMULAÇÕES RADIOTERÁPICAS | 32 |
| 2.2.1 | Métodos Monte Carlo..... | 32 |
| 2.2.2 | Monte Carlo em Transporte de Radiações..... | 33 |
| 2.2.3 | Simulações Aplicadas à Radioterapia..... | 35 |
| 2.3 | MODELAGENS, SIMULAÇÕES E DOSIMETRIAS DO ACELERADOR | 37 |
| 2.3.1 | Modelo Computacional do Acelerador..... | 37 |
| 2.3.2 | Arquivo de Espaço de Fase | 40 |
| 2.3.3 | Fantoma Computacional..... | 41 |
| 2.3.4 | Distribuições Dosimétricas..... | 45 |
| 2.3.4.1 | Percentual de Dose em Profundidade..... | 45 |
| 2.3.4.2 | Perfil de Campo ou Relação Fora do Eixo | 47 |
| 2.3.5 | Sistemas Baseados em EGSnrc..... | 49 |
| 2.3.5.1 | Código Monte Carlo BEAMnrc | 49 |
| 2.3.5.2 | Aplicativo addphsp..... | 52 |
| 2.3.5.3 | <i>Software</i> BEAMDP | 53 |
| 2.3.5.4 | Código Monte Carlo DOSXYZnrc..... | 54 |
| 2.3.5.5 | <i>Software</i> STATDOSE..... | 56 |
| 3 | MATERIAIS E MÉTODOS | 58 |
| 3.1 | MATERIAIS | 58 |
| 3.1.1 | Equipamentos Computacionais..... | 58 |
| 3.1.2 | <i>Softwares</i> Monte Carlo e Aplicativos Específicos | 59 |
| 3.2 | METODOLOGIA..... | 59 |
| 3.2.1 | Descrições de Uso dos Materiais..... | 59 |

| | | |
|--------------|--------------------------------------------------------------------------|------------|
| 3.2.2 | Processo Geral das Simulações Monte Carlo..... | 60 |
| 3.2.2.1 | Modelagem do Cabeçote do Acelerador | 64 |
| 3.2.2.2 | Definição dos Parâmetros Iniciais dos Feixes de Elétrons Primários | 66 |
| 3.2.2.3 | Geração de Arquivos de Espaço de Fase Validáveis..... | 69 |
| 3.2.2.4 | Definição de Geometrias de Irradiação Voxelizáveis | 71 |
| 3.2.2.5 | Dosimetria no Fantoma Computacional de Água..... | 74 |
| 3.2.3 | Análises das Distribuições de Dose..... | 74 |
| 3.2.4 | Avaliações dos Campos | 75 |
| 3.2.4.1 | Critérios Para Decisão da Fonte de Elétrons Primários..... | 76 |
| 3.2.4.2 | Critérios de Validação dos Campos..... | 76 |
| 3.2.5 | Caracterização Espectral da Fonte de Radiações..... | 76 |
| 4 | RESULTADOS E DISCUSSÕES..... | 78 |
| 4.1 | ACELERADOR COMPUTACIONAL..... | 78 |
| 4.1.1 | Estruturação dos Componentes | 79 |
| 4.1.2 | Parâmetros Iniciais dos Feixes de Elétrons Primários..... | 80 |
| 4.1.2.1 | Avaliações dos Modelos de Feixe | 80 |
| 4.1.3 | Dosimetria dos Campos..... | 83 |
| 4.1.3.1 | Avaliações das Distribuições de Dose..... | 84 |
| 4.1.4 | Caracterização Espectral do Campo de 10 cm x 10 cm | 89 |
| 4.1.4.1 | Espalhamento..... | 89 |
| 4.1.4.2 | Fluência Planar das Partículas | 90 |
| 4.1.4.3 | Fluência Planar dos Fótons..... | 92 |
| 4.1.4.4 | Distribuição ZLAST | 94 |
| 4.1.4.5 | Espectro de Energia..... | 95 |
| 4.1.4.6 | Energia Média..... | 96 |
| 4.1.4.7 | Distribuição Angular | 97 |
| 5 | CONCLUSÃO | 99 |
| 6 | PERSPECTIVAS..... | 100 |
| | REFERÊNCIAS..... | 101 |
| | APÊNDICE A – ALGORITMO DO ARQUIVO DE ENTRADA DA | |
| | MODELAGEM E SIMULAÇÃO DO LINAC (CAMPO DE 10 CM X 10 | |
| | CM - DISTRIBUIÇÃO UNIFORME) | 109 |

| | |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| APÊNDICE B – ALGORITMO DO ARQUIVO DE ENTRADA DA MODELAGEM E SIMULAÇÃO DO LINAC (CAMPO DE 10 CM X 10 CM - DISTRIBUIÇÃO GAUSSIANA)..... | 116 |
| APÊNDICE C – ALGORITMO DO ARQUIVO DE ENTRADA DA MODELAGEM E SIMULAÇÃO DO LINAC (CAMPO DE 4 CM X 4 CM - DISTRIBUIÇÃO ADOTADA)..... | 123 |
| APÊNDICE D – ALGORITMO DO ARQUIVO DE ENTRADA DA MODELAGEM E SIMULAÇÃO DO LINAC (CAMPO DE 10 CM X 10 CM - DISTRIBUIÇÃO ADOTADA) | 130 |
| APÊNDICE E – ALGORITMO DO ARQUIVO DE ENTRADA DA MODELAGEM E SIMULAÇÃO DO LINAC (CAMPO DE 20 CM X 20 CM - DISTRIBUIÇÃO ADOTADA) | 137 |
| APÊNDICE F – EXECUÇÃO DE SIMULAÇÃO EM PARALELO | 144 |
| APÊNDICE G – JUNÇÃO DOS ARQUIVOS DE PHSP NO ADDPHSP | 146 |
| APÊNDICE H – ARQUIVO DE CABEÇALHO <i>.JAEAHEADER</i> (CAMPO DE 10 CM X 10 CM - DISTRIBUIÇÃO UNIFORME) | 148 |
| APÊNDICE I – ARQUIVO DE CABEÇALHO <i>.JAEAHEADER</i> (CAMPO DE 10 CM X 10 CM - DISTRIBUIÇÃO GAUSSIANA) | 150 |
| APÊNDICE J – ARQUIVO DE CABEÇALHO <i>.JAEAHEADER</i> (CAMPO DE 4 CM X 4 CM - DISTRIBUIÇÃO ADOTADA) | 152 |
| APÊNDICE K – ARQUIVO DE CABEÇALHO <i>.JAEAHEADER</i> (CAMPO DE 10 CM X 10 CM - DISTRIBUIÇÃO ADOTADA) | 154 |
| APÊNDICE L – ARQUIVO DE CABEÇALHO <i>.JAEAHEADER</i> (CAMPO DE 20 CM X 20 CM - DISTRIBUIÇÃO ADOTADA) | 156 |
| APÊNDICE M – ALGORITMO DO ARQUIVO DE ENTRADA DA DOSIMETRIA (CAMPO DE 10 CM X 10 CM - DISTRIBUIÇÃO UNIFORME)..... | 158 |
| APÊNDICE N – ALGORITMO DO ARQUIVO DE ENTRADA DA DOSIMETRIA (CAMPO DE 10 CM X 10 CM - DISTRIBUIÇÃO GAUSSIANA) | 159 |
| APÊNDICE O – ALGORITMO DO ARQUIVO DE ENTRADA DA DOSIMETRIA (CAMPO DE 4 CM X 4 CM - DISTRIBUIÇÃO ADOTADA)..... | 160 |

| | |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------|
| APÊNDICE P – ALGORITMO DO ARQUIVO DE ENTRADA DA DOSIMETRIA (CAMPO DE 10 CM X 10 CM - DISTRIBUIÇÃO ADOTADA)..... | 161 |
| APÊNDICE Q – ALGORITMO DO ARQUIVO DE ENTRADA DA DOSIMETRIA (CAMPO DE 20 CM X 20 CM - DISTRIBUIÇÃO ADOTADA)..... | 162 |
| ANEXO A – SCRIPT DE SIMULAÇÃO PARALELA (ARQUIVO EGS- PARALLEL.BAT)..... | 163 |

1 INTRODUÇÃO

O câncer é um processo neoplásico representativo de um conjunto de centenas de doenças, que surge devido ao crescimento descontrolado das células, determinantes na formação de tumores malignos (INCA, 2020a). Essa patologia é uma das principais causas de óbitos no mundo. No ano de 2018 representou cerca de 9,6 milhões de mortes e 10,1 milhões de casos registrados (IARC, 2018). No Brasil, dados atualizados do Instituto Nacional do Câncer (INCA) estimam cerca de 625 mil novas ocorrências anuais para o período 2020-2022 (INCA, 2020b). Esses dados, de modo geral, acabam por evidenciar as neoplasias como um dos principais problemas enfrentados pela saúde pública.

Como mecanismos de tratamento do câncer são destacadas a cirurgia, quimioterapia e a radioterapia (RT). O procedimento cirúrgico é o mais antigo e usual para os diferentes tipos de neoplasias, possibilitando a retirada em maior grau da massa tumoral. A quimioterapia, por seu turno, visa à administração de uma ou mais substâncias medicamentosas para auxiliar na destruição das células cancerígenas, podendo ser aplicada por via intravenosa ou oral. Já a RT é uma das mais comuns e importantes técnicas para o tratamento do câncer, baseando-se no uso controlado das radiações ionizantes, objetivando eliminar a região que apresente tecido tumoral (EuCARD, 2013; MOTA; BARROS, 2018).

Estima-se que, cerca de 60% dos recentes casos de neoplasias malignas façam o uso da RT em alguma etapa do processo de tratamento, podendo ser isoladamente ou relacionada a outra metodologia terapêutica, como a quimioterapia e/ou cirurgia, garantindo uma curabilidade mais apropriada ou um melhor efeito paliativo (FERRIGNO, 2013; OLIVEIRA, 2016). Essa estimativa foi estabelecida pela Secretaria de Atenção à Saúde do Ministério da Saúde (SAS/MS) em portaria publicada no ano de 2005 (Nº 741), que previa a necessidade de realizar 600 procedimentos radioterápicos a cada mil novos casos de câncer registrados (BRASIL, 2005). Em 27 de fevereiro de 2014, outra portaria publicada pela mesma secretaria (Nº 140), em especial o artigo 31, determinou os parâmetros mínimos de produção anual de cada estabelecimento de saúde habilitado no país, responsável por uma população de 500 mil habitantes ou 900 casos recentes de câncer/ano (excetuando-se o câncer não melanócito de pele), incumbindo à RT executar 43 mil procedimentos por cada equipamento instalado (BRASIL, 2014; BRASIL, 2015).

Ao longo dos anos, essas políticas instauradas se tornaram imprescindíveis na garantia do acesso oportuno e justo dos pacientes à RT. Essas ações de atenção oncológica firmaram a importância desse método terapêutico, que é em grande parte, substancialmente indispensável

no tratamento de tumores malignos mais proeminentes na população, tais como próstata (29,2%), cólon e reto (9,1%), em homens, e mama (29,7%), cólon e reto (9,2%), em mulheres (FERRIGNO, 2013; INCA, 2020c).

A RT, por sua vez, pode ser dividida em duas modalidades: a braquiterapia, indicada em cerca de 10% a 20% dos pacientes, e a teleterapia, a mais habitual no processo de tratamento, com submissão de 80% dos pacientes (SUNTHARALINGAM; PODGORSK; TÖLLI, 2005). Na teleterapia, a fonte de radiação mais usual baseia-se na aceleração de elétrons através de um tubo eletrificado, intitulado acelerador linear (LINAC – *Linear Accelerator*). As partículas aceleradas dentro do tubo formam feixes de radiação que podem ser enviados ao final de sua extremidade a fim de irradiar diretamente uma dada região de tratamento (terapia com elétrons) ou alvejar o componente denominado alvo (terapia com fótons). Os feixes produzidos nesses aceleradores, bem como, aqueles obtidos de fontes braquiterápicas, são direcionados à região tumoral dos pacientes ao longo de toda a etapa do tratamento. Esse procedimento é o que define o princípio da RT, que de modo geral, visa a administração de doses de radiações minimamente suficiente para destruir as células da região neoplásica, preservando os tecidos sadios.

Na medida em que um indivíduo apresenta em sua estrutura corporal heterogeneidades muito complexas, o grau de dificuldade a qual se sucederá o processo de tratamento será maior, exigindo estruturas computacionais mais sofisticadas para o sistema de planejamento radioterápico (TPS – *Treatment Planning System*) (CAMPOS, 2010). São esses sistemas os responsáveis pelas determinações dos campos de irradiações e energias dos feixes, fundamentais para os cálculos das distribuições de dose, os quais dependerão diretamente de fatores como: finalidade do tratamento, dimensão e profundidade do tumor, proximidade dos tecidos normais e suas tolerâncias (CAMPOS, 2010; SANTOS, 2016; SCAFF, 1997). Ao longo dos anos, foram realizadas melhorias nos componentes de *hardware*, bem como, o desenvolvimento de novas técnicas computacionais que permitiram a elaboração de algoritmos de avaliação de dose mais precisos. Aos poucos, os modernos métodos computacionais foram obtendo maior disseminação nos TPSs, compondo os seus algoritmos de cálculo e ajustando-se dentro das limitações e propósitos das terapias, das mais simples às mais complexas.

Como um dos recursos computacionais de grande destaque, métodos estatísticos denominados Monte Carlo (MC) se tornaram muito preciosos em simulações radioterápicas. Apontados como padrão “ouro” no suporte de algoritmos de cálculo dosimétrico (OLIVEIRA, 2016; VERHAEGEN, 2013), esses métodos são de extrema utilidade na otimização de planejamentos de exposições de caráter clínico e previsão de dose (LEÃO JUNIOR et al.,

2018), apresentando erros relativos entre medidas experimentais e de simulações de até 2% (CHETTY et al., 2007; OLIVEIRA, 2016).

No entanto, esses algoritmos de investigação das distribuições de dose não se restringem apenas aos TPSs. Em simulações com MC na física médica, por exemplo, avaliações dosimétricas também podem ser efetuadas fazendo-se o uso de modelos de fontes de radiações ionizantes e de tecidos moles humanos, que recriam, respectivamente, determinadas configurações de uma fonte real e uma região exposta. O uso desses modelos com a associação de um algoritmo computacional simulador do transporte de radiação integra um conjunto completo do que pode ser intitulado como Modelo Computacional de Exposição (MCE), podendo esse ser aplicado em simulações radioterápicas.

A priori, essas simulações MC que envolvem tratamentos em RT podem ser divididas em duas etapas. A primeira, na construção computacional do LINAC e produção dos feixes de radiações, gerando o arquivo de espaço de fase (PhSp – *Phase Space*); ou seja, a fonte radioterápica. E a segunda, nas avaliações dosimétricas, onde as histórias das partículas armazenadas no arquivo de PhSp são transportados por um algoritmo MC até o modelo no qual se deseja irradiar.

Com a intenção de desenvolvimento dessas etapas de simulações radioterápicas com MC, motivado pela necessidade de obter uma estrutura computacional compatível com o real equipamento de tratamento, útil em exposições clínicas, o exposto trabalho visou construir um modelo do cabeçote do LINAC da fabricante *Varian Medical Systems*.

1.1 OBJETIVO

Desenvolver um modelo computacional de uma fonte radioterápica baseada no LINAC *Varian Clinac 2100* (modelo C/D), com feixes de fótons de potencial nominal 6 MV, e validar seus arquivos de PhSp representativos para os principais campos clínicos utilizados na RT, com o intuito de possibilitar futuros acoplamentos para composição de novos MCEs, aplicáveis em específicas práticas de tratamento.

1.1.1 Objetivos Específicos

- Modelar computacionalmente o cabeçote do LINAC a partir de dados geométricos fornecidos pela fabricante *Varian Medical Systems*.

- Simular os feixes de radiações do LINAC construído e gerar os arquivos de PhSp para os campos de tamanhos: 4 cm x 4 cm; 10 cm x 10 cm e 20 cm x 20 cm.
- Simular os feixes de radiações armazenados em cada um dos arquivos de PhSp para contabilizar em um fantoma computacional de água (dosimetria).
- Analisar as contribuições dosimétricas das simulações realizadas no fantoma e inferir distribuições de dose, tais como: percentual de dose em profundidade (PDD – *Percentage Depth Dose*) e relação fora do eixo (OAR – *Off Axis Ratio*).
- Correlacionar os dados de distribuições de dose das simulações e experimentais, por meio do erro relativo médio, a fim de estabelecer os parâmetros iniciais dos feixes de elétrons primários e validar os campos clínicos.
- Averiguar a qualidade dos feixes de radiações da fonte de tamanho de campo 10 cm x 10 cm.

2 REVISÃO DE LITERATURA

O tópico de revisão de literatura aqui retratado é apoiado em fundamentações teóricas e estudos das bibliografias mais atuais. Por motivo de organização sua estrutura foi dividida em três seções, 2.1, 2.2 e 2.3, com temas relacionados à RT, técnicas de simulação MC com aplicações radioterápicas e modelagens, simulações e dosimetrias do acelerador, respectivamente.

2.1 RADIOTERAPIA

Essa seção aborda os princípios da RT e as subseções discorrem sobre sua evolução histórica, principais fundamentos e modalidades, equipamento mais utilizado e o seu comissionamento.

2.1.1 Evolução Histórica

Alguns cientistas que precederam pouco antes do ano de 1900, trouxeram à tona os primeiros trabalhos nos estudos sobre a radiação, e com esses, os conhecimentos que fundamentaram as bases do que veio a se tornar a RT. Contribuições como de Wilhelm K. Röntgen na descoberta dos raios-X em 1895, Antoine H. Becquerel na evidência da natureza radioativa de determinados materiais em 1896, tais como sulfato duplo de urânio e potássio, e as descobertas dos materiais radioativos polônio e rádio por Marie S. Curie e Pierre Curie em 1898, traçaram a contextualização histórica do desenvolvimento da RT (GIGLIOLI, 2012; MARTINS, 1990).

Os relatos históricos que discorrem sobre o surgimento da RT concedem o seu pioneirismo a Emil H. Grubbè, quando no ano de 1896, em Chicago, submeteu uma paciente com recidiva no câncer de mama a aplicações de raios-X (GIGLIOLI, 2012; MORLOTI, 2007). Logo depois, ao fim do ano de 1896, tentativas de testar a eficácia dos raios-X como terapias surgiram. Na época, não havia razão para que se esperasse alguma ação curativa, o que caracterizava as investidas como de teor experimental. Entretanto, os resultados satisfatórios no tratamento de lesões superficiais de pele e no efeito paliativo de dores ocasionadas por alguns tumores auxiliaram em sua popularização (LOPES, 2007).

Até o início do século XX, os únicos equipamentos que faziam uso de radioisótopos eram as unidades de *teleradium*, que operavam com materiais composto por rádio. Porém, as dificuldades para obtenção desse material, bem como, suas baixas intensidades de radiação gama e os altos custos dos equipamentos, tornaram as práticas terapêuticas mais limitadas (CAMPOS, 2010; SCAFF, 1997).

Foi a partir de 1920, com a criação das unidades de raios-X com potenciais de ortovoltagem, que a possibilidade de tratamentos de tumores mais profundos tornava-se mais próxima. Os aceleradores de ortovoltagem atuavam nos tratamentos radioterápicos com faixas potenciais entre 50 a 300 kVp (MORLOTI, 2007; SCAFF, 1997). Porém, ainda com os significativos avanços, os feixes de raios-X gerados nesses equipamentos apresentavam baixo poder de penetração, o que resultava nas baixas doses a centímetros de profundidade da superfície da pele (MORLOTI, 2007).

Em 1942, um grupo de cientistas liderados por Enrico Fermi, na Universidade de Chicago, demonstrou pela primeira vez, uma reação em cadeia de uma fissão nuclear autossustentável, sendo alcançada de modo controlado (U.S. ATOMIC ENERGY COMMISSION, 1964). Dava-se então a criação do primeiro reator nuclear. Poucos anos mais tarde, em 1948, Frédéric Joliot desenvolvia um reator nuclear para a produção de radioelementos (GIGLIOLI, 2012).

Com o advento desses reatores de produção, a maior disponibilidade de isótopos artificiais permitiu formas terapêuticas mais diversificadas para os tratamentos de cânceres. A utilização de isótopos radioativos de césio e cobalto em intervenções médicas, pouco antes do ano de 1950, marcaram a forma de tratamento e pesquisa das neoplasias. As unidades de RT com cobalto criadas no Canadá no início dos anos 50, por Harold Elford Johns, promoveram um avanço significativo no tratamento de tumores mais profundos, possibilitado com a utilização de fótons de mais altas energias (CAMPOS, 2010; MORENO, 2012; PODGORSK, 2005b). Até então, desde os anos de 1900, os primeiros 50 anos da RT foram consideravelmente marcados por um avanço tecnológico lento, baseando-se principalmente no uso de equipamentos de raios-X, geradores de Van de Graaff e aceleradores betatrons; esse último apontado como vanguardistas no uso de elétrons de alta energia (CAMPOS, 2010; PODGORSK, 2005b; SCAFF, 1997).

Foi então que, em 1953, utilizando um guia de onda acelerado com 3 metros de comprimento para produzir 8 MV de raios-X, um LINAC foi desenvolvido e construído pela MET-VIC (Metropolitan-Vickers). Esse primeiro modelo LINAC de aceleração via ondas eletromagnéticas passava a ser o único no mundo no tratamento de pacientes (THWAITES;

TUOHY, 2006). Desde então, respaldado sobre o mesmo princípio de aceleração de elétrons, a popularidade do LINAC em tratamentos com câncer tornou-se cada vez maior. Hoje, é considerado o principal meio de geração de feixes de megavoltagens no mundo moderno, e tido como o equipamento mais utilizado na RT (CAMPOS, 2010; LOVEROCK et al., 2007).

2.1.2 Fundamentos e Modalidades

A RT moderna é classificada como uma especialidade clínica de propriedade terapêutica que consiste no uso de feixes de radiações em células tumorais do corpo humano, preservando o máximo possível dos tecidos sadios circunvizinhos ao tumor. Ela é fundamentada nas deposições energéticas das partículas que constituem esses feixes, que são absorvidas pelas moléculas e material genético (DNA – *Deoxyribonucleic Acid*) das células doentes, propiciando a destruição total ou inibição do crescimento celular (MORENO, 2012). Como efeito da interação da radiação com a matéria, essas deposições energéticas que ocorrem no processo de tratamento se apresentam de duas maneiras naturalmente distintas: a primeira como resultado das ionizações do meio devido à presença de partículas com carga, como, por exemplo, elétrons e prótons (diretamente ionizante), e a segunda compreendida no entendimento de interações corpusculares, como os raios-X (indiretamente ionizante). O tipo da interação mais proeminente caracteriza a natureza da categoria terapêutica envolvida, podendo ela ser: RT por raios-X, eletronterapia, protonterapia, etc.

Ao passo que a evolução no conhecimento da física das radiações e engenharia ocorreu, crescentes aprimoramentos técnicos se sucederam na RT, o que ao longo do tempo possibilitou a concepção de duas modalidades terapêuticas, sendo-as hoje de bastante relevância para o tratamento de diversos tipos de cânceres, são elas: a braquiterapia e a teleterapia.

O mecanismo de tratamento braquiterápico contemporâneo faz uso de fontes radioativas encapsuladas, utilizadas em contato com os tecidos doentes. Essas fontes são postas a poucos centímetros de distância da região a ser tratada, podendo ser por meio superficial, em cavidades teciduais (intracavitárias) ou dentro dos próprios tecidos (intersticiais). Neoplasias de cabeça, pescoço, próstata, corpo uterino, colo e tecidos moles são aconselhadas para este tipo de tratamento, pois apresenta queda repentina de dose ao redor das estruturas circundantes ao tumor, significando menor dose nos tecidos sadios (CAMPOS, 2010; PÉREZ-CALATAYUD; SERRETA, 2014). Entretanto, a braquiterapia não apresenta tanta homogeneidade em sua distribuição de dose resultante (quando comparada com a teleterapia), o que integralmente

restringe seu emprego apenas nas irradiações de pequenos volumes (PÉREZ-CALATAYUD; SERRETA, 2014).

A teleterapia é considerada a forma mais comum de uso da RT, constituindo atualmente um modelo terapêutico essencial, com submissão de cerca de 80% dos pacientes neoplásicos (MORENO, 2012; PÉREZ-CALATAYUD; SERRETA, 2014; SUNTHARALINGAM; PODGORSK; TÖLLI, 2005). Seu meio de tratamento baseia-se na utilização de fontes de radiações localizadas fora do corpo, posicionadas a uma determinada distância do paciente (CAMPOS, 2010; MORENO, 2012). Suas principais fontes de radiações utilizadas são: os equipamentos de raios-X por ortovoltagem, unidades de cobaltoterapia e LINACs (maior disposição).

2.1.3 Acelerador Linear Médico

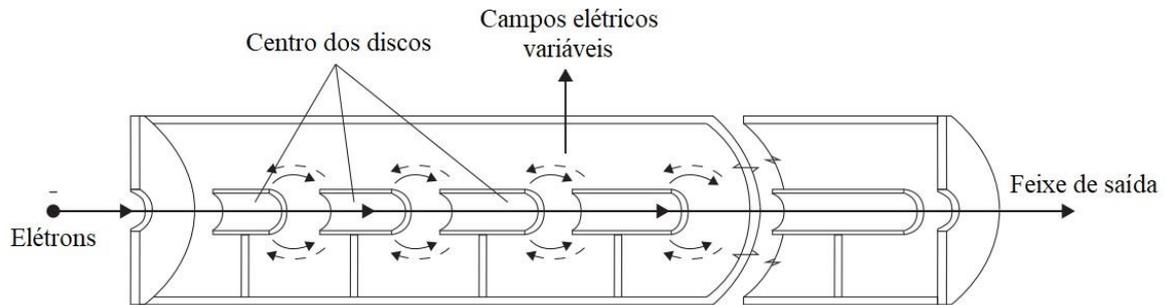
Na medida em que ocorreu a evolução dos LINACs, eles se tornaram o meio de aceleração de elétrons mais utilizado para a produção de feixes de altas energias em RT (YORIYAZ, 2009). Algumas restrições no seu espaço acabaram por limitar as energias cinéticas das partículas emitidas, ocasionando em produções de feixes de radiações com energias que variam de 4 a 25 MeV. Todavia, na prática, essas energias são suficientes para tratamentos satisfatórios (LOVEROCK et al., 2007; PODGORSK, 2005b).

A estrutura de aceleração de um LINAC é constituída de um tubo cilíndrico longo que apresenta uma série de discos com pequenas cavidades em seus centros, de espaçamentos variáveis e imersos no vácuo (SCAFF, 1997). Primordialmente, a aceleração dos elétrons dentro do tubo ocorre devido ao uso de campos não conservativos de micro-ondas por radiofrequência (RF), advindas de equipamentos como *magnetron* (gerador, para energias até 10 MeV) ou *klystron* (amplificador, para energias acima de 10 MeV) (GIGLIOLI, 2012).

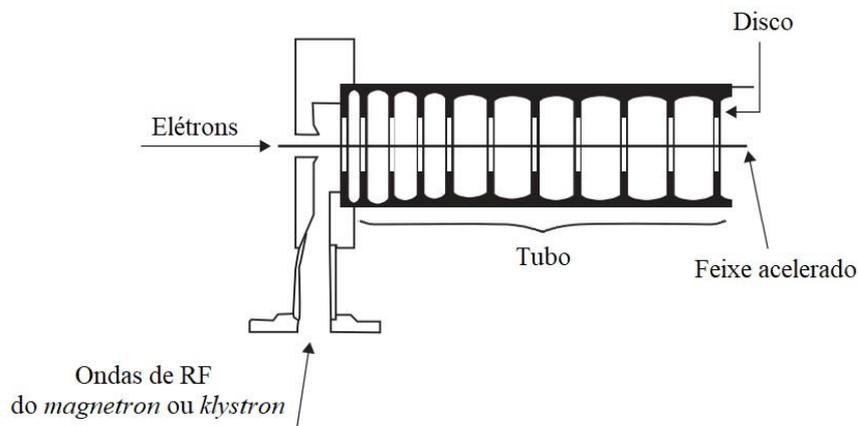
A introdução das micro-ondas de RF no tubo de aceleração, enviadas por meio do guia de onda, induzem a geração de campos elétricos variáveis entre os pares de discos e, conseqüentemente, geram forças elétricas suficientes para as sucessivas acelerações dos elétrons (Figura 1a). Para esse processo, os elétrons (gerados por emissão termiônica) devem ser injetados em sincronismo com as ondas de RF (Figura 1b) (LOVEROCK et al., 2007; SCAFF, 1997). Os elétrons acelerados que saem da extremidade do tubo formam feixes paralelos com aproximadamente 3 mm de diâmetro (SCAFF, 1997). Os LINACs que operam com energias acima de 6 MeV utilizam bobinas geradoras de campos magnéticos nas extremidades de seu equipamento, que servem para curvar os feixes de elétrons e orientá-los

para a irradiação do paciente em qualquer disponibilidade espacial (LOVEROCK et al., 2007). Esses feixes podem ser utilizados diretamente no tratamento com o paciente (RT com feixes de elétrons) ou, alternativamente, podem ser direcionados a um alvo para produzir feixes de fótons (LOVEROCK et al., 2007; PODGORSKAK, 2005b).

Figura 1 – Representação esquemática do tubo de aceleração de um LINAC.



(a)



(b)

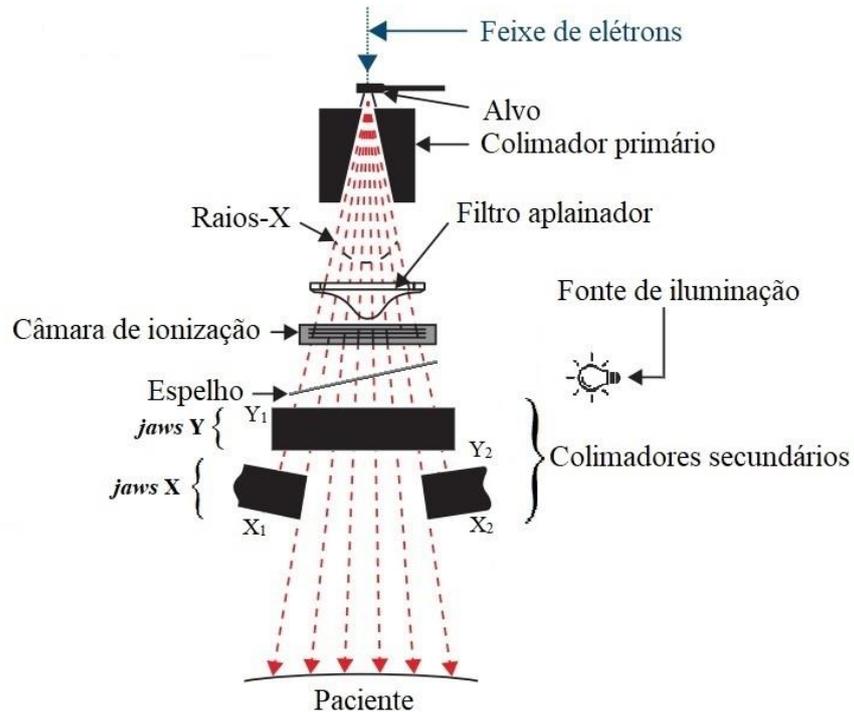
Fonte: Adaptado de PAWLICKI; SCANDERBEG; STARKSCHALL (2016).

(a) Campos elétricos variáveis entre os pares de discos induzindo forças elétricas responsáveis por acelerar os elétrons dentro do tubo. (b) A injeção das ondas de RF é dada em sincronismo com os elétrons introduzidos no tubo de aceleração.

Em especial, na terapia com fótons, a produção dos feixes de radiações é viabilizada devido à focalização dos feixes de elétrons em um alvo fixo de número atômico alto. Seu princípio está na perda de energia cinética por grande parte desses elétrons, em consequência da interação com o material que compõe o alvo, o que ocasiona em produção de radiação *bremsstrahlung*. O alvo, por sua vez, integra uma estrutura repleta de componentes que influenciam na produção, modelagem, localização e monitoramento dos feixes clínicos de fótons (PODGORSKAK, 2005b). Essa estrutura é denominada cabeçote do LINAC (Figura 2), o qual é composto por uma blindagem espessa com material de alta densidade, em geral chumbo

ou liga de chumbo-tungstênio (MORLOTI, 2007). Além do alvo, os componentes básicos que constituem o cabeçote do LINAC são: filtro aplainador, câmara de ionização, fonte de iluminação, espelho e colimadores primário e secundários.

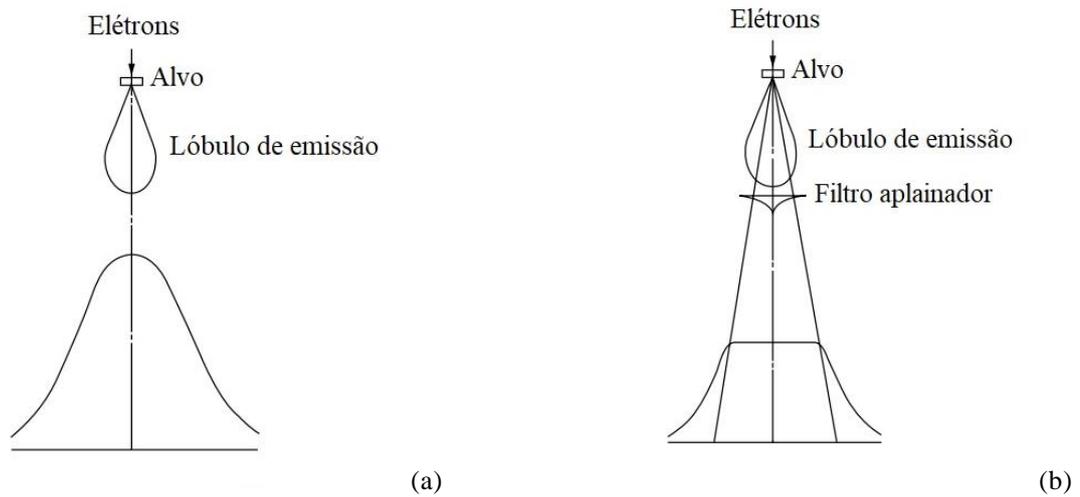
Figura 2 – Desenho esquemático dos principais componentes do cabeçote de um LINAC utilizado na terapia com fótons.



Fonte: Adaptado de KHAN; GIBBONS (2014).

No LINAC, o alvo é constituído normalmente por tungstênio (SCAFF, 1997). Como a aceleração dos elétrons nesse equipamento ocorre em intervalos potenciais de megavoltagens, os fótons de alta energia produzidos apresentam uma maior concentração de fluência energética na parte central e menor intensidade nas bordas laterais do campo. Desta maneira, é necessária a homogeneização espacial da fluência energética, de modo que os feixes de fótons direcionados sob o eixo de irradiação sejam energeticamente uniformes com relação aos feixes das bordas. Para isso, faz-se o uso do filtro aplainador (ou achatador), que tem por objetivo modular a intensidade dos feixes, tornando sua secção transversal energeticamente distribuída (Figura 3). De modo geral, o filtro aplainador é circularmente simétrico e pode ser constituído por materiais metálicos como tungstênio, chumbo, aço, alumínio, cobre ou combinações desses (GIGLIOLI, 2012; LOVEROCK et al., 2007; MORLOTI, 2007; SCAFF, 1997; OLIVEIRA, 2016).

Figura 3 – Fluência dos fótons no cabeçote do LINAC.



Fonte: Adaptado de LOVEROCK et al. (2007).

Distribuição energética dos feixes (a) sem filtro aplainador. (b) com filtro aplainador.

Logo abaixo do alvo e do filtro aplainador situa-se a câmara de ionização. No cabeçote, apresentam-se duas câmaras monitoras fixas que são independentes e responsáveis na garantia da prescrição de dose desejada. Em geral, as câmaras são do tipo de transmissão de placas paralelas e objetivam monitorar parâmetros como taxa de dose, dose total e simetria do feixe, além de serem responsáveis pelo desligamento do sistema do equipamento (caso a dose prescrita seja completada) (MORLOTI, 2007; SCAFF, 1997).

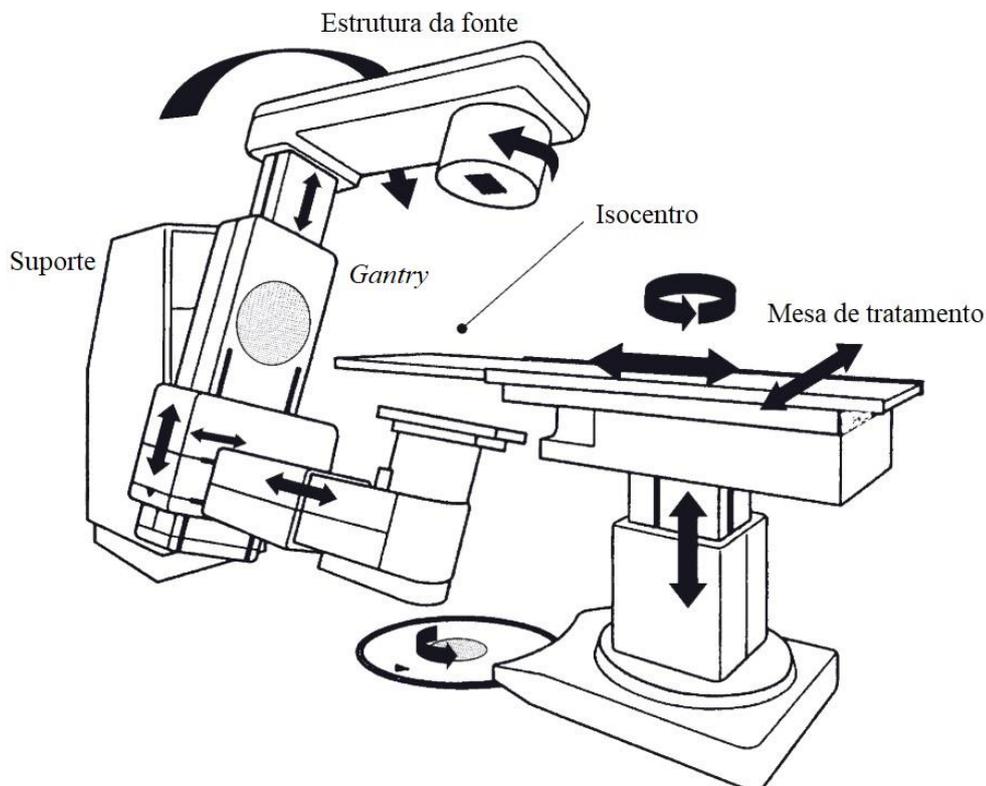
Já a fonte luminosa é utilizada para verificar os limites úteis dos feixes de radiações produzidos pelo equipamento, sendo constituída por uma lâmpada localizada fora do campo das radiações. Seus feixes de luz quando direcionados ao espelho refletem a imagem dos mesmos caminhos dos feixes de radiações da máquina (LOVEROCK et al., 2007).

O sistema de colimação básico do equipamento é dividido em duas partes: primária e secundária. Seu objetivo principal está na garantia de que apenas parte necessária do paciente seja irradiada, possibilitada com a limitação espacial dos feixes de radiações (LOVEROCK et al., 2007; PODGORSK, 2005b). Em geral, os materiais componentes dos colimadores são constituídos por tungstênio e/ou chumbo (apenas os secundários) (LOVEROCK et al., 2007; OLIVEIRA, 2016). O colimador primário é fixo e localiza-se entre o alvo e o filtro aplainador, exibindo uma geometria com abertura cônica, com um lado da extremidade apontado para as bordas do alvo e a outra sobre o filtro. É esse primeiro sistema de colimação que define o maior tamanho de campo circular disponível (PODGORSK, 2005b). Os colimadores secundários são constituídos por pares de mandíbulas (*jaws*) e localizam-se já ao final do cabeçote. Os pares

de *jaws* são rotulados de X (X_1 , X_2) e Y (Y_1 , Y_2), organizados um acima do outro e perpendiculares entre si (LOVEROCK et al., 2007; OLIVEIRA, 2016). Essa segunda estrutura de colimação define uma abertura de campo quadrada ou retangular.

Com intuito de realizar o tratamento dos pacientes em diferentes direcionamentos, os LINACs (Figura 4) são construídos de tal modo que a estrutura do cabeçote (fonte), montada em uma base denominada *gantry*, possa girar por 360° ao redor de um eixo horizontal (eixo do *gantry*). O eixo dos feixes de radiações rotaciona na medida em que a estrutura do cabeçote gira com a base do *gantry*, movendo-se sempre dentro de um plano vertical perpendicular ao plano da mesa de tratamento. A intersecção pontual desse eixo com o eixo de rotação do *gantry* é definida como isocentro, o qual apresenta cerca de 100 cm de distância da fonte radioterápica (SSD – *Source to Surface Distance*) (KHAN; GIBBONS, 2014; LOVEROCK et al., 2007).

Figura 4 – Desenho esquemático da estrutura de um equipamento de RT.



Fonte: Adaptado de NEEDHAM (2009).

Possíveis movimentações da estrutura da fonte e da mesa de tratamento, e ilustração do ponto de intersecção do eixo do feixe central com o eixo de rotação do *gantry* (isocentro).

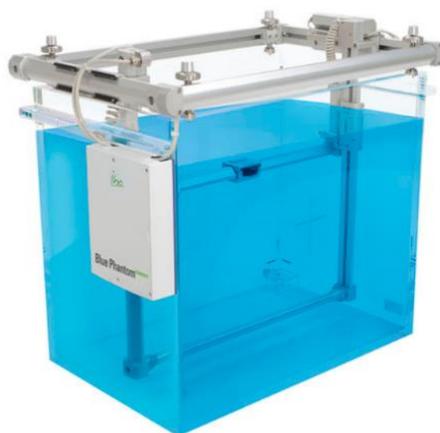
2.1.4 Comissionamento

O comissionamento é uma das partes mais importantes de todo o programa de controle de qualidade (CQ) do tratamento radioterápico (IAEA, 2004). Para o TPS, o comissionamento constitui um conjunto de procedimentos que asseguram seu estado operacional estável. Esse conjunto de procedimentos envolve testes que verificam as funcionalidades do sistema, averiguando as capacidades e limitações do algoritmo de cálculo de dose em reproduzir medidas dosimétricas (BATISTA, 2010; IAEA, 2004; OLIVEIRA, 2016).

Os testes de comissionamento dos parâmetros físicos do LINAC incluem a inserção dos dados geométricos e dosimétricos no TPS com o intuito de definir a máquina de tratamento e caracterizar os feixes de uso clínico. Essas práticas permitem analisar o funcionamento adequado do *software*, de modo a assegurar que a distribuição de dose entregue a um paciente seja condizente com o que foi estabelecido no planejamento radioterápico (LI; MA, 2013; PETCHEVIST, 2015).

Para calibração dos feixes de radiações produzidas pelo acelerador, sejam eles fótons ou elétrons de megavoltagens, recomenda-se o uso de um fantoma físico de água (Figura 5), pois a água apresenta propriedades de absorção e dispersão de radiações semelhantes aos dos músculos e outros tecidos moles, além de sua disponibilidade universal com propriedades de radiações reprodutíveis (HORTON, 2005; KHAN; GIBBONS, 2014).

Figura 5 – Fantoma físico utilizado no CQ em RT.



Fonte: <http://www.medicalexpo.com>.

Fantoma usado em calibrações de feixes de radiações em RT. O dispositivo exibido como exemplo é o fantoma *Blue Phantom Compact*, da *Iba Group*.

O fantoma de água possui uma câmara de ionização que pode ser controlada remotamente, sendo responsável por varrer toda a região volumétrica e averiguar as distribuições de dose (PDD e OAR) geradas das irradiações (PETCHEVIST, 2015). O detector no tanque de água apresenta boa concordância na relação sinal-ruído, com precisão de 1 mm nas medidas (ROSENBERG, 2007). Toda análise deve ser feita com um número grande de pontos medidos, com PDD aferido para diferentes tamanhos de campo e OAR analisado em distintas profundidades e variadas dimensões de campos (BARBOSA, 2011; OLIVEIRA, 2016; PETCHEVIST, 2015; ROSENBERG, 2007). A SSD definida como padrão é de 100 cm.

Contudo, a praticidade dessas medições por vezes pode apresentar alguns problemas, visto que câmaras de ionização e outros meios de detecção são afetados quando usados na água. Uma das alternativas para contornar isso é usando um envoltório plástico fino (equivalente à água) ao redor do sistema de detecção ou aplicando detectores que sejam projetados para imersão direta na água. Por outro lado, no caso em que não haja essas possibilidades, o emprego de simuladores sólidos como substitutos da água se faz necessário (KHAN; GIBBONS, 2014). Materiais como poliestireno, acrílico, plástico e água sólida são os meios sólidos mais práticos equivalentes à água (HORTON, 2005).

2.2 TÉCNICAS MONTE CARLO EM SIMULAÇÕES RADIOTERÁPICAS

Essa seção apresenta descrições acerca dos assuntos relacionados às técnicas MC em simulações na RT. As subseções seguintes estão organizadas em temas como as técnicas MC, os códigos de uso em transporte de radiações e suas aplicações na RT.

2.2.1 Métodos Monte Carlo

Os métodos MC surgiram por volta da década de 1940, durante a Segunda Guerra Mundial, quando uma classe de métodos matemáticos era utilizada pela primeira vez por cientistas que trabalhavam no desenvolvimento de armas nucleares em Los Alamos, Estados Unidos da América (E.U.A.). Seu impulsionamento foi permitido devido ao início dos computadores digitais e contribuições de pesquisadores como John V. Neumann, Enrico Fermi, Stanislaw M. Ulam e Nicholas C. Metropolis (KALOS; WHITLOCK, 2008).

MC pode ser descrito como um método estatístico, o qual faz uso de uma sequência de números aleatórios para realizar uma simulação de um processo estocástico de interesse (YORIYAZ, 2009). Pode-se entender sistema estocástico como uma sequência de estados cuja

mecânica de evolução se dá por meio de eventos aleatórios. Sendo assim, ao invés de descrições exatas do sistema, com Equações Diferenciais Ordinárias (EDOs) ou Equações Diferenciais Parciais (EDPs), os processos físicos devem ser caracterizados por Funções Densidade de Probabilidade (FDPs) (KALOS; WHITLOCK, 2008; YORIYAZ, 2009).

As simulações dessas técnicas são qualificadas pela sua busca nas boas estimativas do valor exato de um problema, possibilitadas pelos números suficientemente grandes de amostragens processadas (YORIYAZ, 2009). MC é a representação da tentativa de modelar a natureza por meio de simulação direta, permitida pelo conhecimento da dinâmica essencial do sistema em questão (BIELAJEW, 2013).

2.2.2 Monte Carlo em Transporte de Radiações

As simulações por métodos MC utilizam as FDPs das interações das radiações com a matéria para realizar modelagens numéricas de sistemas físicos reais. As leis das interações físicas quando processadas de modo aleatório e repetido no sistema computacional, reproduzem a dinâmica de evolução desses sistemas, convergindo numericamente para os meios, momentos e variações estimadas (BIELAJEW, 2013).

Os feixes das radiações gerados nas simulações são compostos por uma grandiosa quantidade de partículas. A sequência de traços, roteirizada pela trajetória individual da partícula, define a sua história. Cada traço é finalizado com um evento de interação que pode fazer com que a partícula perca energia, mude de direção e/ou produza partículas secundárias (OLIVEIRA, 2016). Seções de choque determinam o tipo de mecanismo envolvido na interação simulada e descrevem a nova mecânica da partícula resultante após essa interação. A consideração de existência das histórias é dada até que elas sejam completamente absorvidas pelo meio, deixem uma região de interesse definida ou sejam rejeitadas por um limite de energia, estabelecido como corte (CAMPOS, 2010). Na medida em que a abordagem simulada apresenta uma maior quantidade de histórias processadas, melhora-se o comportamento médio do sistema e consequentemente as grandezas macroscópicas que as descrevem. Isso, como em todo tratamento estocástico, resulta em menores erros estatísticos das grandezas de interesse, qualificando de modo mais preciso a simulação realizada (CAMPOS, 2010; YORIYAZ, 2009).

Atualmente existem vários códigos de simulações do transporte de radiações que fazem uso de métodos MC, tanto de propósitos gerais quanto específicos, e muitos deles disponibilizados gratuitamente. Os principais códigos com aplicabilidade na área de física médica foram desenvolvidos propriamente por grandes instituições como o Conselho Nacional

de Pesquisa do Canadá (NRC – *National Research Council of Canada*), Organização Europeia para a Pesquisa Nuclear (CERN – *Conseil Européen pour la Recherche Nucléaire*), Laboratório Nacional de Los Alamos (LANL – *Los Alamos National Laboratory*) e Universidade de Barcelona (UB – *Universitat de Barcelona*), referentes respectivamente aos códigos EGSnrc, GEANT, MCNP e PENELOPE (CASSOLA, 2011; OLIVEIRA, 2016; SANTOS, 2016; YORIYAZ, 2009). As informações contidas abaixo explicam as características mais gerais sobre esses sistemas.

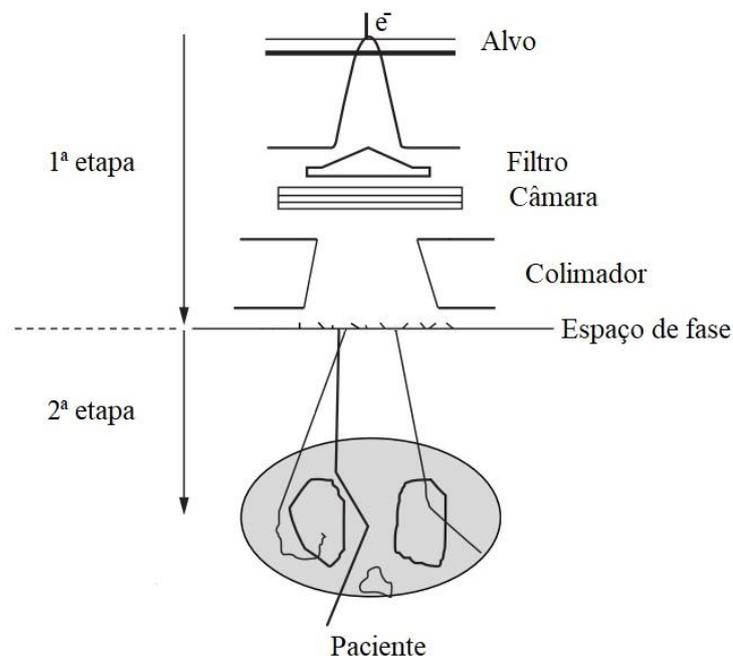
- O EGSnrc (*Electron Gamma Shower*) (KAWRAKOW et al., 2020) é um pacote de propósito geral no transporte acoplado de elétrons e fótons. Ele é uma versão melhorada e estendida do EGS4, e no presente momento apresenta em suas simulações uma faixa dinâmica de energia que varia de 1 keV a várias centenas de GeV. Atualmente é considerado o *software* de maior difusão em simulações MC aplicadas à física médica, com milhares de citações a seu respeito (KAWRAKOW, 2000; NAHUM, 2007).
- O GEANT (*Geometry and Tracking*) (AGOSTINELLI et al., 2003) é um conjunto de ferramentas que simulam o transporte de partículas através da matéria. A ampla funcionalidade do seu sistema permite incluir processos físicos eletromagnéticos, ópticos e hadrônicos, com ampla coleção de partículas e materiais, com faixas de energia que variam entre 250 eV até ordens de TeV. Seu uso tem grande aplicação em física de partículas, física nuclear, modelagem de aceleradores, engenharia espacial e física médica.
- O MCNP (*Monte Carlo N-Particle*) (BRIESMEISTER, 2000) é um sistema MC de uso geral para transporte de nêutrons, fótons e elétrons, com energia contínua, geometria generalizada e temporalmente dependente. As simulações das partículas podem ser efetuadas de modo isolada ou acopladas. As faixas de energia para feixes de fótons e elétrons compreendem entre 1 keV a 10^3 MeV, enquanto para nêutrons encontra-se no regime de 10^{-11} MeV até 20 MeV. Como uma versão estendida, o código MCNPX (*Monte Carlo N-Particle Extended*) engloba geometrias para o transporte contínuo de energia, apresentando cerca de 34 tipos de partículas, com variações de energia da ordem de TeV. Seu uso tem muitas aplicações e incluem dosimetria, blindagem de reatores, transporte de plasma, terapias médicas, etc. (MCKINNEY et al., 2006).

- O PENELOPE (*Penetration and Energy Loss of Positron and Electrons*) (SALVAT et al., 1996) é um *software* que apresenta pacote de geometria simplificada para simulações MC do transporte aleatório de fótons, elétrons e pósitrons em materiais arbitrários. Esses materiais, por sua vez, são compostos pelo sistema como delimitações de superfícies quádricas, tais como planos, cilindros, esferas, etc. A versão de 2011 desse código (SALVAT; FERNÁNDEZ-VAREA; SEMPAU, 2011) conta com a disponibilidade de partículas com amplo alcance de energia, com intervalo de centenas de eV até cerca de 1 GeV.

2.2.3 Simulações Aplicadas à Radioterapia

De modo geral, as simulações MC aplicadas à RT são possibilitadas mediante o uso de uma fonte de radiação, geometria de irradiação e o código MC simulador do transporte das radiações, suas interações com a matéria e avaliações de dose. Para LINACs, todo o processo de simulação é comumente retratado em duas etapas, conforme exibido na Figura 6 e descrito na sequência:

Figura 6 – Ilustração das etapas das simulações MC na RT para LINACs.



Fonte: Adaptado de NAHUM (2007).

- 1ª etapa – A modelagem geométrica dos componentes do cabeçote da fonte e a caracterização dos parâmetros físicos das partículas primárias são realizadas. É definido o quantitativo das histórias que devem ser simuladas e estabelecido o plano de contabilização das partículas resultantes da fonte em uma dada região de interesse. Com isso, é possível produzir pela simulação MC os feixes clínicos do LINAC e gerar o arquivo de PhSp em uma região determinada (ROGERS; WALTERS; KAWRAKOW, 2020).
- 2ª etapa – As partículas pontuadas no plano de contabilização (PhSp) são definidas como mais uma fonte de radiação (armazenada em um único arquivo). Essa fonte é utilizada para uma nova fase de simulação MC com o intuito de irradiar o objeto geométrico (fantoma computacional) e efetuar a dosimetria numérica. As partículas do PhSp, transportadas pelo algoritmo MC e contabilizadas no fantoma, tem suas deposições energéticas averiguadas por um *software* de análise a fim de avaliar as distribuições de dose geradas na simulação do processo de tratamento.

Baseando-se no uso de algoritmos de transporte de radiações por métodos MC e seguindo as etapas das simulações aplicadas a tratamentos em RT, alguns trabalhos com emprego de LINACs surgiram para CQ de TPSs e aplicações terapêuticas específicas com modelos computacionais validados.

Campos (2010) modelou a estrutura de um cabeçote do LINAC da *Varian Clinac 2300* (modelo C/D), empregado para feixes de elétrons de 9 a 20 MeV, e realizou simulações MC utilizando o *kit* de ferramentas EGSnrc. Dados das distribuições de dose obtidos das simulações foram comparados com medidas experimentais e medidas do algoritmo de cálculo do TPS Eclipse (instalado no INCA). A finalidade do trabalho foi averiguar a qualidade do planejamento realizado pelo TPS, avaliando sua capacidade e exatidão em situações clínicas complexas.

Giglioli (2012) apresentou um trabalho sobre as distribuições de dose para pontos localizados fora do eixo central dos feixes de radiações, realizado em procedimentos radioterápicos aplicados a campos irregulares e alargados. O objetivo foi de compreender a natureza de alguns perfis de dose e contribuir na otimização das doses entregues aos tecidos sadios adjacentes ao tumor. O estudo de casos clínicos (a exemplo do linfoma de Hodgkin) foi possibilitado devido à validação de um modelo genérico do LINAC da *Varian*, baseado em feixes de fótons de 6 MV. O modelo foi construído com o código MCNP e validado a partir de dados experimentais com câmaras de ionização.

Oliveira (2016) desenvolveu um sistema computacional denominado Quimera, baseado no código GEANT. O sistema desenvolvido continha uma *interface* gráfica e três aplicativos MC. Em um desses aplicativos (qLinacs) foi modelado o LINAC da *Varian Clinac 2100* (modelo C/D) de 6 MV, para feixes de fótons, e um sistema de colimação multi-folhas (MLC – *Multileaf Collimator*) da *Varian Millennium 120-leaf*. Perfis de distribuições de dose foram obtidos em um outro utilitário (qMATphantoms) MC do próprio sistema, já autenticado, e comparados com medidas experimentais, resultando na validação da modelagem computacional construída.

2.3 MODELAGENS, SIMULAÇÕES E DOSIMETRIAS DO ACELERADOR

Essa seção descreve os itens necessários para a realização das modelagens, simulações e dosimetrias de um LINAC com aplicação na RT. As subseções seguintes explanam com detalhes sobre a estrutura do cabeçote do LINAC, arquivo de PhSp, fantoma computacional, perfis dosimétricos úteis no processo de validação e os principais códigos suportados no pacote de propósito geral no transporte de radiações EGSnrc.

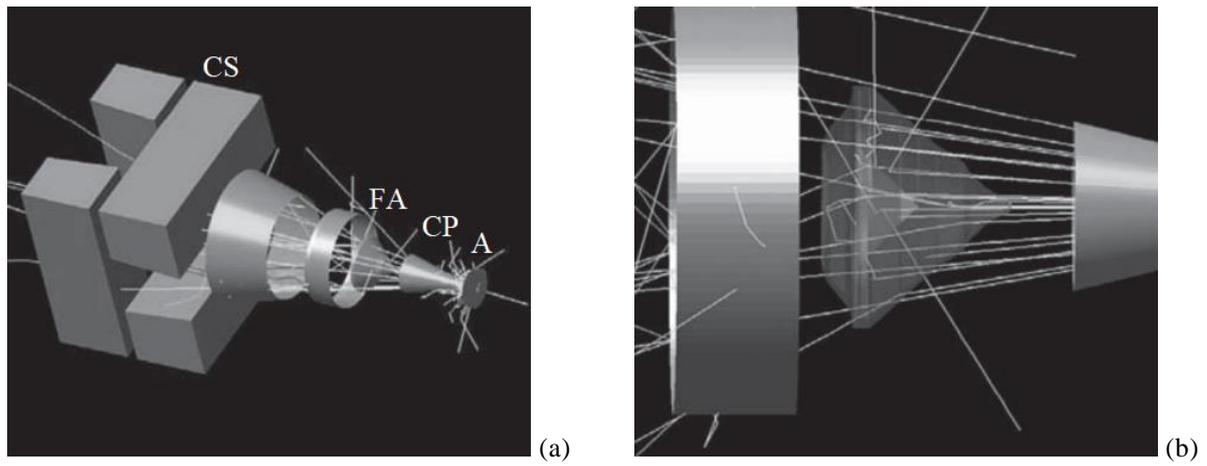
2.3.1 Modelo Computacional do Acelerador

Para a modelagem de um acelerador é necessário que se conheça com detalhes cada um de seus componentes, a fim de realizar uma simulação MC com desempenho fidedigno ao tratamento real. Cada fabricante compõe de maneira muito distinta a estrutura interna do cabeçote do LINAC, que pode apresentar, ou não, determinada peça ou meio material em sua composição. Apesar disso, existem determinados elementos que são considerados padrões na constituição desses cabeçotes, e são esses os que devem ser requeridos para integrar o modelo computacional. São eles: alvo, colimador primário, filtro aplainador, câmara de ionização, espelho e colimadores secundários. Os parâmetros para disposição, tamanho, geometria e materiais dos componentes do cabeçote modelado devem ser adquiridos junto ao seu fabricante (OLIVEIRA, 2016; VERHAEGEN, 2013; VERHAEGEN; SEUNTJENS, 2003).

O alvo, colimador primário e filtro aplainador constituem as partes do cabeçote que são mais sensíveis aos feixes de radiações de fótons, sendo influenciadores diretos na forma como as distribuições energéticas desses feixes simulados são estabelecidas (LEÃO JUNIOR et al., 2018; SHEIKH-BAGHERI; ROGERS, 2002; VERHAEGEN, 2013). Os outros componentes do cabeçote apresentam menores contribuições nas características dos feixes de radiações, o

que por vezes pode ocasionar em suas omissões na construção do modelo, como regularmente acontece para a câmara de ionização e espelho (GIGLIOLI, 2012; VERHAEGEN, 2013). Um exemplo típico do modelo de um LINAC é ilustrado na Figura 7, em que no item (a) é possível visualizar os componentes representativos do cabeçote e as trajetórias descritas pelos feixes de radiações, e no item (b) verificar o efeito da atenuação dos fótons após as interações com o filtro aplainador.

Figura 7 – Exemplo de um modelo computacional de um LINAC para feixes de fótons.



Fonte: Adaptado de VERHAEGEN (2013).

(a) Alguns dos principais componentes do cabeçote são indicados na imagem, como o alvo (A), colimador primário (CP), filtro aplainador (FA) e colimadores secundários (CS). (b) Registro detalhado das interações dos feixes das radiações no FA. Salienta-se a geometria descrita para esse componente, com uma estrutura semitransparente e com um cone inscrito dentro de outro cone.

Além do conhecimento detalhado dos componentes do cabeçote, é necessário determinar os parâmetros físicos dos feixes de elétrons primários que incidem sobre o alvo, pois os erros de simulação associados a eles geram inexatidões nos cálculos de dose (MAGED MOHAMMED et al., 2018). Nas práticas clínicas, o trabalho investigativo desses parâmetros é uma tarefa complicada, visto que alterações (físicas) nas características dos feixes são naturais depois de uma longa solicitação de uso do acelerador (LEÃO JUNIOR et al., 2018). Em geral, os principais parâmetros que devem ser determinados são a energia média e tamanho focal, cruciais para simulação de um LINAC por método MC (CHARLES et al., 2014; CHETTY et al., 2007; MORENO, 2012; OLIVEIRA, 2016; VERHAEGEN, 2013; VERHAEGEN; SEUNTJENS, 2003). Para efetuar a análise do comportamento desses feixes, uma das estratégias adotada é deduzir a energia primária e configurar as distribuições de intensidades radial e angular dos elétrons incidentes. Esse ajuste se dá em um processo de tentativa e erro, até que haja uma melhor concordância entre as doses simuladas e medidas em profundidade na

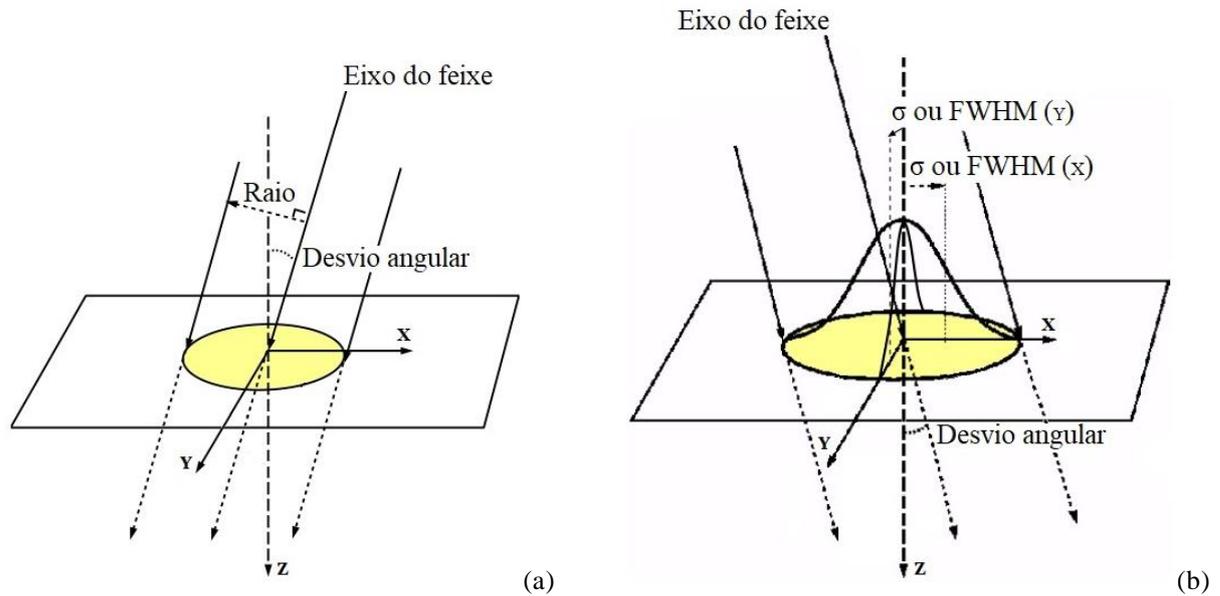
água. Nas simulações MC, esses parâmetros são caracterizados pelo desvio-padrão (σ) e/ou largura à meia altura (FWHM – *Full Width at Half Maximum*) (GIGLIOLI, 2012; NAHUM, 2007; OLIVEIRA, 2016).

Moreno (2012) utilizou um processo iterativo para determinar a energia média e o tamanho focal de feixes circulares e paralelos (distribuição uniforme) de elétrons primários empregados na simulação de um LINAC. Considerando o processo de tentativa e erro, mas partindo de uma premissa inicial, a autora repetiu variadas combinações de energia e raio com o intuito de avaliar a compatibilidade dos dois parâmetros na melhor estimativa das distribuições de dose calculada com as medidas experimentais. Essas proposições iniciais usadas foram baseadas no estudo realizado por Sheikh-Bagueri e Rogers (2002). O trabalho dos autores resultou no desenvolvimento da técnica de derivação de melhores estimativas da distribuição energética e intensidade radial de feixes de elétrons primários, além de sua aplicação a nove feixes de LINACs de fabricantes como *Varian, Elekta e Siemens*, incluindo o LINAC de 6 MV construído pela autora.

Apesar dos feixes de elétrons com distribuições uniformes serem considerados boas aproximações como fonte primária para as simulações, sabe-se que a caracterização real dessa fonte não possui esse tipo de tratamento físico. Algumas investigações experimentais com espectrômetro magnético (MACPHERSON; ROSS, 1998) já evidenciaram que as distribuições desses feixes apresentam formas irregulares e inclinações gaussianas, com valor de FWHM igual a 1% de sua energia nominal (SHEIKH-BAGUERI et al., 2000). Pensando nisso, Bencheikh e colaboradores (2017) objetivaram construir um modelo geométrico de um cabeçote de LINAC mais realista possível. Os autores foram responsáveis por arquitetar computacionalmente um acelerador, para feixes de fótons (6 MV), que fez uso de uma distribuição com tendência gaussiana para representar o modelo de feixes de elétrons primários. Nesse caso, a caracterização eletrônica do tipo de feixe moldado foi realizada por meio de parâmetros como energia média, tamanho radial e dispersão angular média. Por fim, os resultados desse trabalho indicaram desvios relativos de 1% quando comparados os dados de distribuições de dose das simulações com experimentais.

A Figura 8 ilustra intuitivamente as principais características físicas dos dois modelos de feixes de elétrons primários utilizados nos trabalhos de Moreno (2012) e Bencheikh e colaboradores (2017), referentes as distribuições uniforme e gaussiana, nessa ordem.

Figura 8 – Distribuições uniforme e gaussiana dos feixes de elétrons primários.



Fonte: Adaptado de ROGERS; WALTERS; KAWRAKOW (2020).

(a) Distribuição uniforme. Caracterizada pela energia média, tamanho radial e desvio angular. (b) Distribuição gaussiana. Caracterizada pela energia média, σ e/ou FWHM para os eixos X e Y e desvio angular.

2.3.2 Arquivo de Espaço de Fase

O PhSp é um arquivo que contém as informações relativas a cada partícula individual emergente de uma fonte de tratamento radioterápica que atravessa um plano de contagem definido. Sua coleção de dados inclui propriedades como energia, espécie da partícula, posição, direção, progenitura e peso estatístico. Os dados das partículas contidos no arquivo de PhSp podem ser utilizados para simular a fonte de tratamento, no qual é possível modelar feixes de radiações ionizante por simulação MC completa (IAEA, 2006; ROGERS et al., 1995).

O relatório técnico INDC(NDS)-0484 da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA – *International Atomic Energy Agency*) (IAEA, 2006) apresenta o formato padrão que foi estabelecido para as variáveis do PhSp. Para fins de consistência, as informações do PhSp foram divididas em dois tipos de arquivos: o arquivo de dados (*.IAEaphsp*) e o arquivo de cabeçalho (*.IAEAheader*). O arquivo de dados consiste no registro usual de dados de cada partícula contabilizada no plano de contagem, enquanto o cabeçalho, formatado em ASCII¹, exibe algumas informações obrigatórias e outras opcionais, tais como: tamanho do arquivo *.IAEaphsp*, comprimento de um registro de PhSp em *bytes*, números de histórias primárias usadas, números total de partículas registradas, coordenadas (mínimas e máximas), pesos

¹ Abreviação de *American Standard Code for Information Interchange*. É um sistema que padroniza códigos numéricos em uma escala de 0 a 127 para caracteres alfanuméricos (letras, sinais, números e acentos).

(mínimos, máximos e total), energias (mínimas, médias e máximas) das partículas, etc. (ROGERS; WALTERS; KAWRAKOW, 2020).

As incertezas obtidas nas distribuições de dose de um PhSp utilizado como fonte estão intrinsecamente ligadas as flutuações estatísticas das contabilizações das partículas no plano de contagem. A essas contribuições, Sempau e colaboradores (2001) chamaram de variância latente. Além disso, contribuições oriundas da natureza aleatória do transporte de radiações do sistema também surgem como pontos determinantes para o aumento da incerteza nos cálculos de dose (WALTERS; KAWRAKOW; ROGERS, 2002). Como regra geral para diminuição das incertezas, o relatório da IAEA indica o uso de 10 mil partículas primárias por unidade de área de interesse, para que se obtenha uma incerteza em torno de 1%. Para os campos de terapias de radiações, o número mínimo de partículas que devem ser adotadas por unidade de área (mm^2) é de 2,5 mil no plano do isocentro (IAEA, 2006).

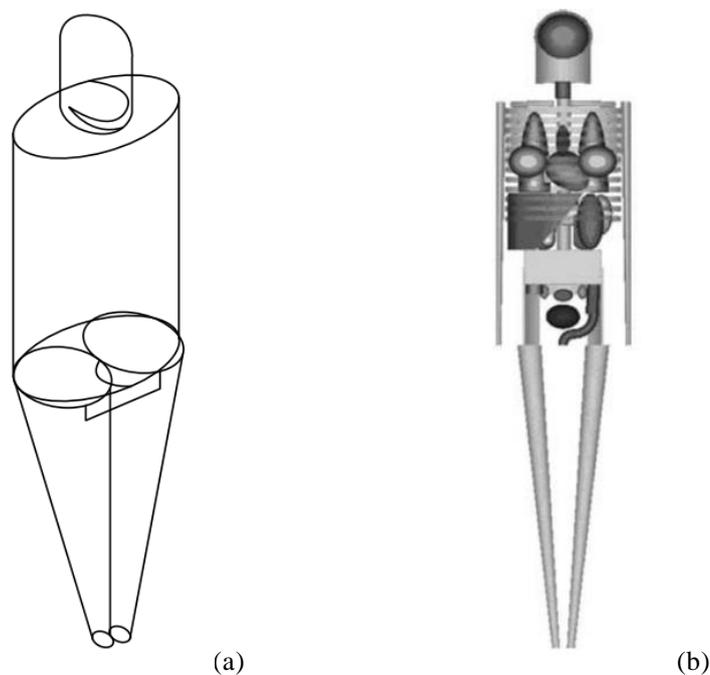
2.3.3 Fantoma Computacional

Um fantoma computacional é um modelo capaz de reproduzir as mesmas características físicas de atenuação e espalhamento de um objeto físico quando irradiado (CAMPOS, 2010). Esses modelos de geometria sólida podem representar matematicamente órgãos ou tecidos, sistemas completos do organismo ou o próprio corpo humano, além da possibilidade de serem retratados por imagens médicas e usados para avaliações dosimétricas (CASSOLA, 2011). Nos cálculos dosimétricos em um dado órgão, por exemplo, é necessário contabilizar as interações das radiações dentro dele e suas conseqüentes deposições energéticas. Portanto, para isso é essencial considerar fatores como anatomia, radiosensibilidade, eficiência computacional e correspondência geométrica com o código MC (XU, 2010).

As primeiras tentativas no uso computacional de um fantoma, representativo do corpo humano, foram efetuadas por vários laboratórios entre o final dos anos de 1960 e início dos anos de 1970. Uma das quais se destacaram foi a do Laboratório Nacional Oak Ridge (ORNL – *Oak Ridge National Laboratory*) liderada por pesquisadores como Snyder e Fisher, em 1966, quando descreveram a construção de um fantoma adulto com tecidos homogeneamente distribuídos, originalmente projetado para dosimetria interna com radionuclídeos. Em 1967, o fantoma foi aprimorado pelos seus desenvolvedores e passou a incluir cerca de 22 órgãos internos e mais de 100 sub-regiões, possibilitando na época o desenvolvimento de novos fantasmas computacionais antropomórficos (XU, 2010; ECKERMAN et al., 2010). De modo geral, os fantasmas desenvolvidos por Snyder e Fisher eram embasados no uso de geometrias

matemáticas básicas, representando combinações e interseções de planos, cilindros, esferas, cones e toros, sendo a base do que veio a ser entendido por fantoma matemático (Figura 9) (ANDRADE, 2018; CABRAL, 2015; LIMA, 2011; SANTANA, 2019; VIEIRA, 2004; XU, 2010). Entretanto, ainda limitado pelo avanço tecnológico da época, os fantasmas matemáticos eram bastantes simplificados representando os tamanhos, formas e materiais utilizados na descrição das estruturas orgânicas, o que por vezes, limitava seu uso em avaliações dosimétricas precisas (ANDRADE, 2018; CABRAL, 2015; SANTANA, 2019).

Figura 9 – Fantoma matemático.



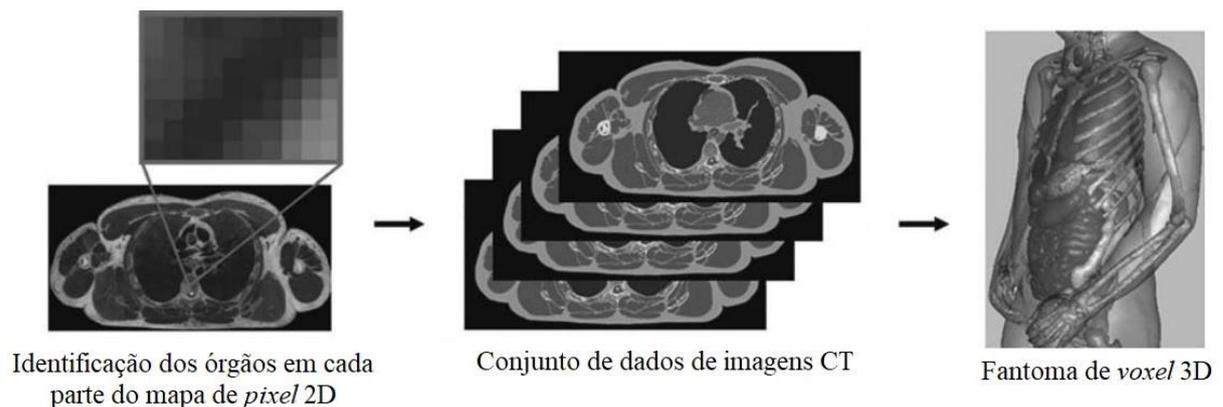
Fonte: XU (2010).

(a) Visão externa de um homem adulto. (b) Visão interna exibindo a estrutura esquelética e órgãos.

Foi a partir dos anos de 1980, com a evolução do processamento, memória e armazenamento dos computadores, que a utilização de fantasmas computacionais mais genuínos se tornava possível. O advento das técnicas de imagens por Tomografia Computadorizada (CT – *Computed Tomography*) e Ressonância Magnética (MRI – *Magnetic Resonance Imaging*) permitiu melhor visualização das estruturas internas do corpo humano e fortuitamente, por mecanismo de segmentações de imagens, acabou servindo de base na construção do que pode ser assimilado como fantasmas tomográficos (ANDRADE, 2018; CABRAL, 2015; SANTANA, 2019; XU, 2010; ZANKL, 2010). Os fantasmas tomográficos, por assim dizer, são dispostos como um conjunto de dados de imagens CT constituído por muitos cortes (pilhas de imagens),

tais que, cada corte individualmente representa um mapa bidimensional (2D) de *pixels* da anatomia do corpo. O mapa 2D do corte quando multiplicado pela espessura da fatia, obtida entre duas imagens subsequentes, sucede em uma estrutura tridimensional (3D) que mapeia volumetricamente um “pedaço” do fantoma. A essa menor estrutura volumétrica, resultante do produto entre um *pixel* do mapa 2D e a espessura da fatia, define-se como *voxel*². É por esse processo de desenvolvimento que fantomas tomográficos também podem ser compreendidos como fantomas de *voxel* (Figura 10) (ANDRADE, 2018; XU, 2010).

Figura 10 – Fantoma de *voxel*.



Fonte: Adaptado de XU (2010).

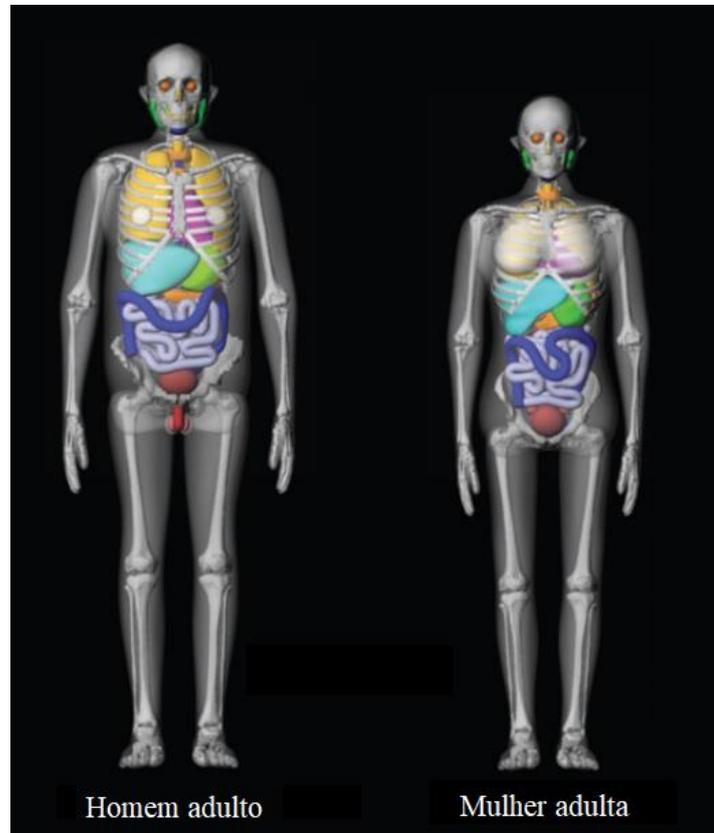
Todavia, apesar de melhores representações das estruturas humanas, comparativamente aos fantomas matemáticos, os fantomas de *voxel* apresentam suas restrições. Caracterizar diferentes indivíduos e suas variações anatômicas em uma única estrutura computacional representa diretamente em perdas de informações. O processo de individualização de grandes grupos de fantomas exige em mudanças significativas de dados brutos, o que por vezes, o torna inviável de ser realizado. Além disso, dependendo da resolução dos *voxels*, a segmentação do fantoma torna-se bastante complexa e, conforme o grau de ajuste, pode sujeitar algumas estruturas a certas distorções (ANDRADE, 2018; CABRAL, 2015; CASSOLA, 2011).

Para contornar algumas das principais limitações das duas primeiras gerações, a comunidade científica desenvolveu um fantoma denominado Representação por Fronteira (BREP – *Boundary Representation*) (Figura 11). Essa classe associou a liberdade de criação dos fantomas matemáticos (por serem criados por estruturas geométricas em *softwares* de modelagem 3D) à morfologia realista dos fantomas de *voxel* (uma vez que é possível criar uma

² Análogo ao *pixel*, o *voxel* representa um valor em uma matriz 3D, correspondente a um elemento de volume. São utilizados por geometrias volumétricas para descrever sua resolução, seu uso em visualizações médicas é bastante comum.

malha de polígonos a partir de imagens de atlas anatômicos ou de imagens médicas, respeitando as formas dos órgãos ou tecidos) (ANDRADE, 2018; SANTANA, 2019), propiciando a flexibilidade necessária na criação de uma grande variedade de formas, por meio do manuseio direto nos pontos de controle de superfícies (LIMA, 2011).

Figura 11 – Fantoma BREP.



Fonte: Adaptado de LEE et al. (2010).

Ao longo do tempo, esses progressos nas técnicas de construção de fantasmas permitiram avanços significativos nas estimativas dosimétricas. Cada nova geração desenvolvida contornava as limitações herdadas das gerações anteriores. As importâncias e motivações de suas criações e usos em avaliações dosimétricas vislumbravam objetivos cada vez mais específicos. Entretanto, vale salientar que, a construção dessas novas gerações não implicava na inutilização das anteriores, pois o emprego do tipo de fantoma estará sempre intrinsecamente vinculado ao interesse da prática. Por esse motivo, modelos baseados em geometrias matemáticas estão presentes no meio acadêmico até os dias atuais.

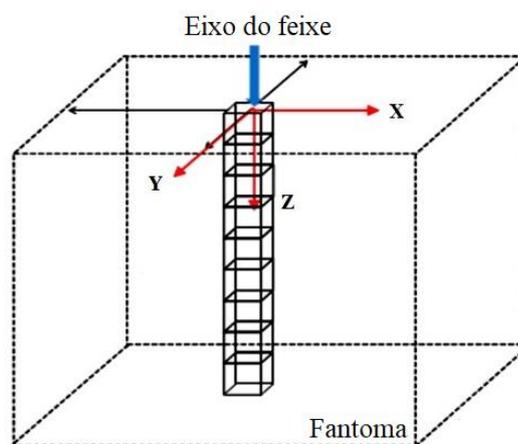
2.3.4 Distribuições Dosimétricas

O processo de modelagem e conseqüentemente das simulações MC do LINAC (arquivo de PhSp representativo) sobre o fantoma, apresenta inconsistências que implicam diretamente em alterações perceptíveis nas distribuições de dose, tais como PDD e OAR, que são os parâmetros físicos mínimos inferidos no comissionamento (LEÃO JUNIOR et al., 2018; PETCHEVIST, 2015). A necessidade de realizar as avaliações dosimétricas se deve aos erros associados a construção dos componentes do LINAC, que se propagam de modo sistemático e influenciam diretamente nos cálculos de dose. Alguns desses erros estão ligados a simplificação do modelo construído, sendo gerados propriamente da incompatibilidade do modelo com seu equivalente real. Sendo assim, é de extrema relevância verificar o modelo elaborado e validar suas simulações contra um extenso conjunto de medições de dose (VERHAEGEN, 2013), averiguando se seus dados constam dentro dos limites de tolerância estabelecidos pelo relatório técnico nº 430 da IAEA (IAEA, 2004).

2.3.4.1 Percentual de Dose em Profundidade

PDD é uma distribuição definida pela taxa de dose absorvida (percentual) em um meio material ao longo do eixo central dos feixes de radiações (Figura 12).

Figura 12 – Mapeamento dosimétrico sobre o eixo de propagação dos feixes de radiações.



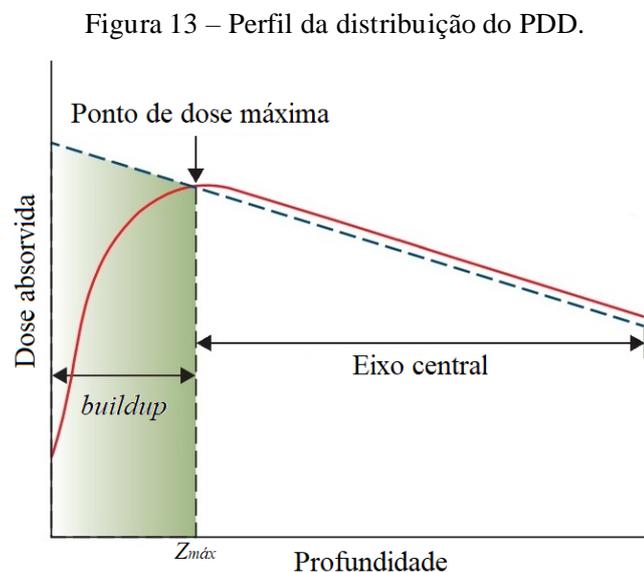
Fonte: Adaptado de YANI et al. (2017).

Sua relação matemática expressa a razão entre a dose absorvida em um ponto qualquer (D_p) pela dose absorvida em um ponto de referência (D_r). Genericamente se atribui a esse ponto de referência como sendo o ponto de dose máxima ($D_r = D_{m\acute{a}x}$). Os parâmetros energia média

dos feixes ($E_{méd}$), tamanho do campo na superfície do fantoma (A_c), SSD e profundidade (z) são contribuintes funcionais desse perfil na qualificação da distribuição da dose, pois influenciam diretamente nos fenômenos de alcance de propagação, espalhamento, atenuação, etc. Dessa forma, a relação da função do PDD é diretamente dependente desses parâmetros e pode ser expressa pela Equação 1 (ARROYO, 2012):

$$PDD(E_{méd}, A_c, SSD, z) = 100 \frac{D_p}{D_{máx}} = 100 \frac{D(E_{méd}, A_c, SSD + z_p)}{D(E_{méd}, A_c, SSD + z_{máx})} \quad (1)$$

Feixes de fótons mais energéticos quando incidem sobre a superfície do fantoma tendem a interagir e produzir mais partículas carregadas e mais energéticas. Todavia, a fluência desses fótons dentro do meio material decresce continuamente com o aumento da profundidade, o que por conseguinte gera menos produção de partículas secundárias ao longo do eixo central. Apesar disso, a influência inicial dos fótons e das partículas carregadas é mais proeminente (devido à quantidade), refletindo no aumento da dose absorvida. Contudo, à medida que a profundidade aumenta, a aceleração de crescimento de dose gerado por esses elementos diminui, até o momento em que se estabelece o ponto de máxima absorção. À esse ponto, divide-se a região de maior acúmulo energético (região de *buildup*³) da região de decrescimento exponencial de dose (região de eixo central) (Figura 13).



Fonte: Adaptado de KHAN; GIBBONS (2014).

³ Região compreendida entre a superfície do fantoma e o plano $Z = z_{máx}$.

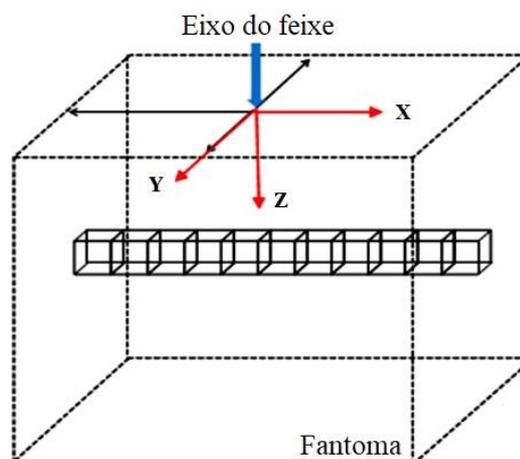
Apesar da dependência do tamanho do campo no PDD ser menor comparada a da energia média, ela também é significativa. Quando os campos se alargam, a influência das partículas secundárias produzidas pelo sistema de colimação e componentes do LINAC ocasiona em deposições energéticas mais distantes do eixo central de modo mais pronunciadas. Essa concentração energética mais espalhada tende a diminuir a profundidade de dose máxima no centro. No caso de pequenos campos, os feixes ficam colimados em uma área menor, concentrando as deposições energéticas de modo mais próximo ao eixo central, acarretando no aumento da profundidade de dose máxima (ARROYO, 2012).

Nos LINACs, o tratamento assumido para o SSD é de grandes distâncias, suficientemente significadas quando comparadas com a dimensionalidade da fonte. Essa razão de proporcionalidade garante que, no ponto de isocentro, a fonte seja assumida como pontual e a fluência dos feixes possa ser regida pela lei do inverso do quadrado da distância (considerando a situação mais simples na qual não há dispersão causada por componentes do acelerador). Sendo assim, respeitando a lei de distância, para regiões mais afastadas da fonte a taxa de dose real diminui e a relação do PDD consequentemente aumenta. Para menores valores do SSD, o inverso, maior a taxa real de dose e menor o PDD (KHAN; GIBBONS, 2014).

2.3.4.2 Perfil de Campo ou Relação Fora do Eixo

OAR é uma distribuição definida pela taxa de dose absorvida (percentual) em um meio material ao longo de um eixo perpendicular ao eixo central dos feixes de radiações (Figura 14).

Figura 14 – Mapeamento dosimétrico ao longo do eixo X.



Fonte: Adaptado de YANI et al. (2017).

A análise desse perfil quando juntamente estudada com o PDD, mapeia sobre o volume as deposições energéticas nas regiões do fantoma. Enquanto o PDD realiza um mapeamento apenas no eixo de propagação dos feixes, o OAR pode ser averiguado em todos os eixos perpendiculares (interseccionais) ao eixo central. Essa averiguação pode ser 2D (com avaliação do eixo X ou Y e o PDD) ou 3D (com checagem dos dois eixos e o PDD), com inferência de dados realizada para distintas profundidades e variados tamanhos de campo. Medições de perfis que englobem as profundidades de dose máxima e de 10 cm são bastantes úteis nas inspeções da conformidade com as especificações da máquina. Já para TPS, a utilização de mais profundidades se faz necessário (ARROYO, 2012; GIGLIOLI, 2012; PODGORSK, 2005a).

A relação matemática do perfil dessa distribuição mostra a razão entre a dose absorvida em um ponto qualquer fora do eixo central ($D_{p'}$) pela dose absorvida em um ponto do eixo central (D_{eixo}), ambas sujeitas a mesma profundidade no fantoma. A distribuição deve ser medida para todas as aberturas físicas disponíveis e sua função apresenta dependência com a energia média dos feixes, tamanho do campo na superfície do fantoma, profundidade e forma do filtro aplainador, como expressa a Equação 2 (ARROYO, 2012; ROSENBERG, 2007):

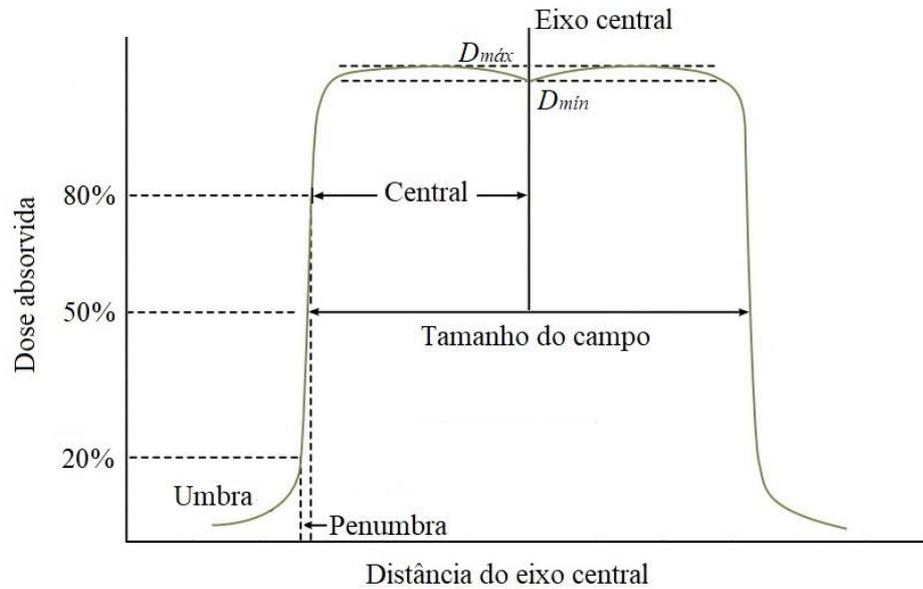
$$OAR(E_{méd}, A_c, z) = 100 \frac{D_{p'}}{D_{eixo}} = 100 \frac{D(E_{méd}, A_c, d_{p'})}{D(E_{méd}, A_c)} \quad (2)$$

tal que $d_{p'}$ representa a distância do eixo central até o dado ponto fora desse eixo.

Os perfis da distribuição OAR dos feixes de raios-X de megavoltagens compreendem três regiões distintas, são elas: central, penumbra e umbra (Figura 15). A região central é a representação da parte central do perfil da distribuição, se estendendo desde o eixo do centro até a separação do ponto de nível no qual a dose ultrapassa o valor de 80%. Toda a região central é afetada diretamente pela energia dos elétrons primários, números atômicos do alvo, filtro aplainador e suas formas geométricas. Já a área de penumbra é constituída por uma região onde há mudança repentina de dose. Essa parte da distribuição sofre influência direta do sistema de colimação, do tamanho focal da fonte (dependente do SSD) e do equilíbrio eletrônico lateral. Seu trecho de curva possui um formato sigmóide, tendo como limite inicial o ponto de nível de dose com valor de 80% e se estendendo até o trecho no qual a dose não ultrapassa valores menores que 20% (cauda da penumbra). No que lhe diz respeito, a região de umbra é um trecho da curva do perfil localizado muito além da cauda da penumbra, concentrando baixos valores

de dose absorvida. Suas contribuições resultam de radiações espalhadas pelo sistema de colimação e da blindagem do cabeçote (PODGORSAK, 2005a).

Figura 15 – Perfil da distribuição do OAR.



Fonte: Adaptado de ARROYO (2012).

2.3.5 Sistemas Baseados em EGSnrc

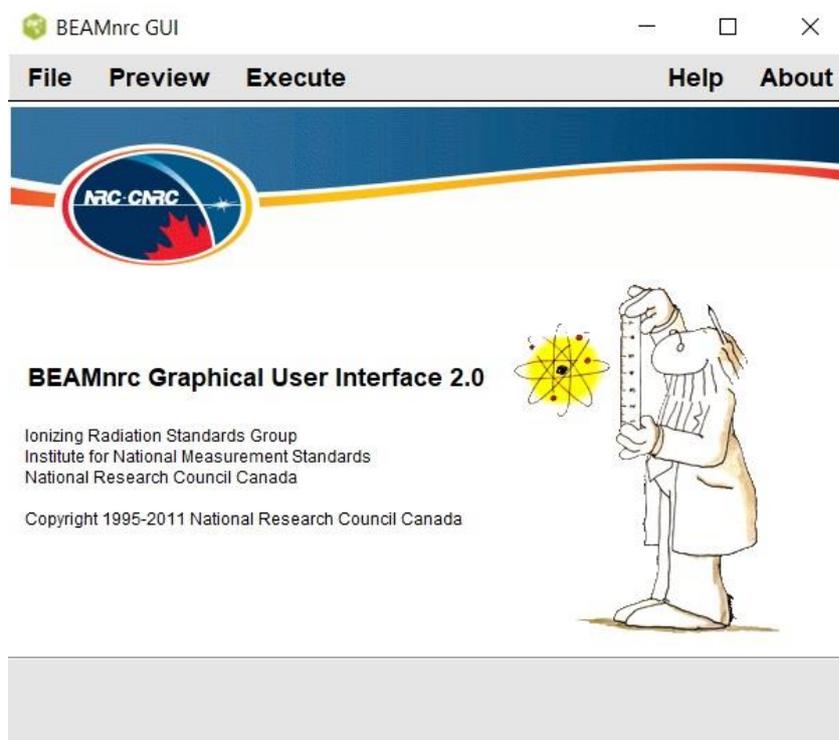
O tratamento computacional das etapas da RT envolve processos de modelagens, simulações e dosimetrias que reproduzem desde feixes de radiações do LINAC e aquisição de seus arquivos de PhSp até irradiações em um fantoma e obtenção das distribuições de dose. Cada uma dessas fases faz uso de algoritmos específicos para seu desenvolvimento. Nessa subseção é exposto os principais sistemas utilizados no processo radioterápico fundamentado em LINACs, baseados no código de transporte de radiação de propósito geral EGSnrc.

2.3.5.1 Código Monte Carlo BEAMnrc

O lançamento da *interface* de usuário do *software* BEAM/EGS4 em 1995, por Rogers e colaboradores, foi considerado como um grande passo na reprodução computacional de unidades de tratamento em RT, no qual a representação de modelos tanto para feixes de elétrons quanto de fótons era praticável. Desde sua apresentação e, ainda hoje, com as subsequentes atualizações para o código BEAMnrc/EGSnrc (Figura 16) (ROGERS; WALTERS;

KAWRAKOW, 2020), é tido como o pacote de simulação de maior utilidade para desenvolvimento de tratamentos tridimensionais em RT (VERHAEGEN, 2013). O BEAMnrc foi elaborado pelo NRC em parceria com a Universidade de Wisconsin (UW-Madison – *University of Wisconsin-Madison*) como parte do projeto OMEGA (*Ottawa Madison Electron Gamma Algorithm*) (ROGERS; WALTERS; KAWRAKOW, 2020).

Figura 16 – *Interface* de usuário do *software* BEAMnrc.



Fonte: O autor (2021).

O código BEAMnrc tem seu uso destinado para modelagens e simulações MC de fontes clínicas, tais como raios-X de ortovoltagem, unidades de cobalto e LINACs. Os modelos possuem em sua composição uma grande diversidade de blocos constituídos por variadas formas geométricas, como, por exemplo, discos, cones, paralelepípedos, trapézios, etc. (VERHAEGEN, 2013). Atualmente, o sistema congrega uma coleção de unidades de tratamento (sub-rotinas de fontes), cerca de 16, que especificam as principais características físicas constituintes da fonte primária. Além disso, o *software* incorpora uma gama de técnicas de redução de variância que auxiliam na otimização dos processos das simulações, os quais são destacados: alcance de rejeição de elétrons, forçamento de interação de fótons, divisões *bremstrahlung*, roleta russa e melhoria de seção transversal *bremstrahlung*. A variável LATCH (*bit*) também se encontra inclusa no sistema e permite ao usuário rastrear cada uma

das partículas simuladas, possibilitando verificar eventuais contribuições de um dado componente modelado (ROGERS; WALTERS; KAWRAKOW, 2020; TOWNSON et al., 2020).

No tocante aos LINACs, seus modelos computacionais podem ser reproduzidos pelo sistema devido uma função que permite utilizar uma série de módulos componentes (CMs – *Component Modules*) para retratar as estruturas constituintes do cabeçote de um acelerador real. O CM pode ser entendido como um bloco com superfície frontal e posterior, disposto na direção horizontal e ocupando uma parte do acelerador. A descrição de cada um desses módulos no pacote de geometria é realizada de forma individual, pois cada CM independe um do outro. Esse recurso de independência na composição das estruturas do cabeçote permite que os CMs possam ser construídos, estudados e validados de modo separado, o que os tornam bastante eficazes para conformar diferentes tipos de LINACs, para distintos modelos. O BEAMnrc apresenta um visualizador gráfico, denominado *Preview*, que auxilia na visualização de cada CM individualmente, bem como, todos os módulos que integram o cabeçote do LINAC (ROGERS; WALTERS; KAWRAKOW, 2020; VERHAEGEN, 2013).

Outra funcionalidade bastante útil que integra esse algoritmo computacional é a de executar simulações em paralelo, o que auxilia em sua otimização temporal. Quando o sistema utiliza essa função o processo de execução é realizado em tarefas menores, sendo delegada a cada processador uma dessas tarefas de simulação. Para que a otimização temporal seja efetiva é necessário que se tenha uma grande quantidade de processadores, cada um executando de modo individual e simultâneo cada um desses trabalhos. Evidentemente, para que isso ocorra é necessário que o usuário opere um sistema que ofereça suporte a um utilitário de enfileiramento de trabalhos a fim de enviar as tarefas para os diversos núcleos dos processadores vinculados a sua rede, como no caso de PBS (*Portable Batch System*) ou NQS (*Network Queueing System*) (ROGERS; WALTERS; KAWRAKOW, 2020). Entretanto, as simulações em paralelo no BEAMnrc não se restringem apenas aos usos de utilitários de enfileiramento de trabalhos e aos seus vários processadores. Em 2015, Frederic Tessier divulgou *online*, pelo site do *GitHub* (<https://gist.github.com/ftessier/ce46e990139f70b54352>), um *script* de simulações em paralelo para uso em máquina simples (com um único processador). Ele foi desenvolvido para o sistema operacional *Windows* e possibilitou o uso de divisões da quantidade de tarefas da simulação igualmente ao número de núcleos presente no processador da máquina utilizada pelo usuário, reduzindo significativamente o tempo de execução.

O BEAMnrc também é capaz de produzir variados arquivos de saída após as simulações dos feixes de radiações, e um deles é o arquivo de PhSp. Quando juntamente instalado com um

compilador C++ o código possui a capacidade de leitura e escrita de dados de PhSp em formato IAEA. Para leitura no sistema, deve ser especificado o nome completo do arquivo *.IAEAphsp* e endereçar a extensão *.IAEAheader* na mesma pasta do arquivo de dados, pois o sistema detecta esses formatos de modo automático. Já para escrita, é necessário que o valor interno de uma das variáveis de entrada seja definido de modo a produzir arquivos de PhSp (dados e cabeçalho) IAEA em cada plano de contagem estabelecido (ROGERS; WALTERS; KAWRAKOW, 2020; TOWNSON et al., 2020). O usuário pode também adicionar ou fazer uso de dados de PhSp de LINACs do próprio banco de dados da IAEA, livremente disponibilizados no endereço <https://www-nds.iaea.org/phsp/phsp.htmlx>.

Walters, Kawrakow e Rogers (2002) implementaram nesse sistema o método história por história para estimar as incertezas estatísticas advindas das simulações, substituindo o até então utilizado método de lotes. O método das histórias foi capaz de reduzir significativamente as incertezas do algoritmo, pois tinha por base o agrupamento das quantidades pontuadas de acordo com a história primária gerada inicialmente da simulação, e seguidamente, inferia a raiz quadrada média do desvio padrão da média desses agrupamentos (ROGERS; WALTERS; KAWRAKOW, 2020). Sendo assim, a incerteza estatística da quantidade contabilizada no sistema pôde ser indicada após a geração de cada história primária, como expressa na Equação 3:

$$s_{\bar{x}} = \sqrt{\left(\frac{1}{N-1}\right) \left(\frac{\sum_{i=1}^N x_i^2}{N} - \left(\frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N}\right)^2\right)} \quad (3)$$

tal que x_i representa a quantidade pontuada no evento independente i e N a quantidade de eventos totais. De modo geral, para grande maioria das fontes não há diferença entre a história primária e a partícula incidente. Entretanto, para fontes de PhSp deve-se levar em consideração as correlações entre as partículas incidentes, visto que mais de uma partícula incidente quando rastreada pode convergir a um mesmo histórico primário (WALTERS; KAWRAKOW; ROGERS, 2002).

2.3.5.2 Aplicativo addphsp

Os arquivos de PhSp gerados das simulações paralelas no BEAMnrc não são automaticamente combinados ao final de suas execuções. Cada um desses arquivos possui

separadamente “pedaços” das informações criadas durante todo processo global de simulação. Para caracterizar a fonte de radiações baseada nesses dados do arquivo de PhSp é necessário unir essas informações existentes em cada arquivo separado e combiná-los em um único. Para isso, o utilitário *mortran* *addphsp* foi especificamente desenvolvido, combinando os dados dos arquivos gerados das simulações paralelas em um arquivo unificado (ROGERS; WALTERS; KAWRAKOW, 2020).

O aplicativo não possui *interface* gráfica e toda a sua operação é realizada por linha de comando (via *prompt*). Para junção de arquivos de PhSp em formato IAEA o *script*

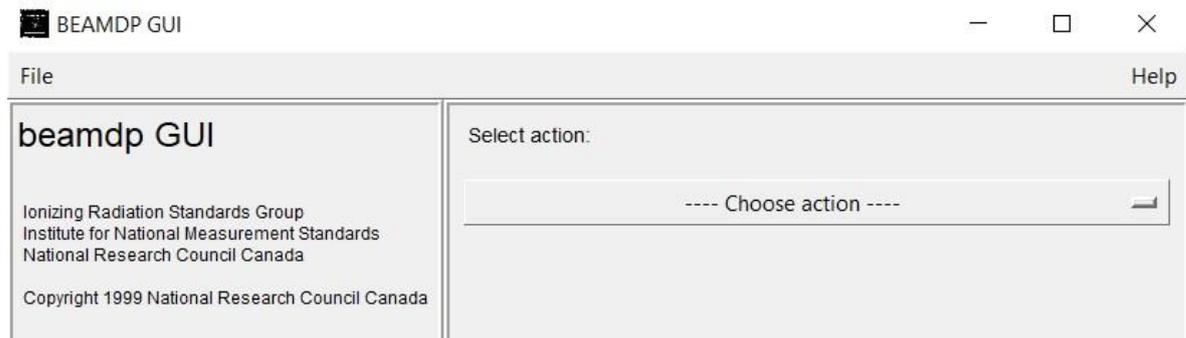
`addphsp [inputfile] [outputfile] [ipar] [istart] [iscore] [i_iaea],`

tal que `[inputfile]` é o nome do arquivo de entrada, `[outputfile]` é o nome do arquivo de saída, `[ipar]` é o número de trabalhos paralelos executados, `[istart]` é o número do trabalho paralelo no qual se inicia as combinações, `[iscore]` é o número do plano de contagem registrado e `[i_iaea]` é um padrão definido como igual a 1, é suficientemente prático.

2.3.5.3 Software BEAMDP

O utilitário BEAMDP (*Beam Data Processor*) (Figura 17) é um programa interativo desenvolvido para o projeto OMEGA. Ele é utilizado para analisar os parâmetros do PhSp dos feixes de elétrons e/ou fótons proveniente de fontes clínicas de radiações geradas das simulações MC com o *software* BEAMnrc. Seu uso também permite derivar dados úteis de um modelo de múltiplas fontes para representação e reconstrução de feixes acoplados em simulações na RT (MA; ROGERS, 2020a, 2020b).

Figura 17 – *Interface* de usuário do *software* BEAMDP.



Fonte: O autor (2021).

A utilização desse sistema permite ao usuário inferir dados específicos para caracterização dos feixes de radiações, e isso inclui (MA; ROGERS, 2020a; 2020b):

- Análise de um arquivo de PhSp para modelos de caracterização de feixe.
- Derivação da fluência *versus* posição de um arquivo de dados do PhSp.
- Derivação da fluência energética *versus* posição de um arquivo de dados do PhSp.
- Derivação da distribuição espectral de um arquivo de dados do PhSp.
- Derivação da distribuição de fluência de energia de um arquivo de dados do PhSp.
- Derivação da distribuição de energia média de um arquivo de dados do PhSp.
- Derivação da distribuição angular de um arquivo de dados do PhSp.
- Derivação da distribuição ZLAST⁴ de um arquivo de dados do PhSp.
- Derivação da distribuição dos pesos das partículas de um arquivo de dados do PhSp.
- Derivação do espalhamento das partículas no plano X-Y de um arquivo de dados do PhSp.
- Combinação de dois arquivos de PhSp em um único arquivo.
- Listagem dos parâmetros das partículas do PhSp para ser exibido na tela.

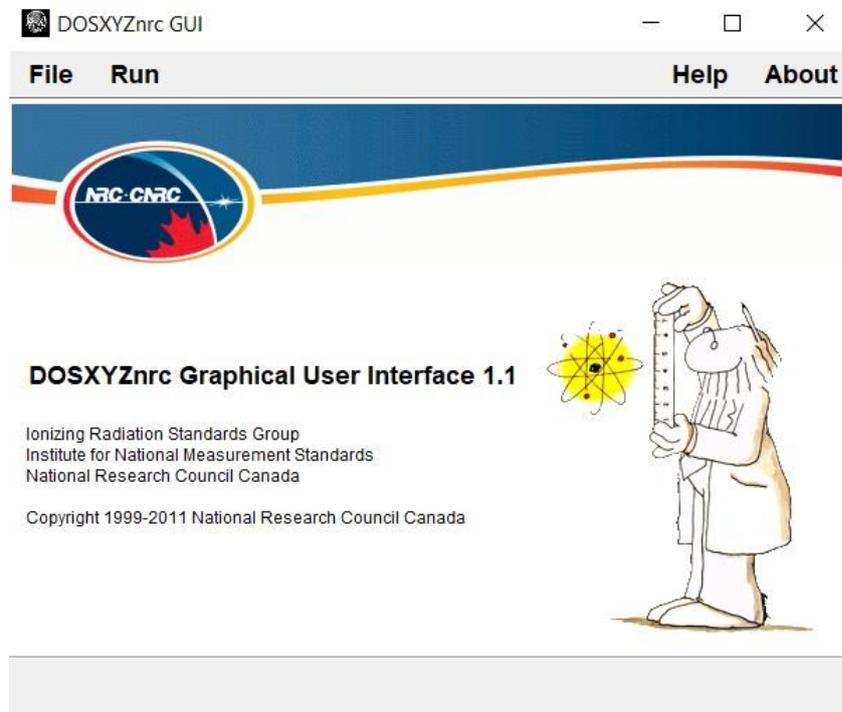
2.3.5.4 Código Monte Carlo DOSXYZnrc

O código de usuário DOSXYZnrc pertence ao sistema de códigos do projeto OMEGA desenvolvido pelo NRC. Ele é utilizado para cálculos 3D de dose absorvida em geometrias de irradiação. O aplicativo é capaz de reproduzir simulações de fótons e elétrons e suas consequentes pontuações energéticas no volume cartesiano de um fantoma computacional, possibilitando cálculos de energias depositadas em cada *voxel* retangular da estrutura, que por fim acabam sendo gravadas em matrizes de distribuição de dose formatadas em ASCII. As dimensões do *voxel* são completamente independentes em todas as três direções (X, Y, Z), o que permite sua individualização na definição do tipo de material e densidade volumétrica (TOWNSON et al., 2020; WALTERS; KAWRAKOW; ROGERS, 2020). O utilitário apresenta

⁴ Parâmetro interno definido no sistema BEAMnrc. A derivação de sua distribuição representa caracterizar quais foram as estruturas modeladas (CM) que mais influenciaram na fluência das radiações.

uma *interface* gráfica (Figura 18) de fácil interação e as análises estatísticas de suas simulações MC fazem uso do método história por história (assim como estabelecido no BEAMnrc).

Figura 18 – *Interface* de usuário do *software* DOSXYZnrc.



Fonte: O autor (2021).

O processo de definição do objeto de irradiação dentro do aplicativo é bem simplificado. A descrição do objeto pode ser entendida intuitivamente como um volume retangular com plano X-Y no plano da página, em que X encontra-se na horizontal, Y na vertical e Z dentro do plano da página. Geometrias retangulares são facilmente descritas pelo sistema, manipulando apenas parâmetros como tamanho (largura, altura e profundidade) e número de *voxel* (definido para cada dimensão). O emprego de imagens CT na dosimetria também é possível, entretanto é necessário viabilizar seu uso com o programa *ctcreate* (disponibilizado com a instalação do EGSnrc, mas não integrante do DOSXYZnrc). O *ctcreate* fomenta a transformação dos dados da imagem CT em extensões de arquivos facilmente lidos na entrada do código DOSXYZnrc. Atualmente, as imagens CT suportadas no sistema são: formatos dos TPSs ADAC Pinnacle (*Philips Healthcare*) e CADPLAN (*Varian Medical Systems*), formato de arquivos DICOM⁵ e

⁵ Abreviação de *Digital Imaging and Communications in Medicine* ou em português – Imagem Digital e Comunicações em Medicina. Representa um conjunto de normas, estruturado em um protocolo, para tratamento, armazenamento e transmissão de informações em uma formatação eletrônica. Sua finalidade é padronizar a formatação das imagens médicas, permitindo a troca de informação entre equipamentos computadorizados em hospitais.

formato AAPM, desenvolvido pela Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM – *American Association of Physicists in Medicine*) (CAMPOS, 2010; WALTERS; KAWRAKOW; ROGERS, 2020).

O algoritmo propicia uma diversidade de fontes de radiações a serem configuradas, que vão desde fontes pontuais monoenergéticas e dados de PhSp de LINACs (gerados em simulações com o BEAMnrc) até reconstruções de feixes baseadas em modelo produzido pelo BEAMDP. No presente momento, o código integra cerca de 12 sub-rotinas de fontes para uso em simulações MC.

Além da inclusão do alcance de rejeição como técnica de redução de variância na otimização das simulações, o *software* oferece outros recursos importantes e exclusivos. O usuário tem a sua disponibilidade técnicas de reconstrução de feixes, cálculos de componentes de dose (por exemplo, para averiguar as influências de CM específicos), redistribuição de PhSp (reciclagens de partículas), recursos de reinicialização, etc. (LEÃO JUNIOR et al., 2018; TOWNSON et al., 2020; WALTERS; KAWRAKOW; ROGERS, 2020).

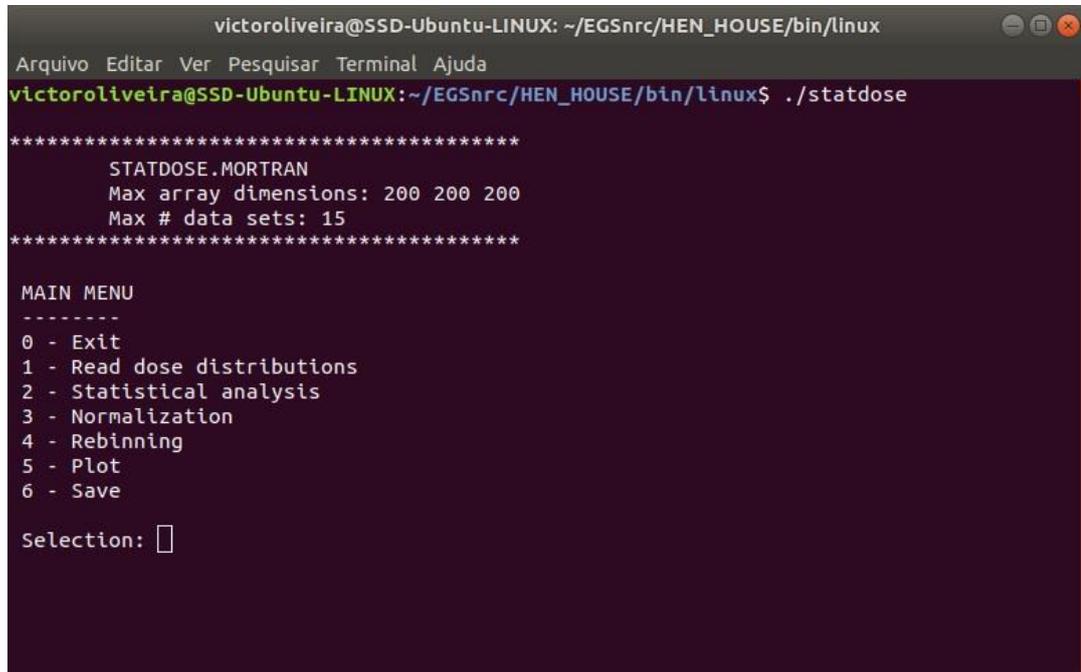
2.3.5.5 *Software* STATDOSE

O STATDOSE foi desenvolvido para analisar diretamente os arquivos de dose resultantes das simulações efetuadas com o código DOSXYZnrc e inferir dados das distribuições dosimétricas oriundas dessas execuções, além de auxiliar em plotagens gráficas por meio do pacote Grace (.xvrg) (não fornecido pelo EGSnrc), elaborado por Barfels e Rogers. Originalmente escrito por McGowan e Faddegon, o *software* foi escrito em base *mortran3*, um pré-processador *fortran*, em um sistema *unix* (MCGOWAN; FADDEGON; MA, 2020). Atualmente, o algoritmo deve ser executado em um sistema baseado em *unix* (via terminal) e não apresenta *interface* gráfica. Análises em sistema operacional *Windows* são disponibilizadas, entretanto, até a presente data, ainda são falhas por falta de reconhecimento de comando interno na execução do programa.

De modo geral, o algoritmo é um programa interativo (Figura 19) para analisar distribuições de dose 3D. Suas funcionalidades incluem leitura, análises estatísticas, normalização (por aplicação de fator de escala, dose média, dose máxima ao longo do eixo central, dose em *voxel* específico e renormalização), modificação do tamanho (*bins*) (por um fator fornecido pelo usuário) e plotagem gráfica (inferência de perfis como PDD e OAR) das informações dosimétricas contidas nos arquivos gerados pelo *software* DOSXYZnrc. Além

disso, o aplicativo também permite efetuar análises estatísticas comparativas de duas ou mais distribuições (MCGOWAN; FADDEGON; MA, 2020).

Figura 19 – Janela de comando do *software* STATDOSE.



```
victoroliveira@SSD-Ubuntu-LINUX: ~/EGSnrc/HEN_HOUSE/bin/linux
Arquivo Editar Ver Pesquisar Terminal Ajuda
victoroliveira@SSD-Ubuntu-LINUX:~/EGSnrc/HEN_HOUSE/bin/linux$ ./statdose
*****
STATDOSE.MORTRAN
Max array dimensions: 200 200 200
Max # data sets: 15
*****

MAIN MENU
-----
0 - Exit
1 - Read dose distributions
2 - Statistical analysis
3 - Normalization
4 - Rebinning
5 - Plot
6 - Save

Selection: 
```

Fonte: O autor (2021).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Por motivo de organização esse tópico foi dividido em duas seções, 3.1 e 3.2, as quais relatam os materiais utilizados e a metodologia empregada, respectivamente.

3.1 MATERIAIS

Essa seção descreve os componentes de *hardwares* e *softwares* usados para o desenvolvimento desse trabalho. De modo sucinto, as subseções seguintes explanam com detalhes as características dos sistemas computacionais (ferramentas físicas) e seus aplicativos utilizados no processo de modelagens, simulações MC e dosimetrias do LINAC.

3.1.1 Equipamentos Computacionais

Nesse trabalho foram empregados dois *notebooks*, um deles pertencente ao Laboratório de Dosimetria Numérica (LDN) do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Pernambuco (IFPE) e o outro de cunho pessoal. O *notebook* do LDN usado foi o da fabricante LG Electronics, modelo 15Z980-G.BH72P1 (*Gram*), com sistema operacional *Microsoft Windows (Home Single Language)* versão 10 (compilação 17763), baseado em arquitetura de 64 bits (x64). Seu sistema de *hardware* era disposto de um *drive* de estado sólido, modelo CV8-8E256 (LITEON Technology), com capacidade de armazenamento de 240 GB, processador Intel® Core™ i7-8550U com frequência de processamento de 1,8 GHz a 2,0 GHz, com 4 núcleos e 8 processadores lógicos, e memória RAM⁶ de 8 GB do tipo DDR4 (atuando em modo dinâmico, DRAM⁷). Já o *notebook* pessoal, foi utilizado o modelo *Aspire ES1-572-33SJ* da fabricante Acer Incorporated, possuindo como sistema operacional a distribuição *Ubuntu (Linux)* de versão 18.04.4 LTS, baseada em arquitetura de 64 bits (x64). Sua configuração de *hardware* era composta por um *drive* de estado sólido, modelo CT120BX500SSD1 da Crucial™ (Micron Technology), com tamanho de armazenamento de 120 GB, processador Intel® Core™ i3-7100U com frequência de processamento de 2,4 GHz, com 2 núcleos e 4 processadores lógicos, e memória RAM de 4 GB do tipo DDR4 (modo DRAM).

⁶ Abreviação de *Random Access Memory* ou em português – Memória de Acesso Aleatório.

⁷ Modo de operação dinâmico da memória RAM, sua capacidade de armazenamento está vinculada a necessidade de atualização contínua das informações.

3.1.2 *Softwares Monte Carlo e Aplicativos Específicos*

Os algoritmos computacionais utilizados no trabalho derivam do código de propósito geral EGSnrc; são eles: BEAMnrc, addphsp, BEAMDP, DOSXYZnrc e o STATDOSE.

3.2 METODOLOGIA

Essa seção elenca todo o passo a passo da progressão desse trabalho, descrevendo de modo didático as finalidades de uso dos materiais, todo o procedimento das simulações MC, análises das distribuições de dose, avaliações dos campos clínicos propostos e a caracterização espectral dos feixes de radiações gerados pelo modelo do LINAC.

3.2.1 *Descrições de Uso dos Materiais*

Com relação aos equipamentos computacionais, os *notebooks* utilizados tiveram o código de propósito geral EGSnrc e seus derivados instalados em seus sistemas. Prioritariamente, o *notebook LG Electronics Gram* do LDN foi utilizado como dispositivo base para quase todas as etapas de construção do trabalho, e isso se deve ao fato dele apresentar os melhores componentes de *hardware*. Sua estrutura de processamento, *drive* de armazenamento e memória foram determinantes para escolha desse sistema como suporte essencial, sobretudo, em virtude da alta demanda computacional nas simulações MC. Nenhum tipo de problema foi observado quanto a execução de comandos internos, haja vista que a grande maioria dos aplicativos EGSnrc são suportados em sistemas operacionais *Windows*. Além disso, outro fator contribuinte para adoção desse dispositivo como padrão foi a de maior identificação pessoal com o sistema *Windows*. Para esse dispositivo as ferramentas computacionais utilizadas nas modelagens, simulações e dosimetrias foram: BEAMnrc, addphsp, BEAMDP e o DOSXYZnrc. Já o *notebook Acer Aspire* (pessoal) foi designado estritamente para efetuar as análises dosimétricas dos arquivos de dose (saída) das simulações MC. Nesse aparelho, apenas o algoritmo STATDOSE foi utilizado, tendo em vista que a garantia do funcionamento desse *software* apenas se daria em sistemas baseados em *unix*, como foi o caso do *Ubuntu 18.04.4 LTS*.

No que diz respeito aos *softwares*, o BEAMnrc ficou responsável pelo desenvolvimento da 1ª etapa das simulações MC na RT (explicitada na subseção 2.2.3). A modelagem geométrica do cabeçote do LINAC, caracterização dos parâmetros físicos das partículas primárias

(elétrons) e simulações dos feixes de radiações foram realizadas utilizando esse código. Para otimização temporal de suas execuções o *script* de simulação paralela, escrito por Frederic Tessier, foi utilizado para gerar os vários arquivos de PhSp em um plano de contabilização específico. A união dos múltiplos arquivos gerados dessas simulações paralelas ficou a cargo do aplicativo *addphsp*, empregado para criar um arquivo único de PhSp para cada campo. Já o *software* BEAMDP foi manuseado para caracterizar alguns parâmetros do arquivo de PhSp, analisando a fonte clínica obtida pelas pontuações dos feixes de radiações. De modo sequencial, o código DOSXYZnrc foi delegado para realizar a 2ª etapa das simulações MC na RT (também explicitada em 2.2.3). Nele foi possível estabelecer geometrias de irradiação voxelizáveis (fantoma de água) e executar novas simulações MC com os arquivos de PhSp previamente gerados pelo BEAMnrc. Por fim, o *software* STATDOSE foi usado para fazer as análises dosimétricas e inferir os dados das distribuições de dose.

A Tabela 1 traz um resumo sobre o esquema de uso de todas as ferramentas computacionais citadas.

Tabela 1 – Esquema geral de uso das ferramentas computacionais.

| Dispositivo/Sistema | Software | Funcionalidade |
|-----------------------------------|-----------------|------------------------------------------------------------------|
| LG Gram/Windows 10 | BEAMnrc | Modelagem geométrica do cabeçote do LINAC |
| LG Gram/Windows 10 | BEAMnrc | Caracterização dos parâmetros físicos dos elétrons |
| LG Gram/Windows 10 | BEAMnrc | Simulação dos feixes de radiações |
| LG Gram/Windows 10 | BEAMnrc | Geração dos arquivos de PhSp |
| LG Gram/Windows 10 | <i>addphsp</i> | Junção dos múltiplos arquivos de PhSp em um único |
| LG Gram/Windows 10 | BEAMDP | Análise do arquivo de PhSp |
| LG Gram/Windows 10 | DOSXYZnrc | Definição da voxelização do fantoma de água |
| LG Gram/Windows 10 | DOSXYZnrc | Irradiação do fantoma com a fonte de PhSp |
| Acer Aspire/Ubuntu 18.04.4 LTS | STATDOSE | Análise dos dados de dose e inferência das distribuições de dose |

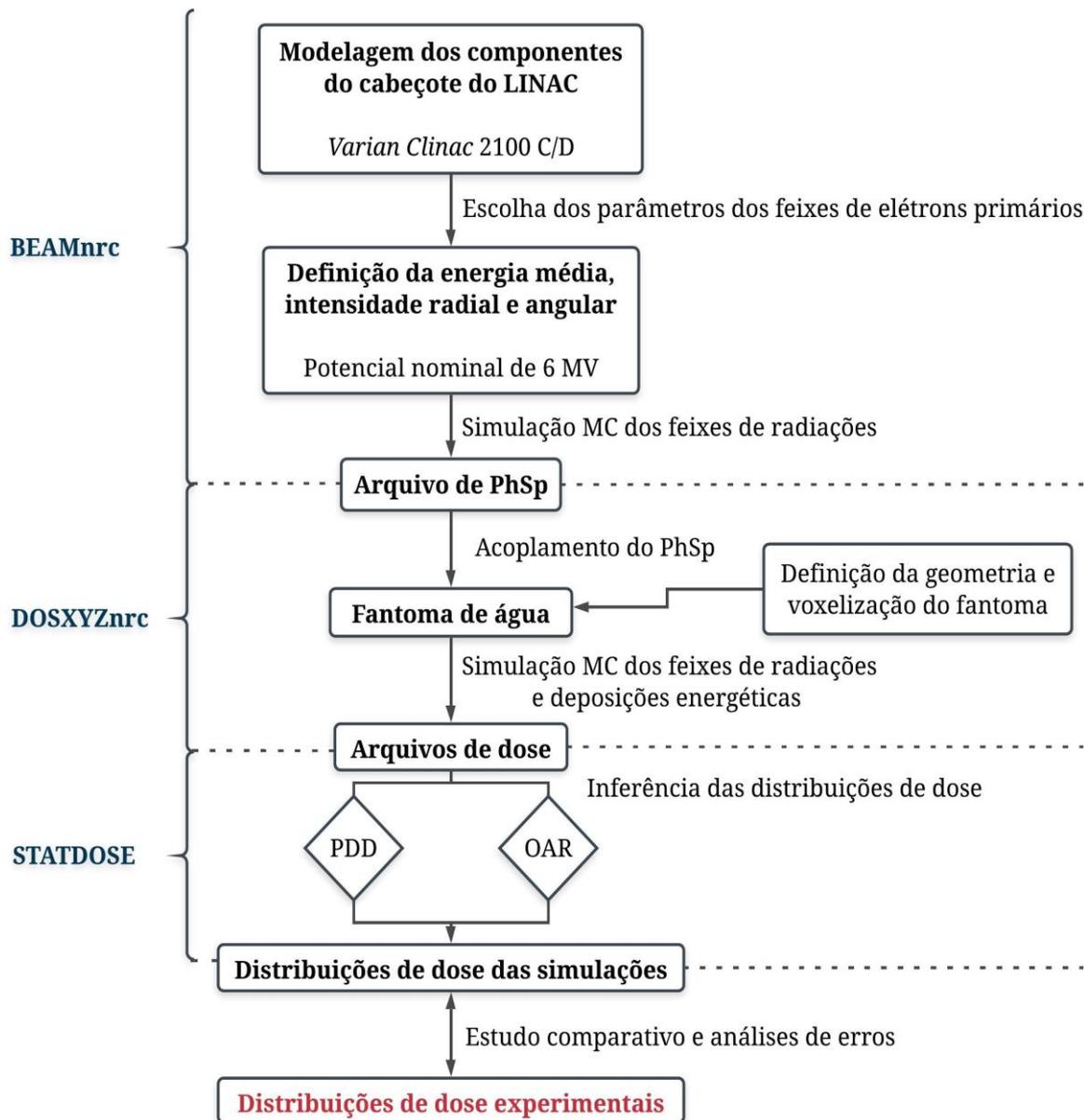
Fonte: O autor (2021).

3.2.2 Processo Geral das Simulações Monte Carlo

O processo geral das simulações MC do acelerador (Figura 20) foi pautado nas etapas descritas pela subseção 2.2.3, que basicamente se resumiu em duas partes. Na primeira foi

realizada a modelagem geométrica dos componentes do cabeçote, caracterização dos parâmetros físicos das partículas primárias e simulações MC dos feixes de radiações para geração do arquivo de PhSp. Na segunda, o PhSp foi utilizado como fonte de irradiação de um fantoma de água, possibilitando novas simulações MC a fim de avaliar as deposições energéticas das partículas emitidas nesse fantoma. Por fim, dados das distribuições de doses resultantes das simulações foram obtidos e comparados com dados experimentais.

Figura 20 – Fluxograma do processo geral das simulações do LINAC.



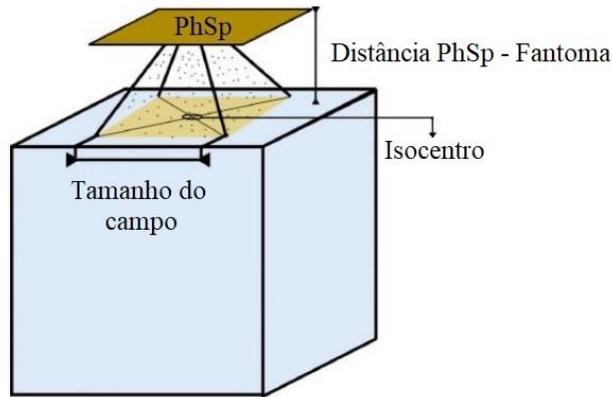
Fonte: O autor (2021).

O relatório de dados do acelerador foi adquirido junto a fabricante *Varian* por intermédio do líder do grupo de pesquisa do LDN, o pesquisador José Wilson Vieira. Esse relatório faz menção às informações como: dados geométricos, definições materiais e propriedades físicas dos componentes do cabeçote do LINAC, além de apontar as máquinas válidas para essas especificidades, tais como os modelos *Novalis TX*, *Trilogy*, *Clinac cX*, *iX*, *C/D*, *DX* e *EX*. Devido ao intuito de pesquisa desse trabalho, os elementos contidos no relatório puderam ser utilizados como parâmetros de entrada para a modelagem computacional do LINAC *Clinac 2100* (modelo *C/D*), entretanto, suas informações não foram disponibilizadas nessa dissertação em virtude da confidencialidade de seus dados. Os dados geométricos fornecidos dos componentes do LINAC foram manualmente escritos em um arquivo de entrada (*.egsinp*) e suas propriedades materiais definidas por um arquivo de seções de choque (*.pegs4data*), ambos lidos pelo sistema *BEAMnrc*. CMs foram atribuídos individualmente para cada componente real do acelerador (detalhes em 3.2.2.1).

Em duas rodadas de simulações independentes foram avaliadas duas distribuições para a caracterização dos feixes de elétrons primários. Na primeira rodada foi empregada a distribuição uniforme e na segunda a distribuição gaussiana. Em ambas as simulações a estrutura da modelagem geométrica do LINAC foi a mesma (definida para o tamanho de campo 10 cm x 10 cm à SSD de 100 cm), diferindo apenas nas grandezas de energia média e intensidades radial e angular (detalhes em 3.2.2.2). Ao final das execuções das simulações foram obtidos dois arquivos de *PhSp* no formato *IAEA*, cada um referente a distribuição modelada.

Após a conclusão dessas rodadas de simulações e aquisição dos *PhSp*s foi realizado um novo conjunto de execuções *MC*, dessa vez para a dosimetria numérica. Inicialmente, foi definida uma geometria cúbica para irradiação, totalmente preenchida com água. Essas informações foram armazenadas em um outro arquivo de entrada (*.egsinp*) lido pelo *software* *DOSXYZnrc*. Esse fantoma foi voxelizado para algumas regiões específicas (baseando-se no tamanho de campo 10 cm x 10 cm) (detalhes em 3.2.2.4) e teve todo o seu espaço volumétrico irradiado pelas fontes (arquivos de *PhSp*) (Figura 21), anteriormente obtidas, em mais duas novas rodadas de simulações.

Figura 21 – Ilustração do transporte das radiações do PhSp para o fantoma de água.



Fonte: Adaptado de LEÃO JUNIOR et al. (2018).

Em uma terceira rodada de simulação o arquivo de PhSp obtido pela distribuição uniforme foi lido no DOSXYZnrc e definido como a fonte de radiações. De modo análogo, na quarta rodada, o PhSp obtido pela distribuição gaussiana foi utilizado. Ao final de cada processo de acoplamento e conseqüentemente da execução o sistema produziu em sua saída arquivos de dados de dose (detalhes em 3.2.2.5).

Separadamente cada um dos arquivos de dados de dose adquiridos teve suas distribuições dosimétricas (PDD e OAR) inferidas com o *software* STATDOSE. Esses perfis das simulações foram comparados com perfis medidos experimentalmente, permitindo avaliar o modelo de feixe (tipo da distribuição) com melhor concordância para a caracterização física das partículas primárias. A decisão da escolha do modelo foi pautada na avaliação dos erros relativos médios dos confrontos desses perfis, averiguados em determinadas regiões (detalhes em 3.2.4.1).

A partir da adoção de um modelo para representar os feixes de elétrons primários foi possível reconduzir as etapas das simulações para gerar os arquivos de PhSp válidos para outros tamanhos de campo (detalhes em 3.2.2.3). As novas simulações foram fundamentadas para os campos de 4 cm x 4 cm, 10 cm x 10 cm e 20 cm x 20 cm à uma SSD de 100 cm, gerando os dados de saída nos formatos *.IAEAphsp* e *.IAEAheader*. A estrutura de modelagem dos componentes do cabeçote foi praticamente semelhante, modificando-se apenas a abertura dos colimadores secundários para produzir os diferentes tamanhos de campo. O modelo do feixe primário adotado para todos os campos foi o da distribuição que obteve dados de simulação de melhor concordância com dados experimentais. Com mais novas rodadas de simulações (três ao todo) foram produzidos três arquivos de PhSp, cada um respectivo a um tamanho de campo.

Seguindo a mesma lógica de execução da terceira e quarta rodada, cada um dos arquivos de PhSp foi utilizado como fonte de radiação para realizar a dosimetria numérica. A geometria de irradiação usada foi o mesmo fantoma de água anteriormente definido, entretanto, os limites geométricos da voxelização foram distintos para os diferentes tamanhos de campo (detalhes em 3.2.2.4). Ao final de cada simulação o algoritmo DOSXYZnrc produziu em sua saída arquivos de dados de dose.

Por fim, cada arquivo de dados de dose obtido (referente à um campo clínico específico) foi analisado e teve suas distribuições de dose (PDD e OAR) inferidas. Os perfis das distribuições das simulações foram comparados com perfis medidos experimentalmente a fim de validar os arquivos de PhSp dos campos. A validação de cada campo foi fundamentada na avaliação dos erros relativos médios dos confrontos desses perfis, averiguados em determinadas regiões (detalhes em 3.2.4.2).

3.2.2.1 Modelagem do Cabeçote do Acelerador

Como informado na subseção 3.2.2, a modelagem computacional do LINAC foi baseada na estruturação dos componentes do cabeçote do acelerador *Clinac 2100* (modelo C/D) da fabricante *Varian*. As informações adquiridas pelo relatório da fabricante serviram de base para inserção dos parâmetros: tamanhos, materiais e densidades de cada componente do equipamento real no *software* de modelagem, auxiliando diretamente em um tratamento mais autêntico para as simulações MC. Ao todo foram incluídos 8 componentes físicos do LINAC, sendo eles: alvo, colimador primário, janela de vácuo, filtro aplainador, câmara de ionização, espelho, placa de blindagem e colimadores secundários. Para o modelo no BEAMnrc, 9 CMs foram utilizados: SLABS, CONS3R, SLABS, FLATFILT, CHAMBER, MIRROR, CONS3R, JAWS e SLABS.

A representação do alvo foi composta pelo CM SLABS (simetria quadrada em torno do eixo de propagação dos feixes), estruturado em duas camadas (placas sobrepostas). A primeira camada foi constituída de tungstênio e a seguinte, abaixo dela, de cobre. Essa disposição objetivou a maior produção de feixes de fótons (primeira placa) com máxima diminuição de eventuais contaminações de elétrons secundários gerados (segunda placa). Toda a estrutura do alvo foi localizada dentro de uma região imersa em vácuo (camada anterior do plano frontal e posterior do plano traseiro compostas por vácuo). O colimador primário, por sua vez, teve o CM CONS3R empregado para construção de sua estrutura e o tungstênio como meio material constituinte. Sua geometria de abertura em formato cônico possibilitou a projeção (no plano do

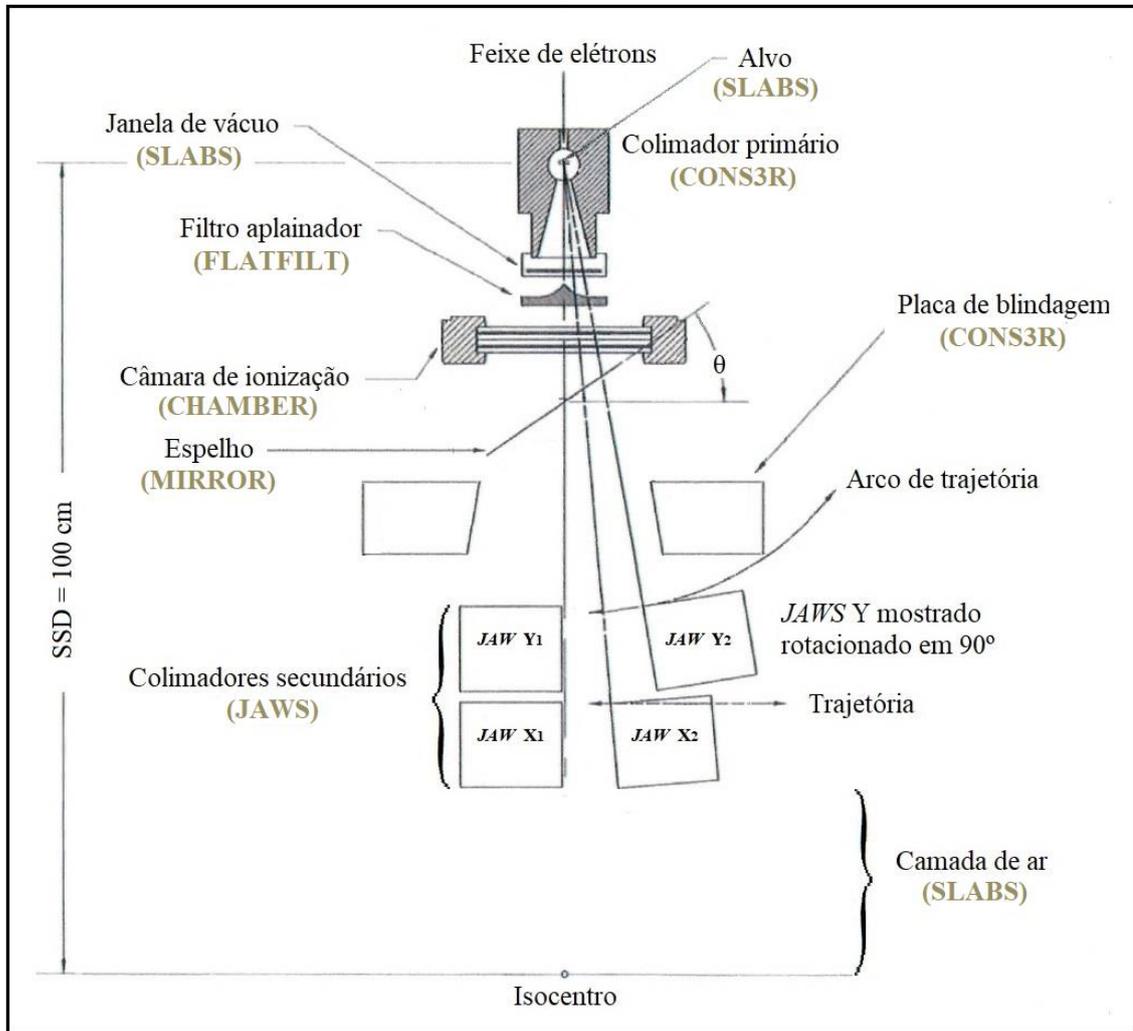
isocentro) de um campo quadrado de tamanho mínimo de 30 cm x 30 cm inscrito em seu campo circular útil. Uma fina camada material de berílio definida pelo CM SLABS foi utilizada para representar a janela de saída por onde os feixes de radiações deixam o sistema evacuado (*interface* vácuo-ar). O componente de aplainamento desses feixes ficou sob a responsabilidade do CM FLATFILT. Sua composição material foi totalmente composta por cobre e sua estrutura geométrica construída com um conjunto de 20 camadas empilhadas de cones coaxiais truncados. A câmara de ionização foi descrita pelo CM CHAMBER, o qual possuiu simetria cilíndrica em relação ao eixo de propagação dos feixes e foi geometricamente definido por uma sequência de planos paralelos sobrepostos. Sua composição material foi estruturada com cobre e *kapton* (filme poli-imida⁸) organizadas em camadas justapostas, intercaladas por camadas de ar entre elas. Ao todo foram preenchidas um total de 20 camadas. Para o espelho, o CM adotado foi o MIRROR. Sua representação foi definida como uma placa delgada (composta por material *mylar*⁹) com dada inclinação ($90^\circ - \theta$) em relação ao eixo de propagação dos feixes. A estrutura de blindagem foi feita pelo CM CONS3R e seu formato de abertura foi semelhante ao modelado no colimador primário (configuração cônica). As fronteiras máximas da abertura foram delimitadas considerando o limite útil do campo circular fornecido pela abertura do colimador primário. O emprego dessa estrutura teve o intuito de barrar os fótons espalhados que eventualmente fugissem das margens demarcadas pelo campo circular, otimizando tempo das simulações. Já para os colimadores secundários a representação pôde ser descrita pelo CM JAWS. Compostos por pares de blocos sólidos de meio material feito de tungstênio, essas estruturas mandibulares apresentaram liberdade de movimentação nas direções X e Y que facilitaram sua manipulação, sendo as responsáveis por gerar os diferentes dimensionamentos dos campos. Uma extensa camada de ar foi adicionada com o CM SLABS entre o plano traseiro dos colimadores secundários e o plano do isocentro. Todas as camadas espaçadas entre os componentes janela-filtro, filtro-câmara, câmara-espelho, espelho-blindagem, blindagem-colimadores secundários foram preenchidas com ar, enquanto as camadas internas de alvo-colimador primário-janela foram preenchidas com vácuo. Por fim, um plano de registro para pontuações dos feixes de radiações foi definido no plano do isocentro ($SSD = 100$ cm) com a intenção de adquirir os dados dos arquivos de PhSp.

⁸ Classe de polímeros que contém a unidade de imida heterocíclica no esqueleto da cadeia polimérica.

⁹ Espécie de filme de poliéster com fibras de alta tecnologia produzidas com polímero estirado.

O desenho esquemático da Figura 22 exhibe o modelo do cabeçote da fabricante e seus componentes, bem como, os seus respectivos representantes virtuais (CMs) incluídos para construção do LINAC computacional.

Figura 22 – Componentes do cabeçote do LINAC *Varian Clinac 2100 C/D*.



Fonte: Adaptado de *Varian Medical Systems*.

3.2.2.2 Definição dos Parâmetros Iniciais dos Feixes de Elétrons Primários

A premissa inicial para definição dos parâmetros dos feixes de elétrons primários partiu do potencial nominal da máquina de tratamento fornecido no próprio relatório da fabricante (de 6 MV). Os valores de energia média e intensidades radial e angular testados para as distribuições uniforme e gaussiana foram baseados em experiências de simulações anteriores, como as realizadas por Moreno (2012) e Bencheikh et al. (2017), sendo eles listados na Tabela 2.

Tabela 2 – Parâmetros preliminares utilizados pelas distribuições uniforme e gaussiana.

| Distribuição (Tipo) | Energia Média do e^- (MeV) | Intensidade Radial – FWHM (mm) | | Propagação Angular (graus) |
|------------------------|---------------------------------|--------------------------------|-----|----------------------------------|
| | | X | Y | |
| Uniforme | 6,2 | 1,5 | 1,5 | 0 |
| Gaussiana | 6,52 | 1,4 | 1,4 | 1 |

Fonte: O autor (2021).

As condições de simulação (variáveis do sistema) impostas para ambas as distribuições foram colocadas de modo mais padronizada possível a fim de obter uma melhor avaliação comparativa na definição do modelo de feixe mais adequado para caracterização dos elétrons primários. Essas condições globais de simulação se resumiram basicamente a variáveis do sistema com finalidades para o rastreamento de partículas (LATCH e IZLAST), divisões *bremstrahlung* (IBRSPL), alcance de rejeição de elétrons (IREJCT_GLOBAL e ESAVE_GLOBAL) e forçamento de interação de fótons (IFORCE). Na Tabela 3 são exibidos os valores assumidos por essas variáveis antes dos atos das execuções.

Tabela 3 – Parâmetros globais de simulação assumidos pelas distribuições uniforme e gaussiana.

| Variável | Armazenamento no arquivo de PhSp | Condição da variável |
|---------------|-------------------------------------|-------------------------------------------|
| LATCH | Não | ----- |
| IZLAST | Não | ----- |
| IBRSPL | Sim | Divisões <i>bremstrahlung</i> direcionais |
| IREJCT_GLOBAL | Sim | Fundo do acelerador |
| ESAVE_GLOBAL | Sim | 1 MeV |
| IFORCE | Não | ----- |

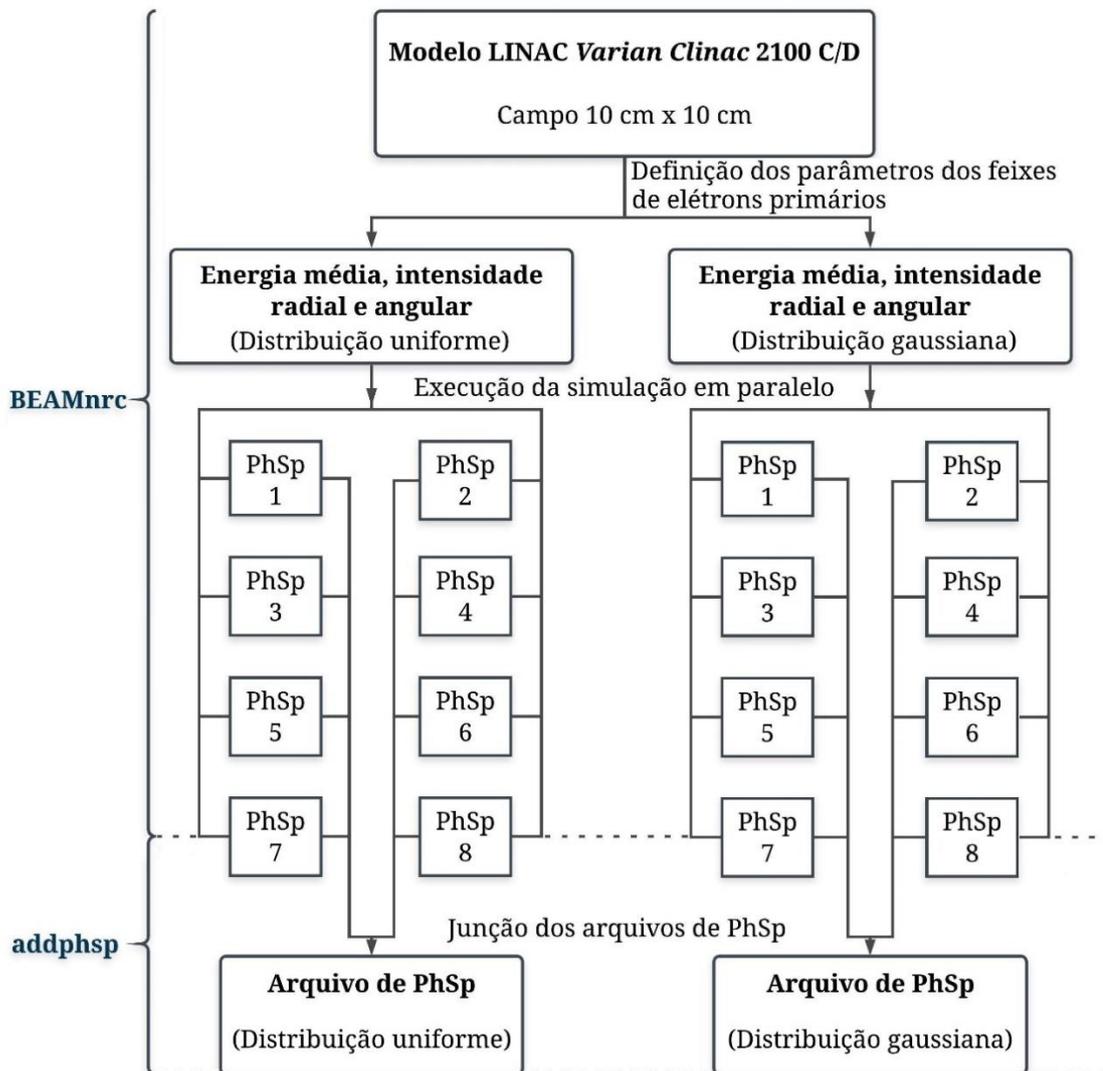
Fonte: O autor (2021).

Como ambos os PhSps obtidos não seriam utilizados para caracterizações espectrais, não houve a necessidade de definir as variáveis responsáveis pelo rastreamento das partículas nesses arquivos. Em virtude da grande quantidade de fótons, interesse da prática clínica, a inclusão da técnica de forçamento de fótons tornou-se dispensável. Em contrapartida, a fim de otimizar as execuções, divisões *bremstrahlung* e alcance de rejeição de elétrons foram incluídos. No caso das divisões foi definida uma produção de mil fótons para cada elétron dividido, admitindo um limite útil dos feixes de fótons pontuando em um campo direcional

circular com 20 cm de raio à SSD de 100 cm. Já para o alcance de rejeição foi considerado uma energia mínima de 1 MeV para que os elétrons atingissem o fundo do acelerador (plano de registro).

Nas execuções foi estabelecido o valor de 10^8 histórias primárias e energias de corte para elétrons e fótons de 0,7 MeV e 0,01 MeV, respectivamente. O *script*¹⁰ de simulação em paralelo desenvolvido por Frederic Tessier foi utilizado para gerar os múltiplos arquivos de PhSp de cada distribuição. Ao todo, cada rodada de execução gerou 8 arquivos de PhSp (referentes aos 8 trabalhos dos processadores lógicos do *notebook* usado). Ao final de cada execução, o aplicativo *addphsp* foi usado para unificar os 8 arquivos de PhSp em um único arquivo. A Figura 23 exibe o fluxograma do mecanismo usado para aquisição desses dados.

Figura 23 – Aquisição dos arquivos de PhSp das distribuições uniforme e gaussiana.



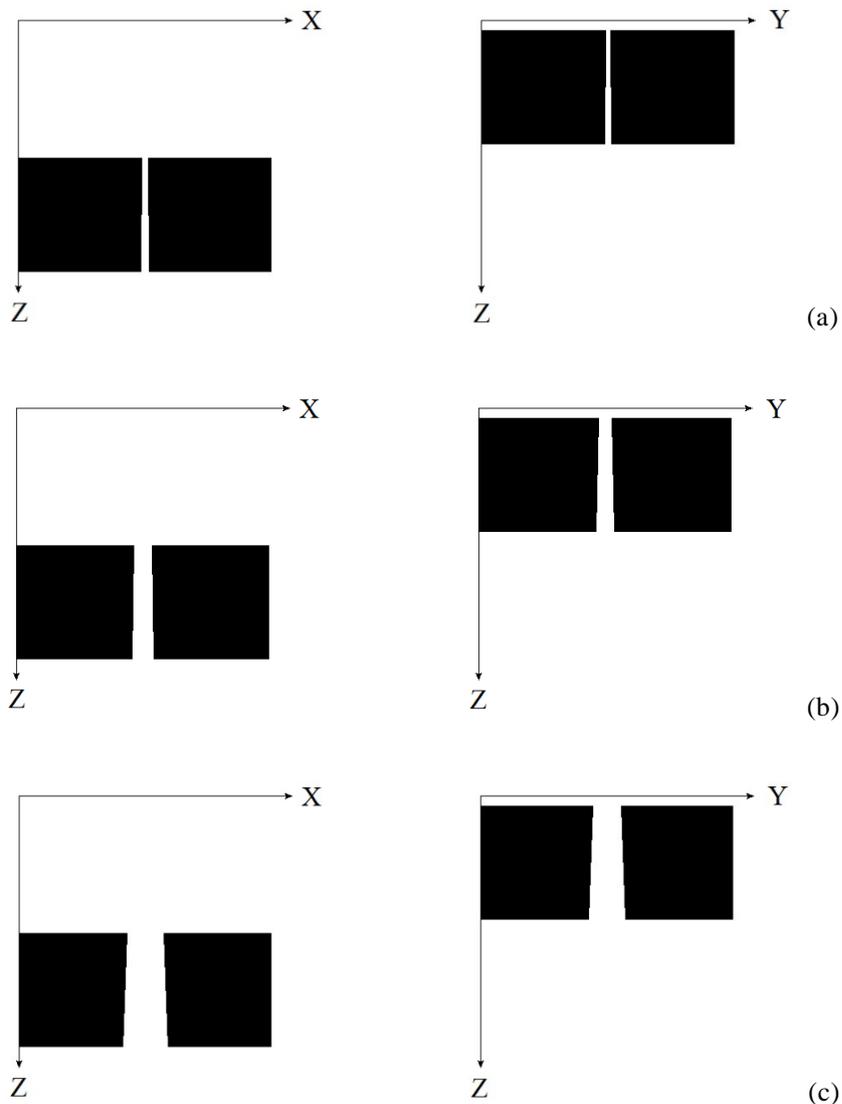
Fonte: O autor (2021).

¹⁰ Disponível no Anexo A.

3.2.2.3 Geração de Arquivos de Espaço de Fase Validáveis

A recondução das rodadas de simulação para obter os arquivos de PhSp validáveis associados aos campos de tamanhos 4 cm x 4 cm, 10 cm x 10 cm e 20 cm x 20 cm foi possível após a determinação da distribuição representativa dos feixes de elétrons primários. Todos os campos simulados utilizaram como modelo de feixe os mesmos parâmetros concedidos à distribuição adotada. Por outro lado, apesar de grande parte dos componentes do cabeçote manter a mesma estrutura geométrica, a abertura dos colimadores secundários foi modificada para gerar cada campo desejado (Figura 24).

Figura 24 – Abertura dos colimadores secundários referente a cada campo simulado.



Fonte: O autor (2021).

As imagens de cada item estão definidas sob mesma escala geométrica. (a) 4 cm x 4 cm. (b) 10 cm x 10 cm. (c) 20 cm x 20 cm.

De modo análogo ao que foi feito na caracterização dos feixes de elétrons primários, as condições globais de simulação dos campos objetivaram ser as mais semelhantes possíveis. A única modificação significativa foi a inclusão das variáveis LATCH e IZLAST no armazenamento do PhSp do campo de 10 cm x 10 cm. Na Tabela 4 é exibido o resumo dos valores assumidos pelas variáveis globais.

Tabela 4 – Parâmetros globais de simulação assumidos por cada campo simulado.

| Variável | Armazenamento no arquivo de PhSp | | | Condição da variável |
|---------------|----------------------------------|---------------|---------------|--------------------------------------------|
| | 4 cm x 4 cm | 10 cm x 10 cm | 20 cm x 20 cm | |
| LATCH | Não | Sim | Não | Partículas herdadas por interações |
| IZLAST | Não | Sim | Não | Últimas interações |
| IBRSPL | Sim | Sim | Sim | Divisões <i>bremsstrahlung</i> direcionais |
| IREJCT_GLOBAL | Sim | Sim | Sim | Fundo do acelerador |
| ESAVE_GLOBAL | Sim | Sim | Sim | 1 MeV |
| IFORCE | Não | Não | Não | ----- |

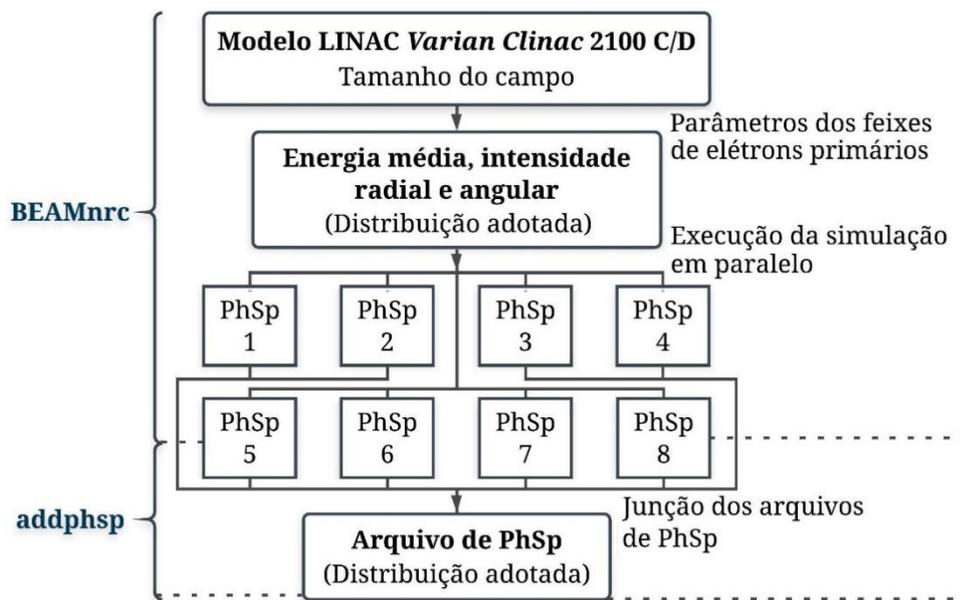
Fonte: O autor (2021).

A inclusão das variáveis LATCH e IZLAST no armazenamento dos arquivos de PhSp dos campos de 4 cm x 4 cm e 20 cm x 20 cm não foi necessária, visto que ambos os arquivos não foram utilizados em avaliações espectrais. Em oposição, apenas o arquivo de PhSp do campo de 10 cm x 10 cm teve essas variáveis armazenadas. Essas inclusões possibilitaram o rastreamento de todos os elementos de radiações pontuados no PhSp, identificando partículas primárias (geradoras), secundárias (filhas) e contaminantes, permitindo consequentemente traçar uma referência para analisar as distribuições espectrais do modelo construído (detalhes em 3.2.5). Devido à grande quantidade de fótons resultantes da própria modalidade terapêutica, o forçamento de fótons não foi utilizado nas simulações dos campos clínicos. Divisões *bremsstrahlung* do tipo direcionais e alcance de rejeição de elétrons foram incluídos nos três PhSps. Para as divisões foi definida uma produção de mil fótons para cada elétron dividido e limites úteis dos feixes de fótons estabelecidos para pontuar em campos direcionais circulares de raios de 10 cm, 15 cm e 20 cm à SSD de 100 cm, respectivos aos campos de 4 cm x 4 cm, 10 cm x 10 cm e 20 cm x 20 cm. Já para o alcance de rejeição foi considerado uma energia mínima de 1 MeV para que os elétrons atingissem o fundo do acelerador (plano de registro).

As energias de corte estabelecidas para as execuções foram análogas aos valores utilizados na definição dos parâmetros iniciais dos feixes de elétrons primários (3.2.2.2). Os

números de histórias primárias simuladas para os campos de 4 cm x 4 cm, 10 cm x 10 cm e 20 cm x 20 cm foram $2,5 \times 10^8$, 5×10^8 e $2,5 \times 10^8$, respectivamente. O *script* de simulação em paralelo do Frederic Tessier foi utilizado para gerar os múltiplos arquivos de PhSp de cada campo. Cada execução gerou ao todo 8 arquivos de PhSp (referentes aos 8 trabalhos dos processadores lógicos do *notebook* usado). Ao final de cada execução, o aplicativo *addphsp* foi usado para unificar os 8 arquivos de PhSp em um só arquivo. A Figura 25 exhibe o fluxograma do procedimento empregado para aquisição dos dados.

Figura 25 – Aquisição dos arquivos de PhSp para os campos clínicos.



Fonte: O autor (2021).

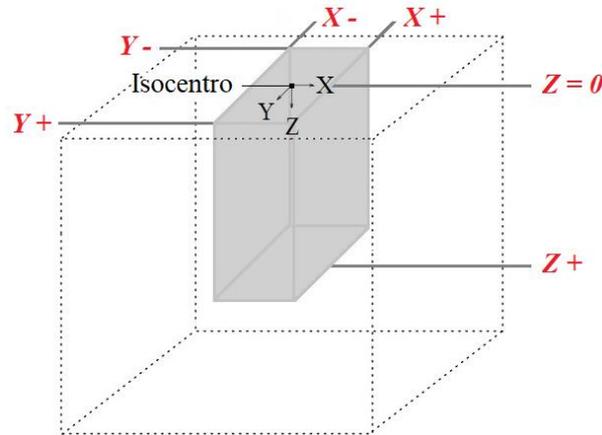
3.2.2.4 Definição de Geometrias de Irradiação Voxelizáveis

Para realização da dosimetria numérica foi necessária a voxelização do fantoma computacional considerado. Essa geometria de irradiação foi definida como um tanque de água com dimensões de 40 cm x 40 cm x 40 cm. Com o intuito de otimizar o processo de simulação, o espaço volumétrico do fantoma foi dividido em duas regiões, uma voxelizada e outra não voxelizada (uniforme). Os limites espaciais atribuídos para as coordenadas (X, Y, Z) da região de voxelização do fantoma foram delimitados considerando duas referências: o tamanho do campo do arquivo de PhSp acoplado no momento da execução e as extensões geométricas estimadas para os perfis de distribuições de dose (tamanho numérico dos eixos).

A região de voxelização do fantoma foi estabelecida manipulando individualmente os limites de cada eixo coordenado. O sistema de coordenada (referencial) foi localizado no centro

da superfície frontal do fantoma (plano $Z = 0$ cm) e, por conveniência, teve o ponto de isocentro atribuído a coordenada $(0, 0, 0)$. Na Figura 26 é ilustrada a região de voxelização dentro do fantoma e na Tabela 5 são exibidos os valores de fronteira assumidos por cada eixo coordenado para definir esse volume antes de cada simulação dosimétrica com os arquivos de PhSp.

Figura 26 – Ilustração geométrica da região de voxelização do fantoma.



Fonte: O autor (2021).

Região de voxelização (representada em cinza), os limites dos eixos coordenados e o ponto de isocentro.

Tabela 5 – Limites da região de voxelização definidos no acoplamento de cada arquivo de PhSp.

| Ponto coordenado | Valor de fronteira (cm) | | |
|------------------|-------------------------|---------------|---------------|
| | 4 cm x 4 cm | 10 cm x 10 cm | 20 cm x 20 cm |
| X - | -0,125 | -0,125 | -0,125 |
| X + | 0,125 | 0,125 | 0,125 |
| Y - | -8,125 | -11,875 | -16,625 |
| Y + | 8,125 | 11,875 | 16,625 |
| Z = 0 | 0 | 0 | 0 |
| Z + | 35 | 35 | 35 |

Fonte: O autor (2021).

As resoluções dos *voxels* utilizadas nas simulações de todos os campos foram as mesmas, firmadas em 0,25 cm x 0,25 cm x 0,25 cm. Dessa forma, considerando os limites estabelecidos na Tabela 5, a região de voxelização ficou delimitada como um bloco retangular com espessura em X de apenas um *voxel*. Essa consideração permitiu obter arquivos de dados de dose otimizados, evitando cálculos desnecessários em perfis X, o que reduziu o tempo de simulação. Essa ideia foi possibilitada devido aos dados de PDD serem obtidos entre 0 cm a 35 cm em Z e os dados de OAR serem inferidos em perfis Y (com intervalo de espessura

dependente do tamanho do campo). Na Tabela 6 são apresentadas as matrizes de voxelização estabelecidas conforme o tamanho de campo do arquivo de PhSp acoplado.

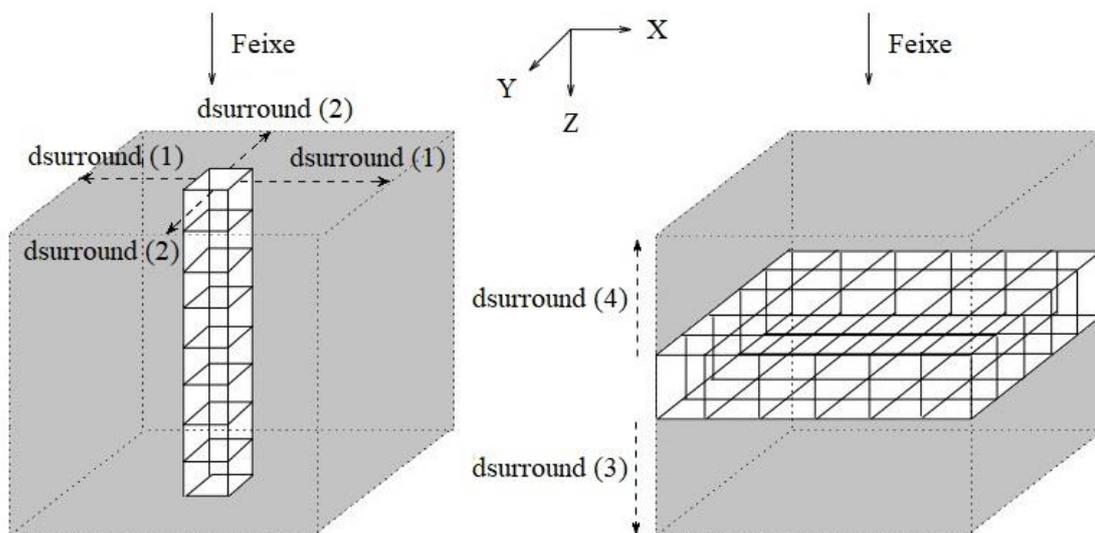
Tabela 6 – Matrizes de voxelização.

| Campo clínico | Número de <i>voxels</i> | | |
|---------------|-------------------------|-----|-----|
| | X | Y | Z |
| 4 cm x 4 cm | 1 | 65 | 140 |
| 10 cm x 10 cm | 1 | 95 | 140 |
| 20 cm x 20 cm | 1 | 133 | 140 |

Fonte: O autor (2021).

Para compor totalmente o restante do volume do fantoma de água utilizou-se a variável interna do sistema DOSXYZnrc DSURROUND. Essa variável permitiu preencher uniformemente o espaço volumétrico entre a região voxelizada e o limite máximo definido pelas paredes do fantoma. Esse preenchimento foi realizado utilizando quatro parâmetros: dsurround (1), dsurround (2), dsurround (3) e dsurround (4), como ilustrado na Figura 27.

Figura 27 – Ilustração geométrica da região uniforme do fantoma.



Fonte: Adaptado de WALTERS; KAWRAKOW; ROGERS (2020).

Região uniforme (representada em cinza) e parâmetros dsurround.

Os parâmetros dsurround (1) e dsurround (2) foram responsáveis por preencher, de modo simétrico (eixo positivo e negativo), o volume do fantoma nos eixos X e Y, nessa ordem. Já dsurround (3) e dsurround (4) foram definidos de forma individual, estando eles associados as partes inferior e superior do eixo Z, respectivamente. Na Tabela 7 são revelados os valores

atribuídos a esses parâmetros para complementar o volume total do fantoma antes do ato da simulação dosimétrica ter sido executada por cada um dos campos.

Tabela 7 – Valores concedidos aos parâmetros DSURROUND em cada campo simulado.

| Parâmetro dsurround | Valor dsurround (cm) | | |
|------------------------|----------------------|---------------|---------------|
| | 4 cm x 4 cm | 10 cm x 10 cm | 20 cm x 20 cm |
| (1) | 19,875 | 19,875 | 19,875 |
| (2) | 11,875 | 8,125 | 3,375 |
| (3) | 5 | 5 | 5 |
| (4) | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2021).

3.2.2.5 Dosimetria no Fantoma Computacional de Água

O procedimento de simulação dosimétrica foi realizado efetuando o acoplamento do arquivo de PhSp (de um dado campo) ao fantoma de água (com voxelização correspondente ao tamanho do campo). De modo comum, todas as simulações foram executadas com a fonte (plano de registro do PhSp) disposta sobre a superfície frontal do fantoma, admitindo valor de distância PhSp - Fantoma (Figura 21) nulo. Para a realização dosimétrica não foram consideradas técnicas de redução de variância. As energias de corte das simulações dosimétricas foram as mesmas das simulações realizadas com o LINAC na geração dos PhSps, sendo 0,7 MeV para elétrons e 0,01 MeV para fótons. O número de histórias primárias usadas na dosimetria foi baseado na quantidade de partículas pontuadas no plano de registro de cada arquivo de PhSp acoplado. Por fim, foram obtidos arquivos de dados de dose (.3ddose) referentes as execuções dos acoplamentos de cada campo.

3.2.3 Análises das Distribuições de Dose

O aplicativo STATDOSE foi utilizado para inferir, dos dados matriciais dos arquivos de dose, perfis de PDD e OAR das execuções dosimétricas realizadas com os diferentes campos. A inferência do PDD para todos os tamanhos de campo foi realizada a partir da leitura de dados do eixo central Z (definido no intervalo de 0 cm a 35 cm). Para os campos de 4 cm x 4 cm e 10 cm x 10 cm, o perfil OAR foi inferido realizando a leitura de dados no eixo Y nos intervalos de -8,125 cm a 8,125 cm e -11,875 cm a 11,875 cm, nessa ordem, em profundidades Z de 1,5 cm (dose máxima), 5 cm e 10 cm. Já o campo de 20 cm x 20 cm retratou mesmo padrão de

mapeamento dos perfis OAR dos outros campos, excetuando-se apenas o intervalo de leitura do eixo Y (dado em $-16,625$ cm a $16,625$ cm) e a profundidade Z de dose máxima ($1,35$ cm). De modo comum, todas as distribuições de dose plotadas tiveram seus perfis normalizados considerando o valor de dose obtido na profundidade de dose máxima.

3.2.4 Avaliações dos Campos

A modelagem construída foi inspecionada para todos os campos simulados. O intuito da averiguação foi garantir à fonte (cabeçote do LINAC) uma correspondência de tratamento fidedigna ao que o equipamento real usado na RT é capaz de reproduzir. Dados dos erros relativos médios, obtidos das comparações entre as distribuições de dose experimentais e de simulações, foram verificados conforme os limites de tolerância estabelecidos no relatório técnico da IAEA (2004), nº de série 430 (Tabela 8), para aceitação da validação dos campos. As análises comparativas entre os dados experimentais e de simulações foram realizadas para o PDD e OAR, para os campos quadrados 4 cm x 4 cm, 10 cm x 10 cm e 20 cm x 20 cm, e profundidades de $1,35$ cm, $1,5$ cm, 5 cm e 10 cm.

Tabela 8 – Critérios de tolerância atribuídos nas diferentes regiões dos perfis dosimétricos PDD e OAR, considerando a irradiação de uma geometria simples (homogênea).

| Localização | Tipo de região | Limite de aceite Erro relativo médio |
|--------------------------------------|--------------------------------------|-----------------------------------------|
| Eixo central do feixe | Alta dose e baixo gradiente de dose | 2% |
| Regiões de <i>buildup</i> e penumbra | Alta dose e alto gradiente de dose | 10% |
| Fora do eixo central do feixe | Alta dose e baixo gradiente de dose | 3% |
| Regiões de umbra | Baixa dose e baixo gradiente de dose | 30% |

Fonte: IAEA (2004).

O estudo comparativo das distribuições de dose foi viabilizado devido aos dados experimentais cedidos pela pesquisadora Miriam Zarza Moreno, da Faculdade de Ciências e Tecnologia (FCT) da Universidade Nova de Lisboa (UNL). A estrutura experimental usada por ela continha uma câmara de ionização semiflex (PTW31001), com volume ativo de $0,125$ cm³ e diâmetro interno de $5,5$ mm, montada em um sistema de varredura eletrônico imerso no tanque de água automático PTW FREIBURG, modelo 41006, de dimensionalidade volumétrica de 48 cm x 48 cm x 48 cm. As aquisições dos dados de PDD foram feitas em passos de 1 mm até 2 cm de profundidade e passos de 5 mm nas profundidades entre 2 cm e 35 cm. Os dados do

OAR (eixos X e Y) foram aferidos em passos de 2,5 mm para região central do campo e nas regiões de umbra e penumbra em passos de 1 mm.

3.2.4.1 Critérios Para Decisão da Fonte de Elétrons Primários

A distribuição adotada para representar o modelo do feixe de elétrons primários foi a que apresentou o menor desvio na comparação dos dados de simulação com o experimental. Para essa avaliação os erros relativos médios de ambas as distribuições (uniforme e gaussiana) foram confrontados nas seguintes regiões: *buildup* e eixo central, para PDD, e fora do eixo (central), para OAR, nas profundidades de 1,5 cm, 5 cm e 10 cm. Por fim, os critérios de tolerância dosimétrica fornecidos pelo relatório da IAEA foram usados para ratificar a escolha da distribuição.

3.2.4.2 Critérios de Validação dos Campos

Os dados dos erros relativos médios das distribuições de dose dos campos foram avaliados conforme os critérios de tolerância dosimétrica estabelecidos no relatório da IAEA. Esses erros foram verificados nas regiões de *buildup* e eixo central, para PDD, e fora do eixo (central), penumbra e umbra, para OAR. Os campos de tamanhos 4 cm x 4 cm e 10 cm x 10 cm tiveram o OAR analisado nas profundidades de 1,5 cm, 5 cm e 10 cm, enquanto o campo de 20 cm x 20 cm em 1,35 cm, 5 cm e 10 cm.

3.2.5 Caracterização Espectral da Fonte de Radiações

O arquivo de PhSp gerado da simulação do campo clínico de 10 cm x 10 cm foi utilizado na caracterização das distribuições espectrais dos feixes de radiações da fonte modelada. Visto que o intuito dessa fase foi de agregar ao trabalho informações adicionais do comportamento dos feixes de uma fonte válida, as análises dessas distribuições só foram realizadas após a validação dosimétrica desse campo. O conhecimento genuíno desses espectros foi de fundamental importância na garantia de maior precisão nas prescrições de dose do LINAC computacional. As investigações dessas informações resultaram nas derivações de grandezas como: espalhamento dos fótons no plano de registro X-Y, fluência planar total das partículas *versus* posição (considerando a influência de fótons, elétrons e pósitrons), fluência planar total dos fótons *versus* posição (considerando a influência de cada componente do cabeçote

modelado), distribuição ZLAST dos fótons, espectro de energia, energia média e distribuição angular dos fótons e elétrons.

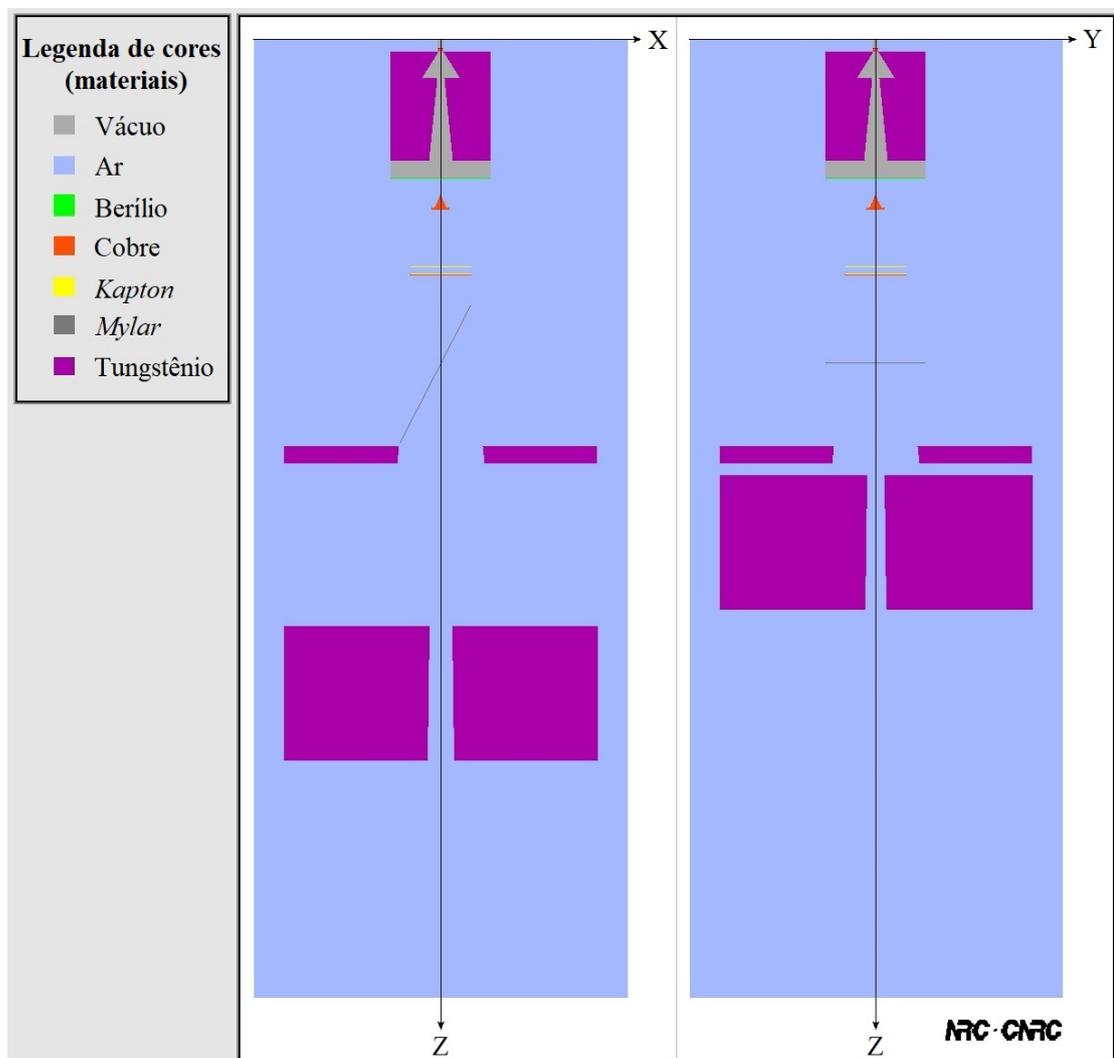
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

De modo sucinto e objetivo o tópico de resultados e discussões descreve as principais informações obtidas no desenvolvimento desse trabalho.

4.1 ACELERADOR COMPUTACIONAL

Na Figura 28 é exibido a estrutura computacional do cabeçote do LINAC *Varian Clinac* 2100 (modelo C/D) modelado no *software* BEAMnrc. Em especial, a imagem exemplificada foi a do arranjo responsável por gerar o campo de tamanho 10 cm x 10 cm.

Figura 28 – Modelo computacional do LINAC *Varian Clinac* 2100 C/D (2D).



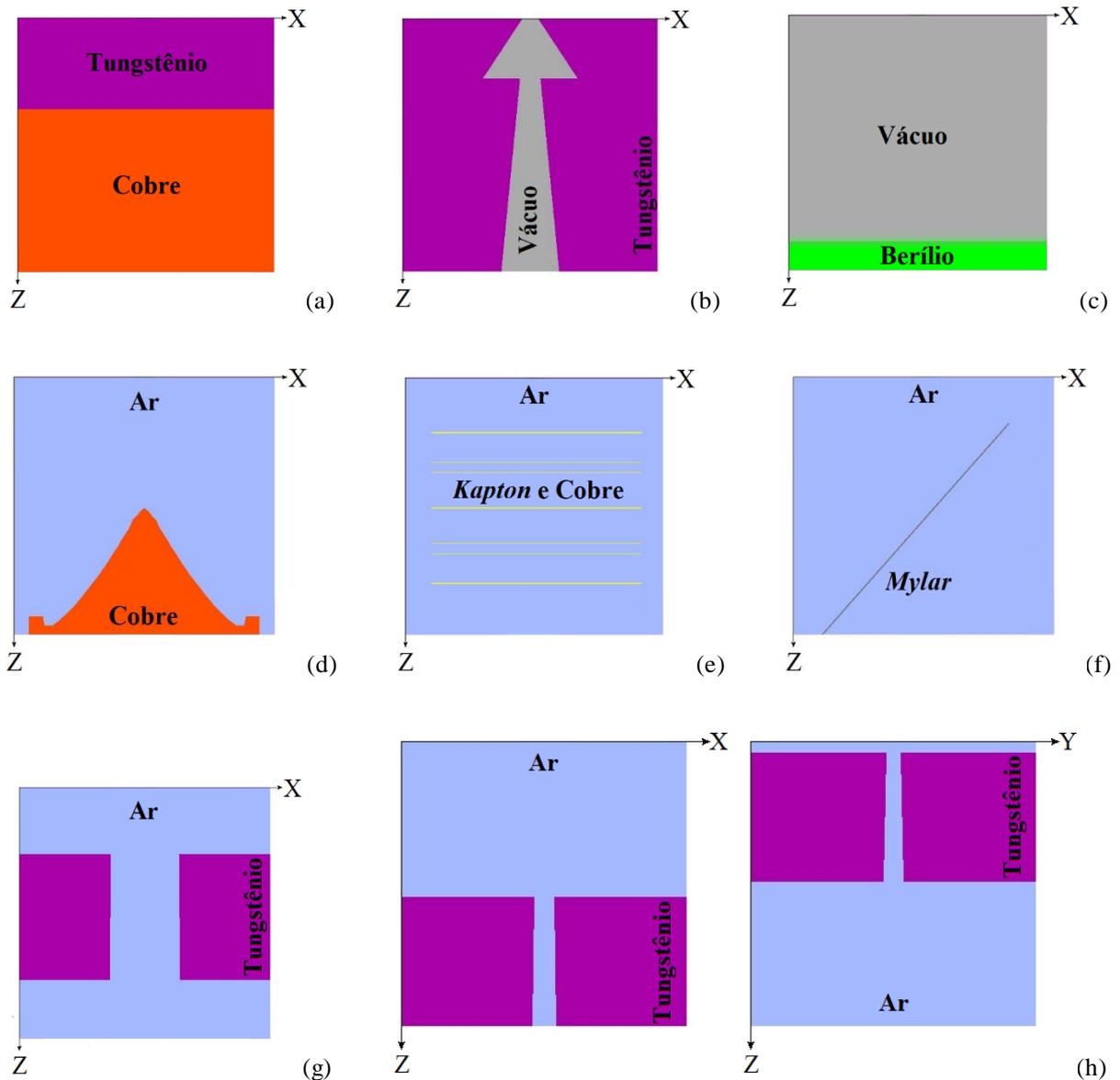
Fonte: O autor (2021).

As dimensionalidades dos eixos coordenados estão fora de escala.

4.1.1 Estruturação dos Componentes

Os componentes do cabeçote do LINAC representados computacionalmente pelos CMs do sistema BEAMnrc são retratados individualmente nos itens da Figura 29. A ordem de exibição desses itens segue a mesma ordem de modelagem de cada CM na construção do LINAC.

Figura 29 – Representação computacional dos componentes do LINAC *Varian Clinac 2100 C/D* (2D).



Fonte: O autor (2021).

As dimensionalidades dos eixos coordenados estão fora de escala. (a) Alvo. (b) Colimador primário. (c) Janela de vácuo. (d) Filtro aplainador. (e) Câmara de ionização. (f) Espelho. (g) Placa de blindagem. (h) Colimadores secundários (10 cm x 10 cm).

4.1.2 Parâmetros Iniciais dos Feixes de Elétrons Primários

As informações gerais das simulações do LINAC e da dosimetria dos dois modelos de feixe associados ao campo de 10 cm x 10 cm estão exibidos na Tabela 9. Esses dados fazem referência as quantificações de determinadas grandezas, sendo essas: tempo decorrido da simulação para aquisição do arquivo de PhSp ($Tempo_{LINAC}$), tamanho do arquivo de PhSp ($Tamanho_{LINAC}$), número de partículas armazenadas no arquivo de PhSp (N_{LINAC}), número de histórias executadas na dosimetria ($N_{DOSIMETRIA}$), tempo decorrido da simulação dosimétrica ($Tempo_{DOSIMETRIA}$) e tamanho do arquivo de dose ($Tamanho_{DOSIMETRIA}$).

Tabela 9 – Aspectos gerais das simulações das distribuições modelos.

| Grandeza | Distribuição | |
|-----------------------------|--------------------------|--------------------------|
| | Uniforme | Gaussiana |
| $Tempo_{LINAC}$ (h) | 19,4 | 22,0 |
| $Tamanho_{LINAC}$ (GB) | 13,7 | 15,1 |
| N_{LINAC} | $\simeq 4,2 \times 10^8$ | $\simeq 4,7 \times 10^8$ |
| $N_{DOSIMETRIA}$ | $\simeq 8,5 \times 10^8$ | $\simeq 9,4 \times 10^8$ |
| $Tempo_{DOSIMETRIA}$ (h) | 30,4 | 34,1 |
| $Tamanho_{DOSIMETRIA}$ (kB) | 680,0 | 680,0 |

Fonte: O autor (2021).

4.1.2.1 Avaliações dos Modelos de Feixe

Na Tabela 10 são exibidos os erros relativos médios das regiões dos perfis PDD e OAR obtidos para ambas as distribuições usadas como modelos de feixes.

Tabela 10 – Erros relativos médios dos modelos de feixes de elétrons primários.

| Distribuição | PDD | | OAR (Central) [3%] | | |
|--------------|-----------------|---------------------|--------------------|-------|-------|
| | (Buildup) [10%] | (Eixo Central) [2%] | 1,5 cm | 5 cm | 10 cm |
| Uniforme | 3,65% | 3,04% | 0,49% | 1,03% | 3,25% |
| Gaussiana | 3,82% | 1,35% | 1,44% | 0,86% | 1,48% |

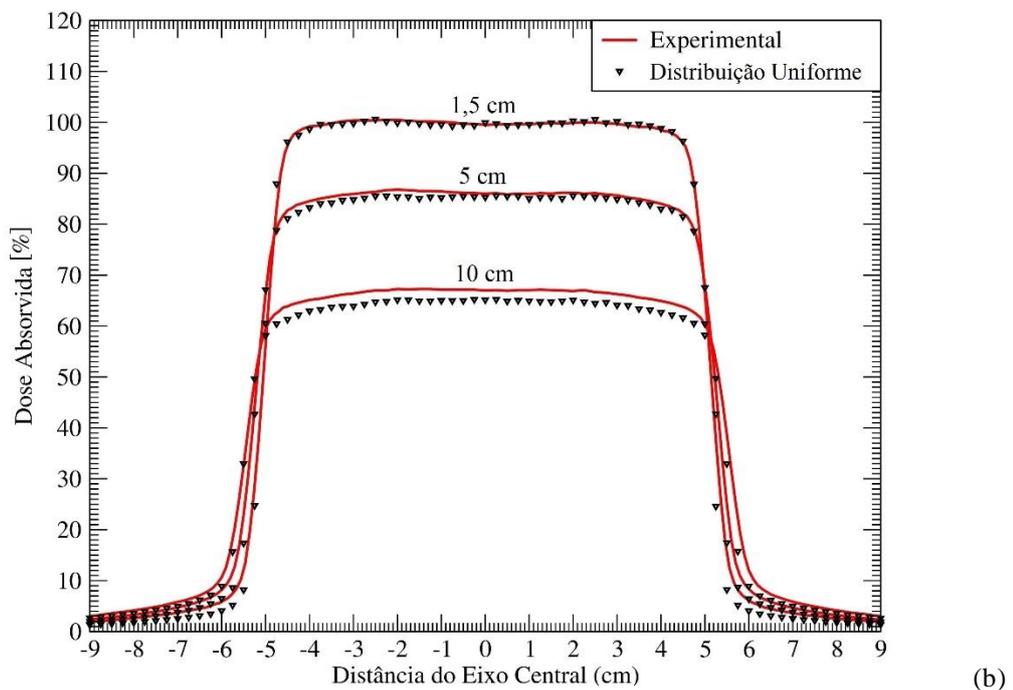
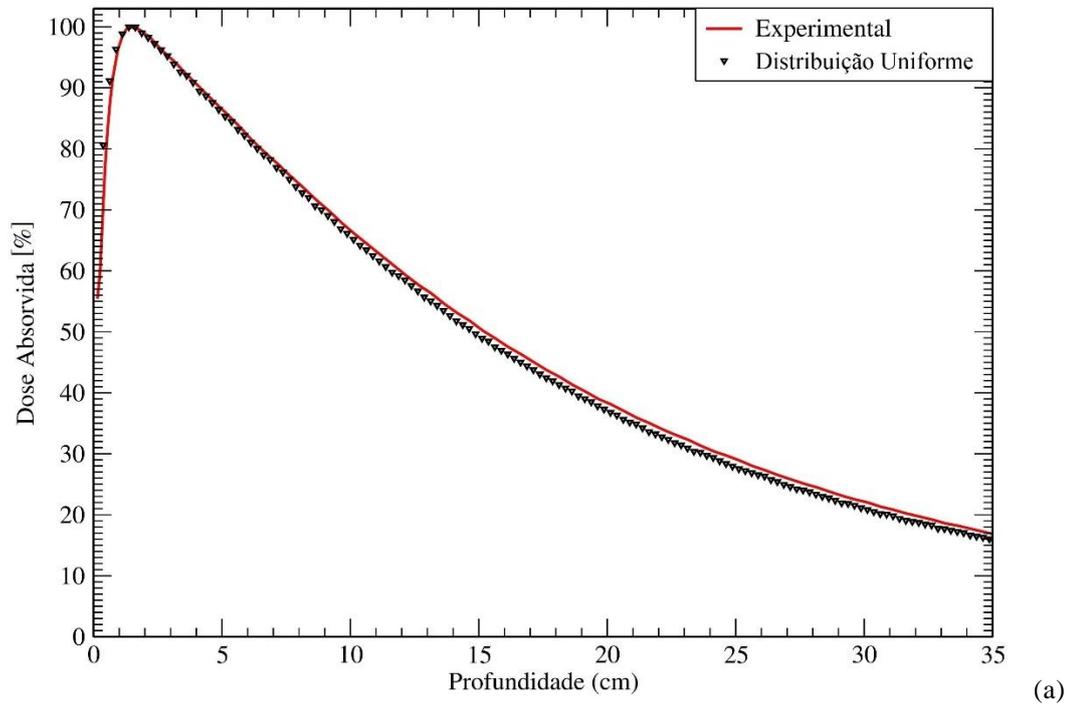
Fonte: O autor (2021).

De modo geral, ambas as distribuições apresentaram perfis dosimétricos com valores de erro razoavelmente baixos. Entretanto, foi apurado que as regiões de eixo central (PDD) e central (OAR) (profundidade de 10 cm) da distribuição uniforme obtiveram valor de erro acima

dos limites toleráveis para essas regiões (considerando os critérios de aceite da IAEA). Já a distribuição gaussiana obteve, em cada região avaliada, valor de erro dentro do limite de aceite.

Nas Figuras 30 e 31 são exibidos os perfis dosimétricos resultantes das distribuições uniforme e gaussiana simuladas, respectivamente.

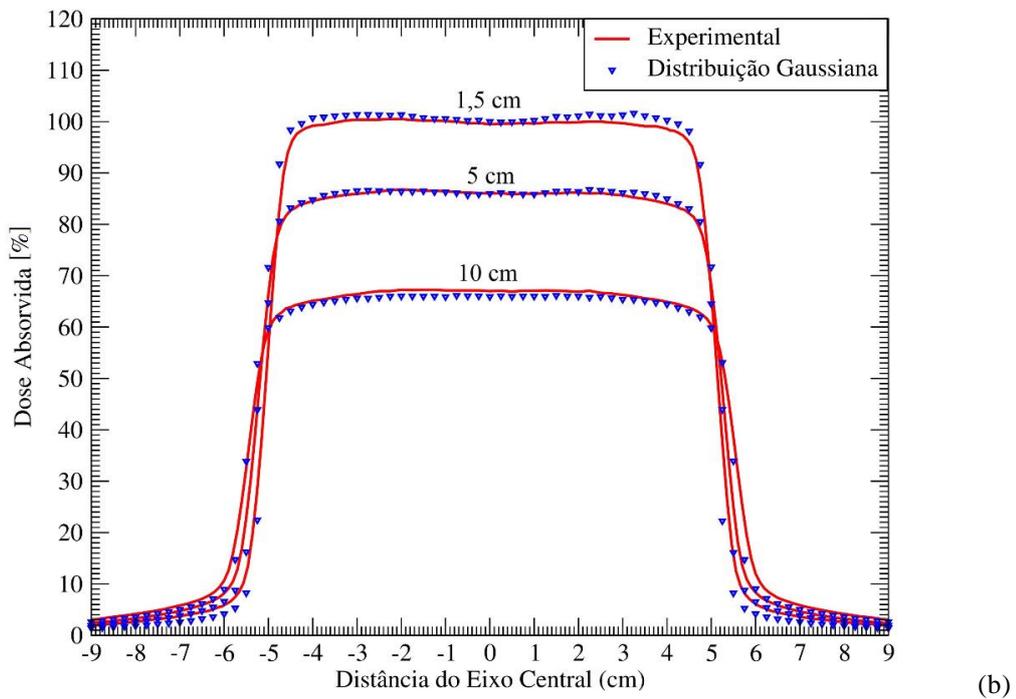
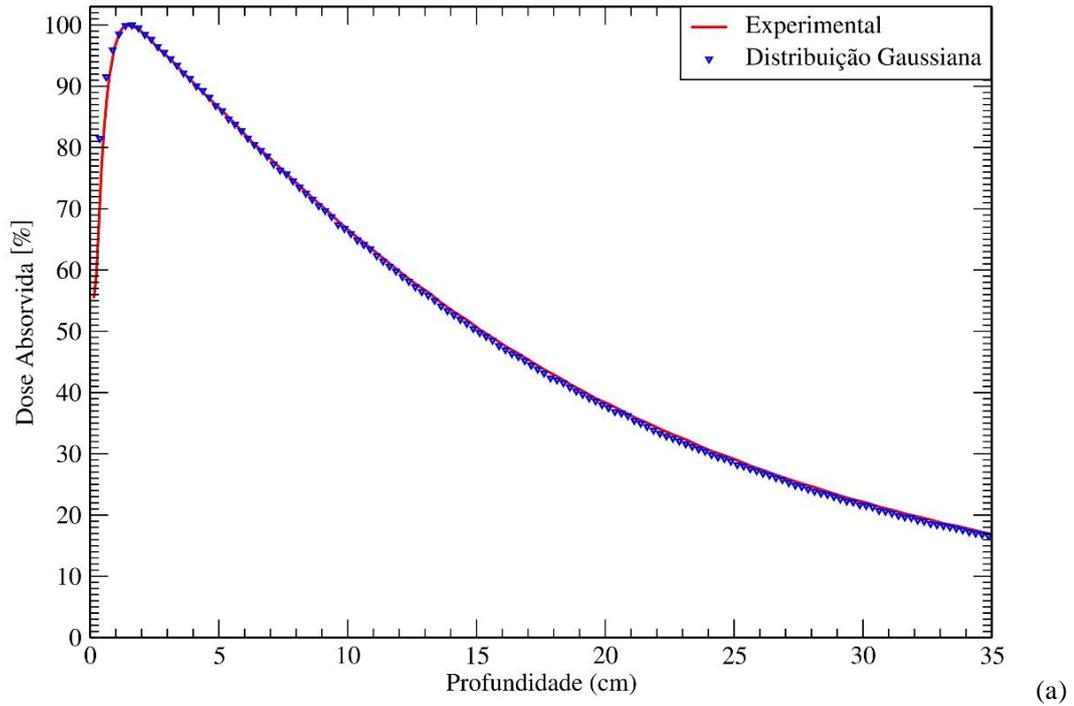
Figura 30 – Perfis dosimétricos do modelo de feixe composto pela distribuição uniforme.



Fonte: O autor (2021).

(a) PDD. (b) OAR para as profundidades 1,5 cm, 5 cm e 10 cm.

Figura 31 – Perfis dosimétricos do modelo de feixe composto pela distribuição gaussiana.



Fonte: O autor (2021).

(a) PDD. (b) OAR para as profundidades 1,5 cm, 5 cm e 10 cm.

Após as análises dos erros relativos médios das regiões dos perfis dosimétricos de ambas as distribuições foi constatado que a simulação com o modelo de feixe gaussiano apresentou melhor concordância com os dados experimentais. A certificação dessas informações com os critérios de tolerância estabelecidos pela IAEA corroborou para a adoção dessa distribuição

como modelo de feixe de elétrons primários do LINAC modelado. Os parâmetros energia média, FWHM (X e Y) e propagação angular dos feixes iniciais foram estabelecidos em 6,52 MeV, 1,4 mm e 1° (Tabela 2), nessa ordem, os quais foram úteis nas simulações dos outros três arquivos de PhSp válidos. Sob essas condições, o modelo de feixe paralelo foi descartado.

4.1.3 Dosimetria dos Campos

De modo análogo as informações apresentadas pela subseção 4.1.2 na Tabela 9, os dados gerais das simulações do LINAC e da dosimetria realizadas com os campos de tamanhos 4 cm x 4 cm, 10 cm x 10 cm e 20 cm x 20 cm (gerados a partir do modelo de feixe com distribuição gaussiana) são exibidos na Tabela 11.

Tabela 11 – Aspectos gerais das simulações dos campos clínicos.

| Grandeza | Tamanho do Campo | | |
|-----------------------------------|---------------------------|---------------------------|---------------------------|
| | 4 cm x 4 cm | 10 cm x 10 cm | 20 cm x 20 cm |
| Tempo _{LINAC} (h) | 47,1 | 98,9 | 60,1 |
| Tamano _{LINAC} (GB) | 5,0 | 75,1 | 136,7 |
| N _{LINAC} | $\approx 1,8 \times 10^8$ | $\approx 2,3 \times 10^9$ | $\approx 4,8 \times 10^9$ |
| N _{DOSIMETRIA} | $\approx 3,5 \times 10^8$ | $\approx 2,3 \times 10^9$ | $\approx 4,0 \times 10^9$ |
| Tempo _{DOSIMETRIA} (h) | 15,1 | 91,3 | 133,4 |
| Tamano _{DOSIMETRIA} (kB) | 466,0 | 680,0 | 951,0 |

Fonte: O autor (2021).

Os tempos das execuções para geração dos PhSp foram maiores quando considerados os campos mais largos. Entretanto, esse padrão de crescimento não se deu de forma proporcional, e isso se deve ao fato de apenas o campo de tamanho 10 cm x 10 cm ter incluído as variáveis LATCH e IZLAST no armazenamento de seu PhSp, o que aumentou mais significativamente o tempo de simulação. Os tamanhos dos arquivos e os números de partículas pontuadas nos PhSp apresentaram dependência direta com relação aos números de elétrons primários gerados e aos tamanhos das aberturas dos campos.

De modo geral, as histórias dosimétricas utilizaram integralmente as partículas registradas em seus arquivos de PhSp correspondentes, exceto o campo de 20 cm x 20 cm, o qual já possuía um número de histórias satisfatoriamente alto (boa estatística, com $4,0 \times 10^9$). Em particular, a dosimetria do menor campo foi reciclada uma vez, executando-se por duas vezes a leitura das partículas do PhSp a fim de melhorar a estatística da simulação. Os tempos

das execuções dosimétricas foram dependentes dos tamanhos da região de voxelização e do campo pontuado no arquivo de PhSp, enquanto o tamanho do arquivo de dose foi função apenas do tamanho da região de voxelização. Ao todo, foram necessárias 446 horas de execuções para produzir todas informações dos três campos do LINAC.

4.1.3.1 Avaliações das Distribuições de Dose

Nas Tabelas 12, 13 e 14 são apresentados os erros relativos médios das regiões dos perfis PDD e OAR obtidos das dosimetrias dos campos clínicos.

Tabela 12 – Erros relativos médios das regiões do PDD para todos os tamanhos de campo simulados.

| Campo | Buildup [10%] | Eixo Central [2%] |
|---------------|----------------------|--------------------------|
| 4 cm x 4 cm | 4,07% | 1,25% |
| 10 cm x 10 cm | 3,86% | 1,22% |
| 20 cm x 20 cm | 7,98% | 2,17% |

Fonte: O autor (2021).

Tabela 13 – Erros relativos médios das regiões do OAR obtidos nas profundidades de 1,5 cm, 5 cm e 10 cm para os campos de tamanhos 4 cm x 4 cm e 10 cm x 10 cm.

| Campo | Central [3%] | | | Penumbra [10%] | | | Umbra [30%] | | |
|---------------|---------------------|-------------|--------------|-----------------------|-------------|--------------|--------------------|-------------|--------------|
| | 1,5 cm | 5 cm | 10 cm | 1,5 cm | 5 cm | 10 cm | 1,5 cm | 5 cm | 10 cm |
| 4 cm x 4 cm | 1,79% | 1,32% | 0,71% | 10,21% | 14,33% | 9,39% | 25,52% | 16,48% | 12,61% |
| 10 cm x 10 cm | 1,47% | 0,94% | 1,36% | 20,03% | 4,01% | 17,33% | 29,83% | 20,86% | 14,46% |

Fonte: O autor (2021).

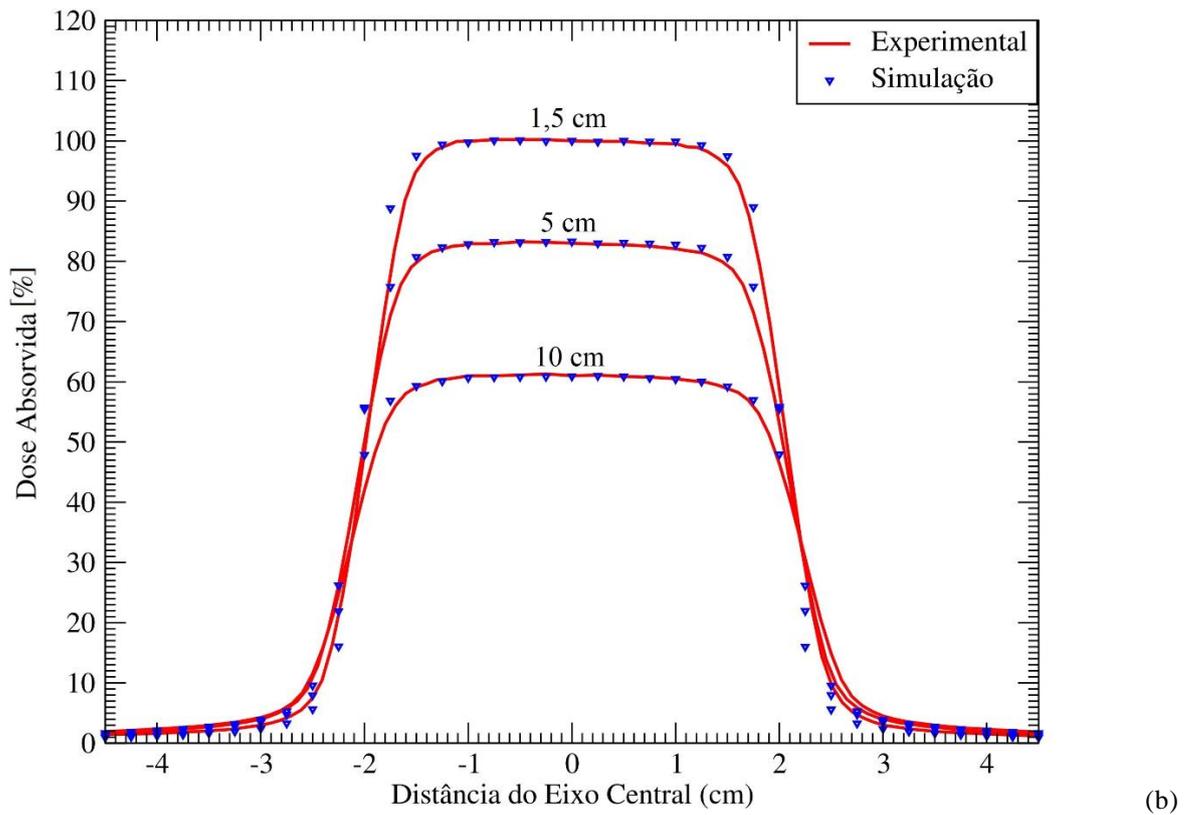
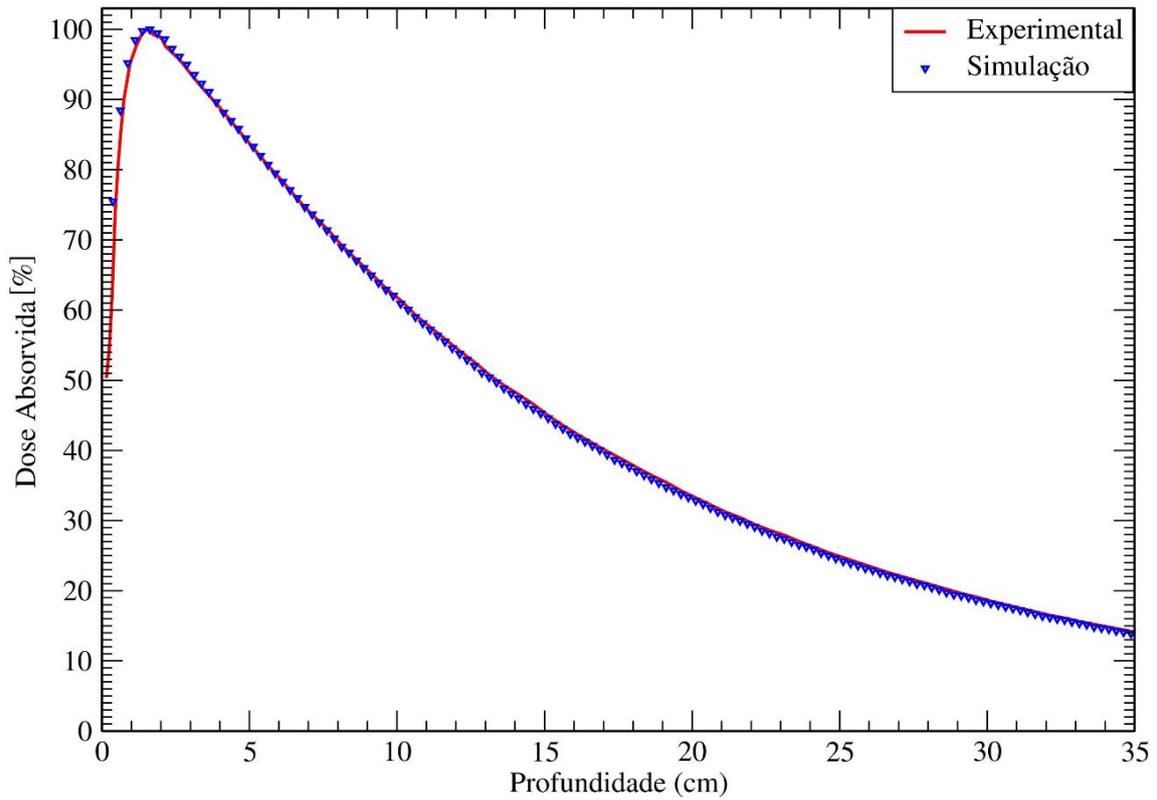
Tabela 14 – Erros relativos médios das regiões do OAR obtidos nas profundidades de 1,35 cm, 5 cm e 10 cm para o campo de tamanho 20 cm x 20 cm.

| Campo | Central [3%] | | | Penumbra [10%] | | | Umbra [30%] | | |
|---------------|---------------------|-------------|--------------|-----------------------|-------------|--------------|--------------------|-------------|--------------|
| | 1,35 cm | 5 cm | 10 cm | 1,35 cm | 5 cm | 10 cm | 1,35 cm | 5 cm | 10 cm |
| 20 cm x 20 cm | 2,27% | 2,75% | 3,32% | 19,72% | 7,58% | 15,15% | 32,51% | 26,28% | 19,46% |

Fonte: O autor (2021).

Nas Figuras 32, 33 e 34 são mostrados, na ordem, os perfis dosimétricos resultantes das simulações feitas com os tamanhos de campo 4 cm x 4 cm, 10 cm x 10 cm e 20 cm x 20 cm.

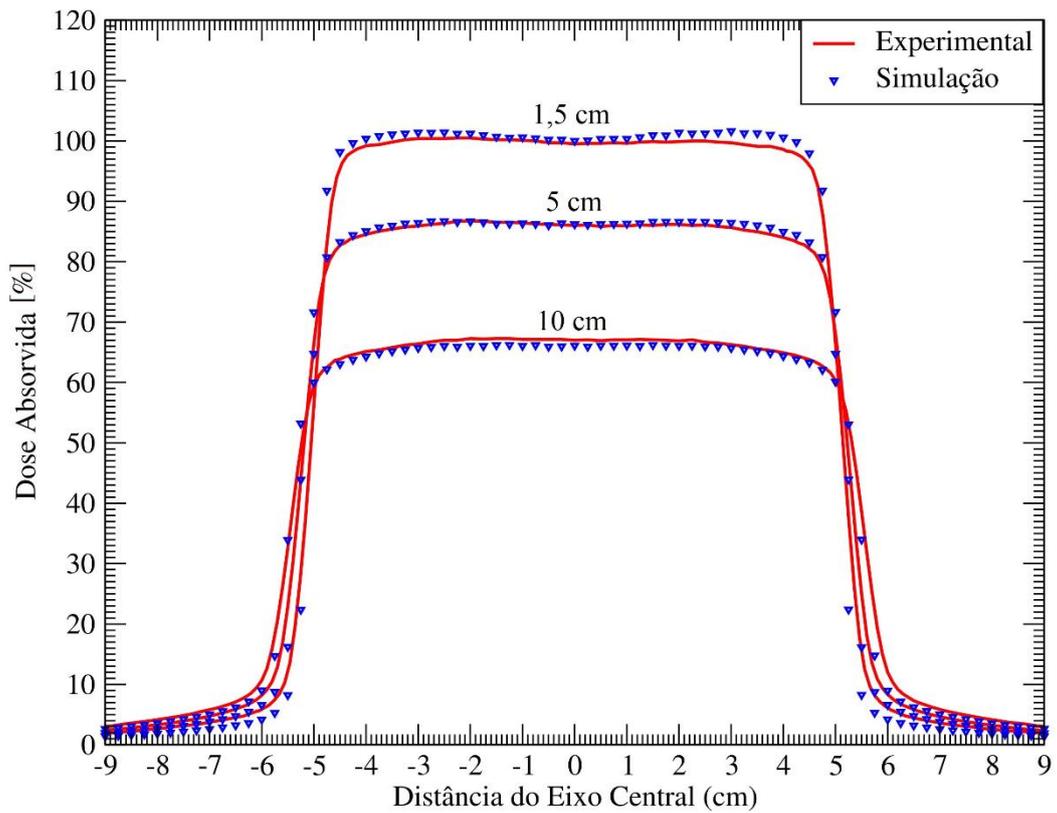
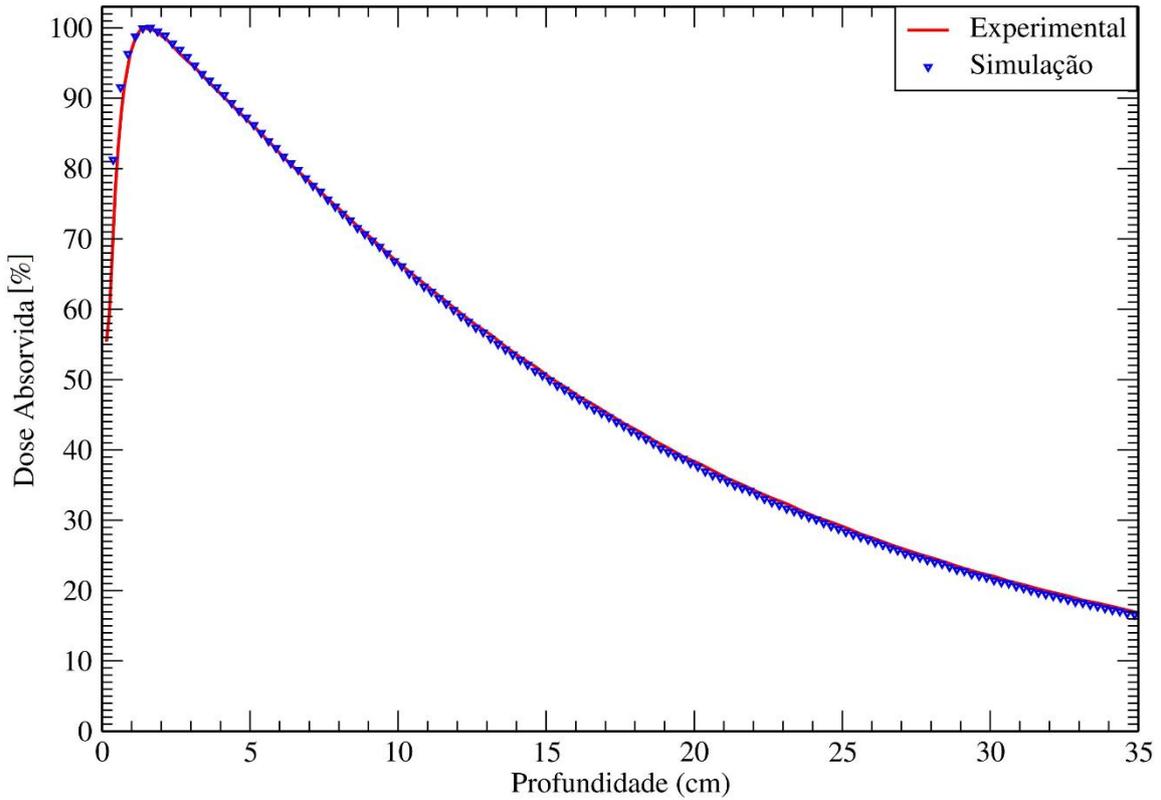
Figura 32 – Perfis dosimétricos do campo clínico de 4 cm x 4 cm.



Fonte: O autor (2021).

(a) PDD. (b) OAR para as profundidades 1,5 cm, 5 cm e 10 cm.

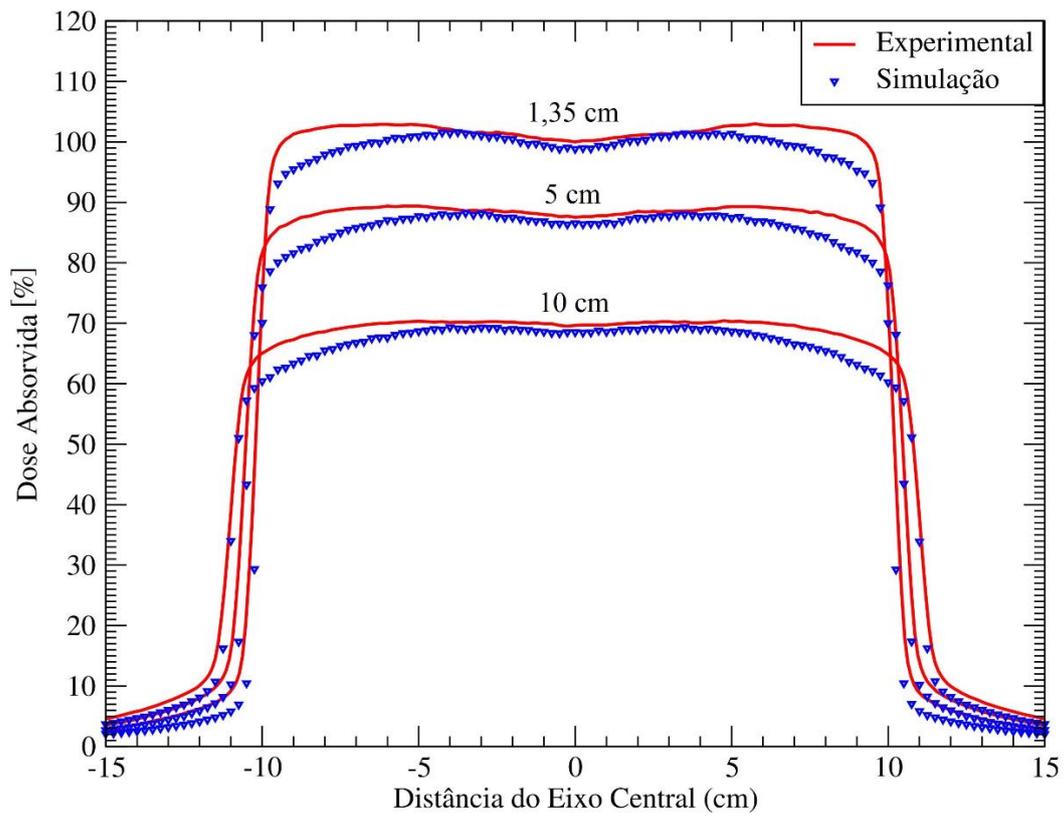
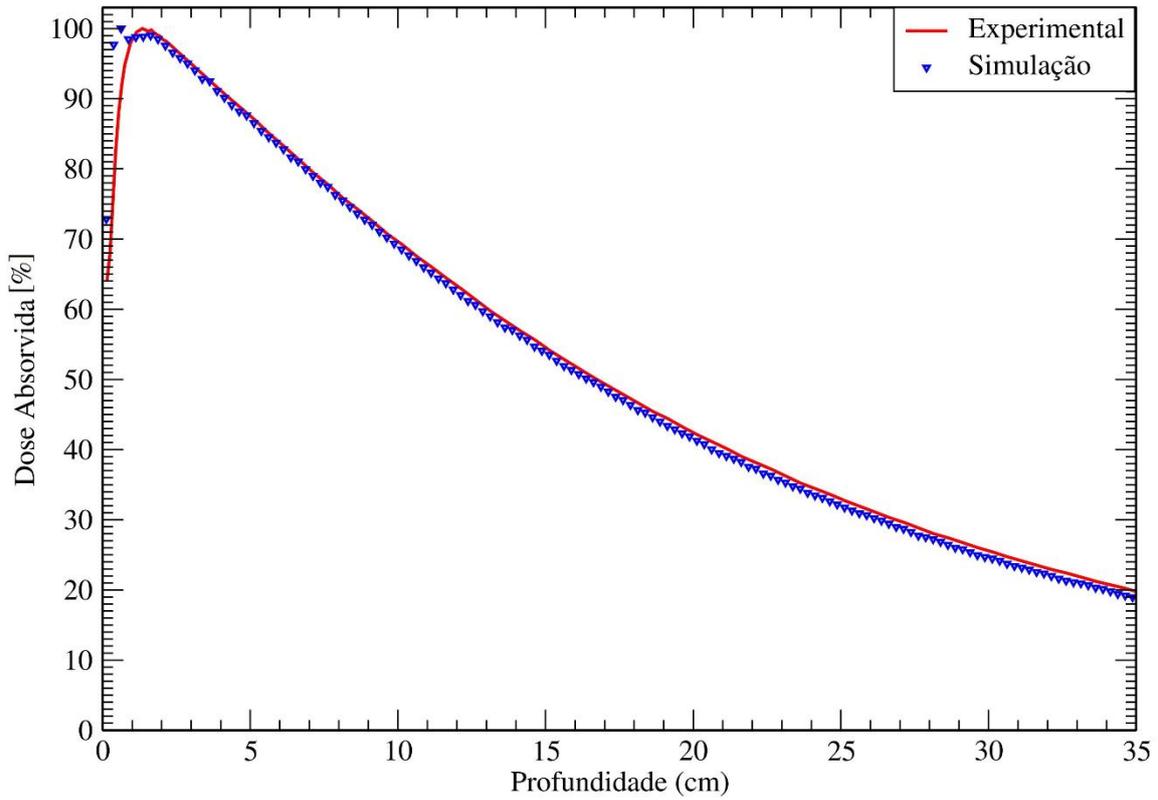
Figura 33 – Perfis dosimétricos do campo clínico de 10 cm x 10 cm.



Fonte: O autor (2021).

(a) PDD. (b) OAR para as profundidades 1,5 cm, 5 cm e 10 cm.

Figura 34 – Perfis dosimétricos do campo clínico de 20 cm x 20 cm.



Fonte: O autor (2021).

(a) PDD. (b) OAR para as profundidades 1,35 cm, 5 cm e 10 cm.

Os campos de tamanhos 4 cm x 4 cm e 10 cm x 10 cm tiveram seus valores de erros relativos médios para os perfis de PDD (região *buildup* e eixo central) e OAR (região central e umbra para as profundidades de 1,5 cm, 5 cm e 10 cm) avaliados dentro dos limites de tolerância estabelecidos pela IAEA. Os dados dos erros relativos médios da penumbra do OAR para as profundidades de 1,5 cm e 5 cm (4 cm x 4 cm) e 1,5 cm e 10 cm (10 cm x 10 cm) obtiveram valores razoavelmente mais altos que os toleráveis para essa região (com admissão de 10%), enquanto nas profundidades de 10 cm (4 cm x 4 cm) e 5 cm (10 cm x 10 cm) foram considerados aceitáveis. Seguindo uma avaliação global que considerou todas as regiões, as análises realizadas ratificaram as validações dos campos de 4 cm x 4 cm e 10 cm x 10 cm, bem como, as validações de seus respectivos arquivos de PhSp e suas modelagens. Em contrapartida, a avaliação global do campo de tamanho 20 cm x 20 cm se mostrou insuficiente e suas simulações não foram validadas. Os erros relativos médios do PDD para as regiões de *buildup* e eixo central indicaram, respectivamente, valores dentro e sutilmente fora dos limites estabelecidos. Ainda assim, mesmo com valores médios razoavelmente satisfatórios, foi observado uma discrepância gráfica e numérica considerável em relação ao valor obtido e esperado para a dose percentual na profundidade de dose máxima (razão essa ainda não muito bem compreendida). Para o OAR, em ao menos uma das profundidades de análise (de uma dada região) o valor do erro relativo médio foi acima do limite de aceite. Apenas a profundidade de 5 cm obteve, de modo unanime (central, penumbra e umbra), valores dentro do limite tolerável. A profundidade de 1,35 cm apresentou inconsistências nas regiões de penumbra e umbra, enquanto na área central foi certificada. De modo análogo, a profundidade de 10 cm não foi aprovada nas regiões central e penumbra, ao passo que na umbra apresentou valor de erro satisfatório. Muito dessas inconsistências observadas nesse perfil se originaram do posicionamento do filtro aplainador no eixo central, que influenciou diretamente em diferenças de doses mais grosseiras próxima das bordas do campo. O parâmetro de posição do filtro foi decisivo na atenuação dos fótons simulados que se direcionaram à fronteira do campo, ocasionando em uma menor contabilização no fantoma e conseqüentemente em um valor dosimétrico menor. Além disso, essa interferência colaborou para que os valores dos erros relativos averiguados pontualmente dentro das regiões centrais desse campo (em todas as profundidades) fossem mais acentuados, conferindo um desvio médio ainda maior e com potencial de avaliação tendendo a ser fora dos critérios aceitáveis (como foi o obtido na profundidade de 10 cm).

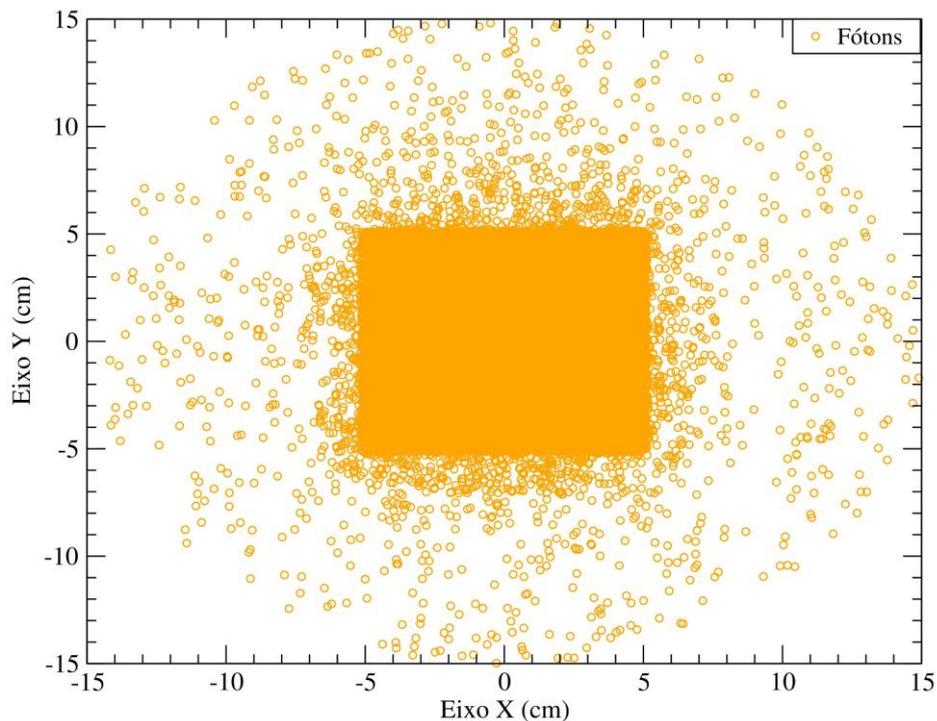
4.1.4 Caracterização Espectral do Campo de 10 cm x 10 cm

As grandezas de caracterização do PhSp foram analisadas para o campo com maior disposição terapêutica (10 cm x 10 cm). O PhSp do campo de 4 cm x 4 cm não foi investigado, apesar de validado. A maior especificidade desse campo nos tratamentos de pequenas áreas limita seu uso geral, o que tornou desinteressante sua análise. Em especial, por ser (na prática clínica) mais útil no CQ do que na terapia, o campo largo (20 cm x 20 cm) não foi averiguado. Além disso, suas simulações também não foram validadas, impossibilitando qualquer análise.

4.1.4.1 Espalhamento

Na Figura 35 é exibido o espalhamento dos fótons que foram contabilizados no plano de registro no fundo do acelerador (SSD = 100 cm).

Figura 35 – Espalhamento dos fótons no plano X-Y.



Fonte: O autor (2021).

Visão frontal do plano de contabilização.

A representação dos fótons foi dada por pequenos círculos de cor laranja, os quais estão contidos dentro do campo circular de raio de 15 cm. Esse tamanho de raio (previamente estabelecido na simulação com as divisões *bremstrahlung* direcionais) foi responsável por

definir o campo circular útil dos feixes dos fótons. Como visualizado, a área central do campo quadrado (maior concentração dos fótons) encontra-se inscrita sobre a grande área circular do campo, apresentando intervalos espaciais em X e Y, concomitantemente, de -5 cm a +5 cm. As áreas compreendidas nos intervalos entre -9 cm a -5 cm e +5 cm a +9 cm dos eixos X e Y, simultaneamente, evidenciam as regiões de penumbra e umbra do campo, as quais apresentam menor acúmulo de fótons. Áreas fora da fronteira quadrada (além da região limitada pelo campo entre -9 cm a +9 cm, em ambos os eixos) revelam uma baixa densidade de fótons no plano, ocasionando em altas incertezas estatísticas em suas contabilizações. Ao todo, 10^5 fótons foram registrados.

4.1.4.2 Fluência Planar das Partículas

A contribuição de cada uma das partículas (geradas no processo de simulação do cabeçote do LINAC) na fluência planar está exibida na Tabela 15. O levantamento dessas informações foi realizado dentro da região central do campo quadrado (nesse caso limitado por sua meia largura, entre 0 cm e 5 cm da posição X). Os valores dessas contribuições foram normalizados para a posição de máxima fluência.

Tabela 15 – Contribuição das partículas na fluência planar do PhSp em $X \simeq 4,44 \text{ cm}^{11}$.

| Tipos de partículas | Contribuição relativa (%) \simeq |
|----------------------------|------------------------------------------------------|
| Todas | 100,00 |
| Fótons | 99,87 |
| Elétrons | $1,23 \times 10^{-1}$ |
| Pósitrons | $1,98 \times 10^{-3}$ |

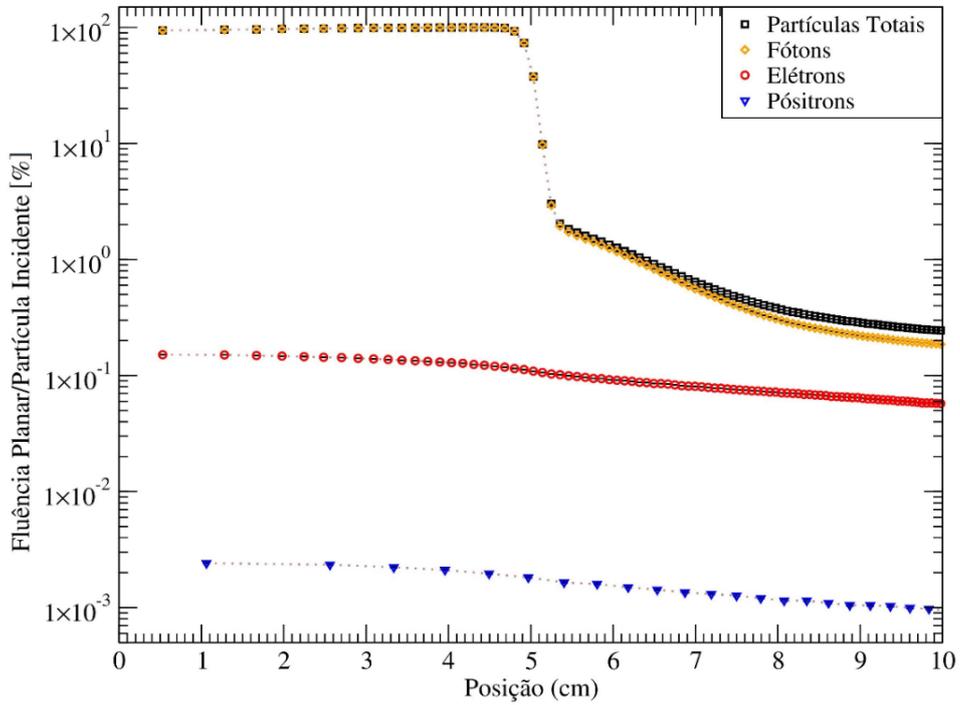
Fonte: O autor (2021).

A fluência planar foi constituída quase que em sua totalidade pelos fótons. Eles representaram 99,87% de toda fluência considerada, enquanto elétrons e pósitron reproduziram valores percentuais menos significativos. Isso era de se esperar, tendo em vista o tipo de terapia envolvida (RT com fótons). Regiões fora da área central (por exemplo, em $X \simeq 9 \text{ cm}$) apresentaram ligeira tendência de queda na influência dos fótons (76,97%) e aumento na contribuição dos elétrons (22,63%). Esse efeito se dá devido às contribuições dos elétrons contaminantes serem efetivamente gerados na última camada de ar do cabeçote do LINAC

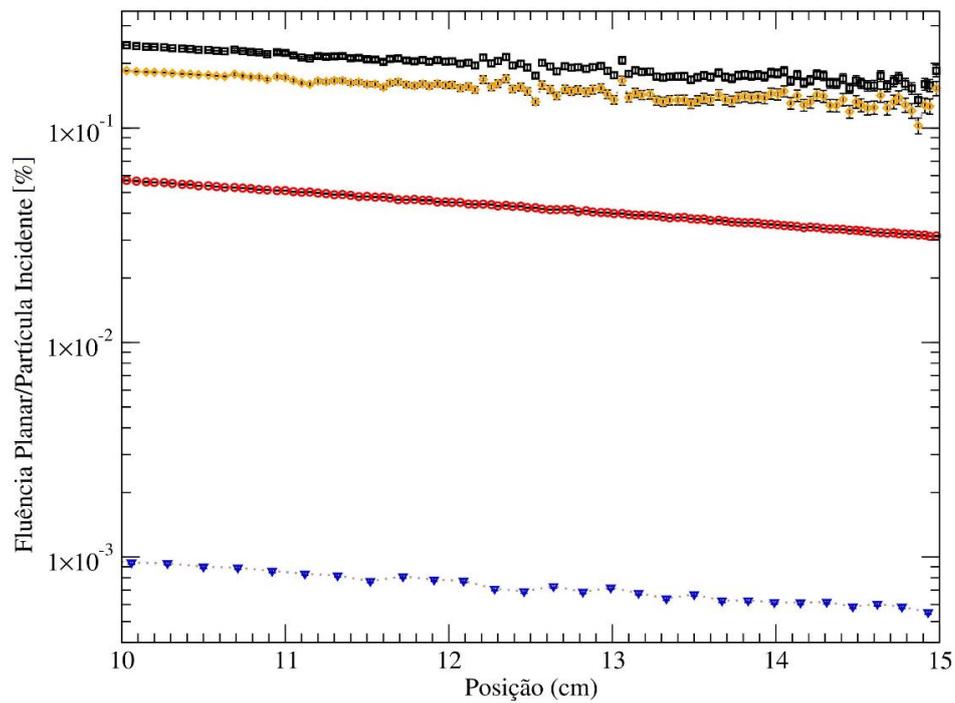
¹¹ $X \simeq 4,44 \text{ cm}$ representa a posição de máxima fluência das partículas totais.

(entre os colimadores secundários e o plano de registro) e mais facilmente espalhados além da região central. Na Figura 36 é ilustrada a fluência planar de todas essas partículas obtidas em função da posição no eixo X do PhSp.

Figura 36 – Fluência planar das partículas.



(a)



(b)

Fonte: O autor (2021).

(a) Posição de 0 cm a 10 cm. (b) Posição de 10 cm a 15 cm.

4.1.4.3 Fluência Planar dos Fótons

Na Tabela 16 são mostradas as contribuições de cada um dos componentes do cabeçote do LINAC na fluência planar dos fótons. De modo análogo a fluência planar das partículas totais, a investigação dessas informações foi realizada dentro da região central do campo quadrado (limitado por sua meia largura, entre 0 cm e 5 cm da posição X). Os valores dessas contribuições foram normalizados para a posição de máxima fluência.

Tabela 16 – Contribuição dos componentes na fluência dos fótons do PhSp em $X \simeq 4,44$ cm¹².

| Componente | Contribuição relativa (%) \simeq |
|-------------------------|------------------------------------------------------|
| Alvo | 99,83 |
| Colimador primário | $1,31 \times 10^{-1}$ |
| Filtro aplainador | $2,54 \times 10^{-2}$ |
| Colimadores secundários | $9,01 \times 10^{-3}$ |
| Câmara de ionização | $2,38 \times 10^{-3}$ |
| Camada de ar | $6,33 \times 10^{-4}$ |
| Janela de saída | $1,61 \times 10^{-4}$ |
| Espelho | $7,51 \times 10^{-5}$ |
| Blindagem | $3,60 \times 10^{-5}$ |

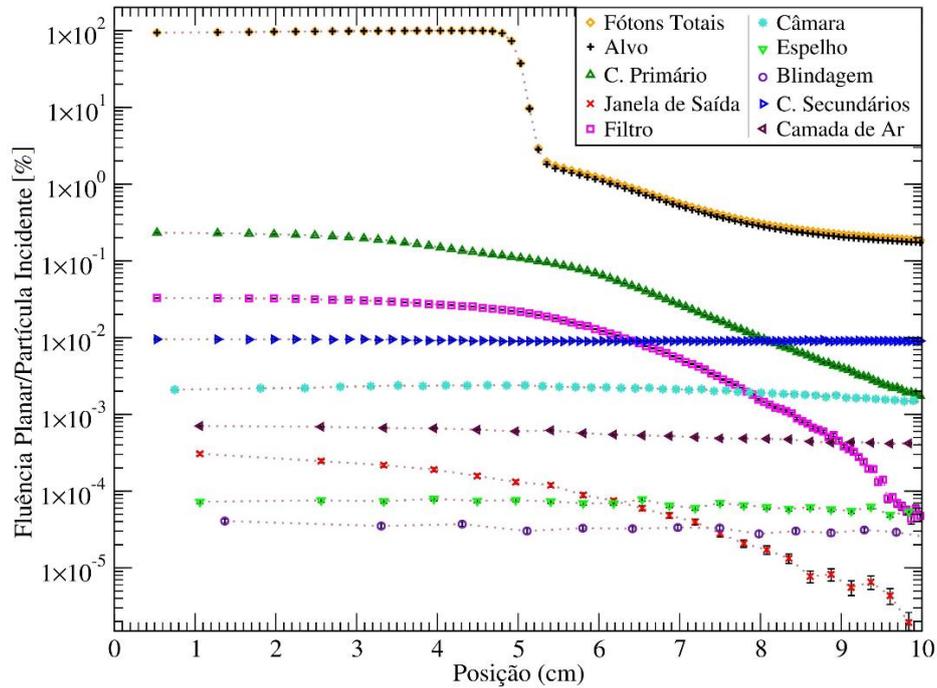
Fonte: O autor (2021).

A contribuição de um componente do cabeçote na fluência planar está diretamente relacionada com a última interação que um dado fóton teve com ele antes de atingir o plano de registro do PhSp. Como esperado, a maior parte dessas contribuições resultaram do alvo (99,83%), que é o maior responsável pela produção dos fótons. O restante da fluência planar (0,17%) advém do espalhamento desses fótons com os outros componentes do LINAC, como é o caso do colimador primário (0,131%) e do filtro aplainador (0,0254%), os quais representam as duas unidades de maior influência na qualidade dos feixes (além do próprio alvo). Blindagem, espelho, janela de saída, camada de ar e câmara de ionização representam, nessa ordem, os componentes com as menores influências, o que explica, por vezes, em suas ocultações em modelagens. Os colimadores secundários despontam como o quarto elemento de maior interferência na fluência, apesar do seu valor percentual ser ainda significativamente baixo. Em regiões além da área central (por exemplo, em $X \simeq 9$ cm) percebe-se um crescimento

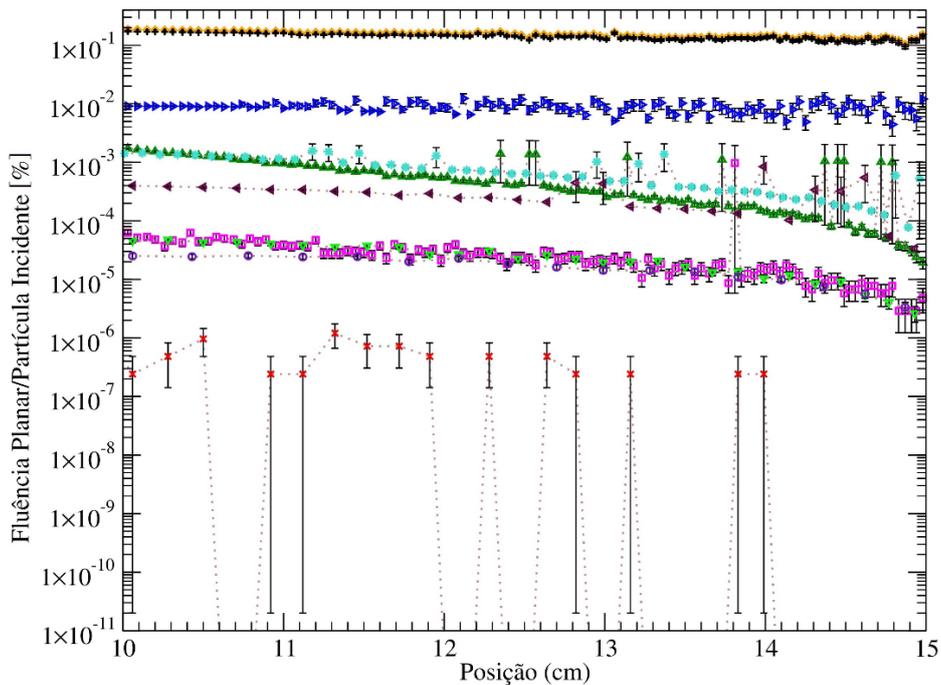
¹² $X \simeq 4,44$ cm representa a posição de máxima fluência dos fótons.

na fluência e uma contribuição percentual mais acentuada (0,0412%), enquanto as influências do colimador primário e do filtro aplainador apontam para um decréscimo mais proeminente. Na Figura 37 são exibidas as fluências desses componentes modelados.

Figura 37 – Fluência planar dos componentes do cabeçote do LINAC.



(a)



(b)

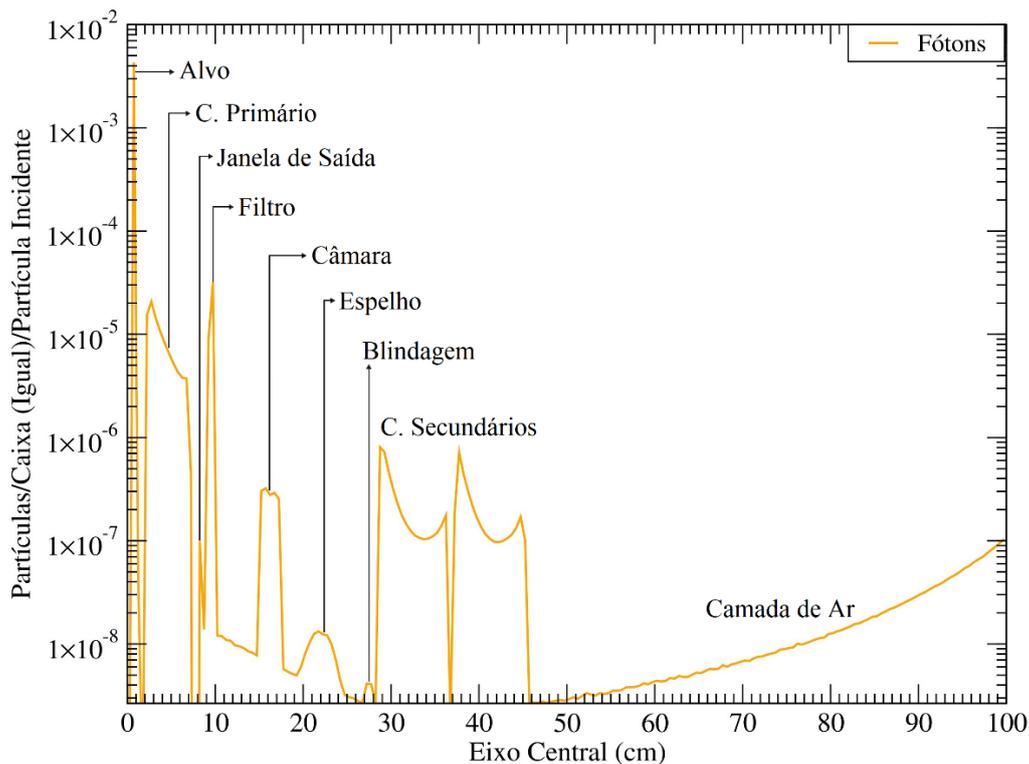
Fonte: O autor (2021).

(a) Posição de 0 cm a 10 cm. (b) Posição de 10 cm a 15 cm.

4.1.4.4 Distribuição ZLAST

A distribuição ZLAST (Figura 38) mostra as posições do espaço, ao longo do eixo central dos feixes, onde os fótons pontuados no arquivo de PhSp interagiram pela última vez. Esses dados foram adquiridos considerando a região central do campo quadrado (entre -5 cm e $+5$ cm para X e Y, concomitantemente) e um número de pontos suficiente para obter uma resolução (caixa) de 5 mm (200 pontos entre 0 cm e 100 cm).

Figura 38 – Distribuição ZLAST dos fótons.



Fonte: O autor (2021).

Como observado no primeiro pico a esquerda, a maior parte dos fótons foram provenientes do alvo. Sua curta influência espacial sobre o eixo de propagação se explica em sua pequena dimensão Z quando comparada a outros componentes do LINAC. O colimador primário e o filtro aplainador despontam como os outros dois elementos com mais relevantes contribuições para o ZLAST. Apesar do valor de pico do colimador primário ser menor que o da estrutura de aplainamento, a integração espacial de suas influências (entre 2,25 cm e 7,05 cm) soma maiores contribuições, com $9,3 \times 10^{-5}$ partículas/caixa (igual)/partículas incidentes, enquanto o filtro (entre 9 cm e 9,87 cm) totaliza $4,09 \times 10^{-5}$ partículas/caixa (igual)/partículas incidentes. Os colimadores secundários aparecem como o quarto componente mais interferente

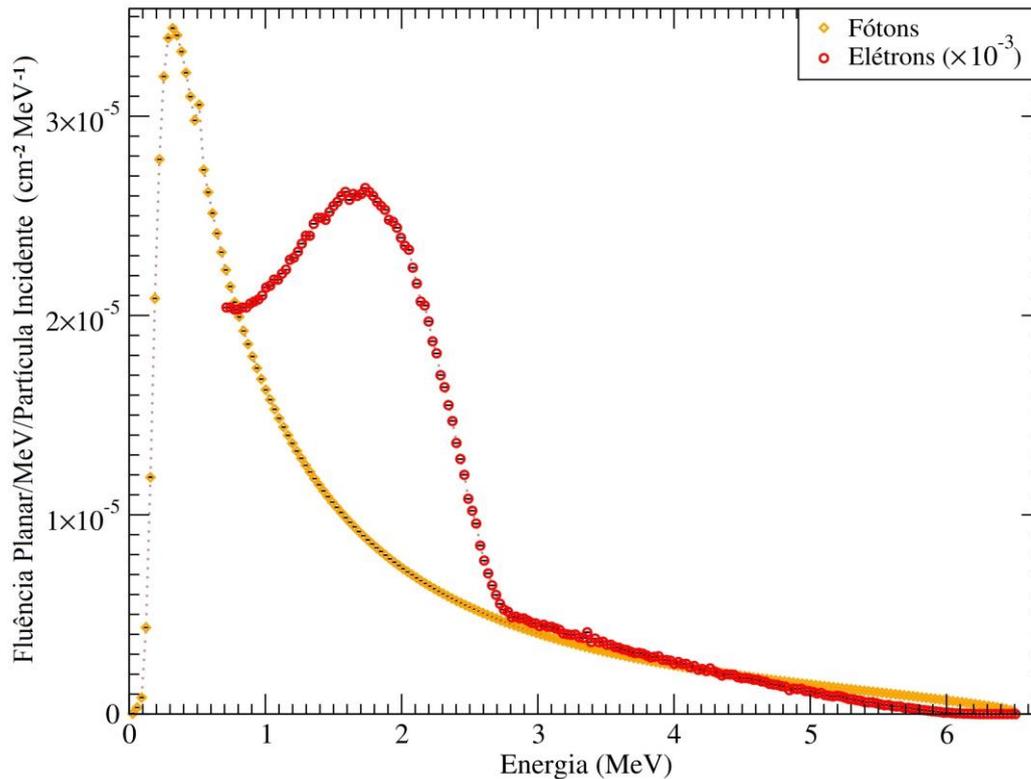
nas características dos feixes, com valores integrados creditando $7,18 \times 10^{-6}$ partículas/caixa (igual)/partículas incidentes. Suas contribuições ocorrem devido à larga espessura que os blocos de tungstênio (responsáveis pela atenuação dos fótons) possuem e sua maior proximidade com o plano de registro. Câmara, espelho, janela de saída e blindagem apresentaram pequenos valores para o ZLAST, com medidas da ordem de 10^{-7} e ordens potenciais ainda mais baixas. Isso reitera a pequena influência que esses objetos têm na modificação da qualidade dos fótons. Por último, a camada de ar evidencia um crescimento relevante na distribuição ZLAST quando contabilizada próxima do plano de registro. Entretanto, ainda assim, essas totalizações nas contribuições não revelam significativa influência para caracterização fotônica. De modo geral, essas avaliações concordam com os resultados observados para a fluência planar dos componentes do LINAC.

4.1.4.5 Espectro de Energia

A distribuição espectral dos fótons apresentou uma curva bem definida dentro da região de energia que se estende de 0,01 MeV (corte usado para os fótons) até 6,52 MeV. Os resultados indicaram o valor máximo da distribuição sendo contabilizado em 0,32 MeV. A maior parte dos fótons espalhados (0,17% da fluência de fótons) encontra-se dentro do limite de baixas energias do espectro (entre 0,01 MeV até pouco mais que 1,5 MeV). Isso decorre das consideráveis perdas energéticas sofridas por esses fótons, resultantes de suas interações com os elementos do cabeçote. Em oposição, os fótons provenientes do alvo (que pontuaram diretamente o plano de registro) foram os principais responsáveis pelas contabilizações nas regiões de intervalo energético mais alto. A distribuição dos elétrons, por sua vez, exibiu uma curva ligeiramente crescente dentro do intervalo energético de 0,7 MeV (corte usado para os elétrons) até 1,73 MeV (cume), seguido de uma queda acelerada (até 2,81 MeV) e outra mais sutil (até 6,52 MeV). Apesar da distribuição dos elétrons possuir (no pico) um valor energético mais elevado que o dos fótons, observou-se que a fluência dos fótons (no pico) foi significativamente maior em relação aos elétrons, apresentando um fator de diferença de $1,3 \times 10^3$.

Todas essas informações dos espectros de energia foram obtidas considerando a região central do campo quadrado (entre -5 cm e $+5$ cm para X e Y, simultaneamente). O fator multiplicativo da ordem de 10^{-3} foi utilizado para redimensionar a intensidade espectral dos elétrons (em virtude de sua baixa contabilização no plano). Na Figura 39 são mostradas as curvas espectrais dos fótons e elétrons.

Figura 39 – Espectro de energia dos fótons e elétrons.



Fonte: O autor (2021).

4.1.4.6 Energia Média

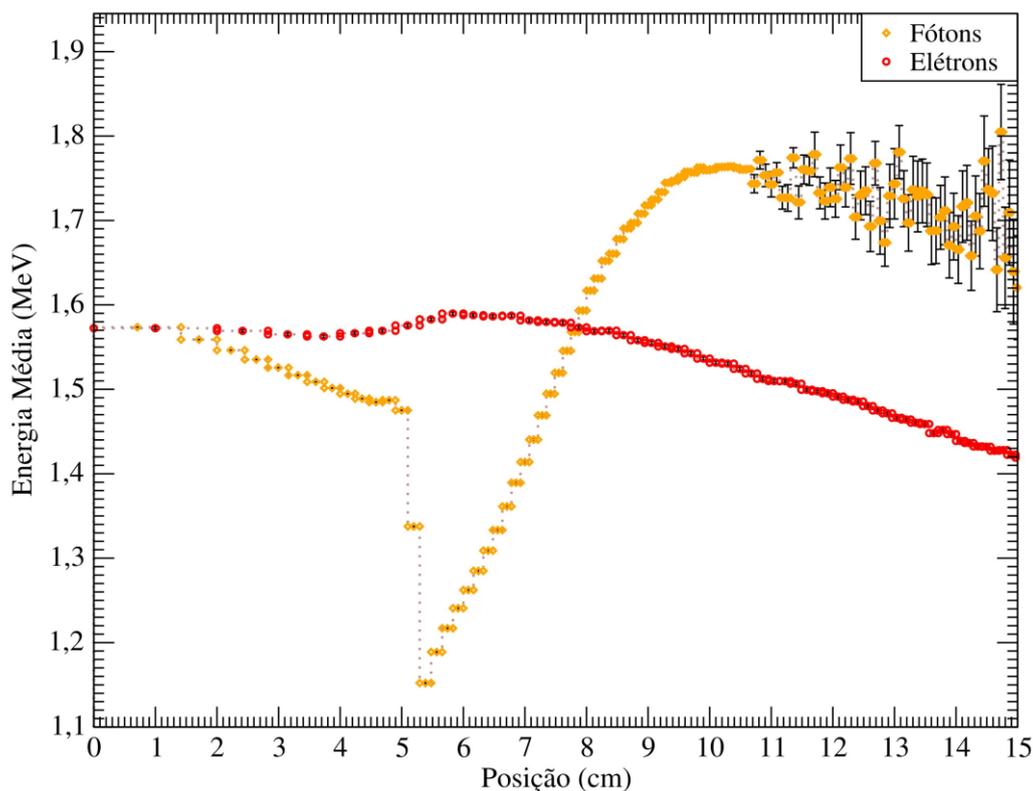
Os valores da energia média dos fótons dentro da região central do campo quadrado (limitado por sua meia largura, entre 0 cm e 5 cm da posição X) apresentaram uma tendência de queda pouco acentuada. No centro e na borda do campo os resultados foram de, respectivamente, 1,57 MeV e 1,49 MeV, o que exprimiu uma diminuição de 5,5%. Na área de fronteira da região central foi observado um decréscimo acentuado, com variação entre 1,49 MeV (máximo) e 1,15 MeV (mínimo), resultando em uma diferença percentual significativa (22,5%). Em contrapartida dessa disposição às quedas, averiguou-se uma rápida evolução (crescimento) nos valores médios para as regiões além do limite útil do campo. Esse fenômeno se deve ao fato dos colimadores secundários filtrarem grande parte dos fótons de baixa energia. Esse processo de atenuação sucedeu em uma maior rigidez no feixe (constituído por fótons mais energéticos) e, conseqüentemente, ocasionou o aumento das médias das energias devido aos fótons não atenuados. Vale ressaltar que, mesmo com esse aumento nas energias, a fluência planar desses fótons nessas regiões é expressivamente baixa, como já observado na Figura 36.

Nesse contrabalanço, a influência desse aumento nas energias torna-se insignificante em possíveis modificações dosimétricas.

Com relação aos elétrons foi verificado um irrisório decréscimo de 0,19% nos valores médios das energias dentro da área central do campo. Nas regiões além da borda visualizou-se um sutil aumento (em 5,83 cm e energia de 1,59 MeV) seguido de uma ligeira diminuição nos valores médios. De modo geral, a distribuição da média energética dos elétrons não reverbera em maiores contribuições dosimétricas, visto que a fluência planar dessa partícula é muito baixa quase que em toda a extensão das posições pontuadas.

As distribuições da energia média dos fótons e elétrons em função da posição X são exibidas na Figura 40.

Figura 40 – Energia média dos fótons e elétrons.



Fonte: O autor (2021).

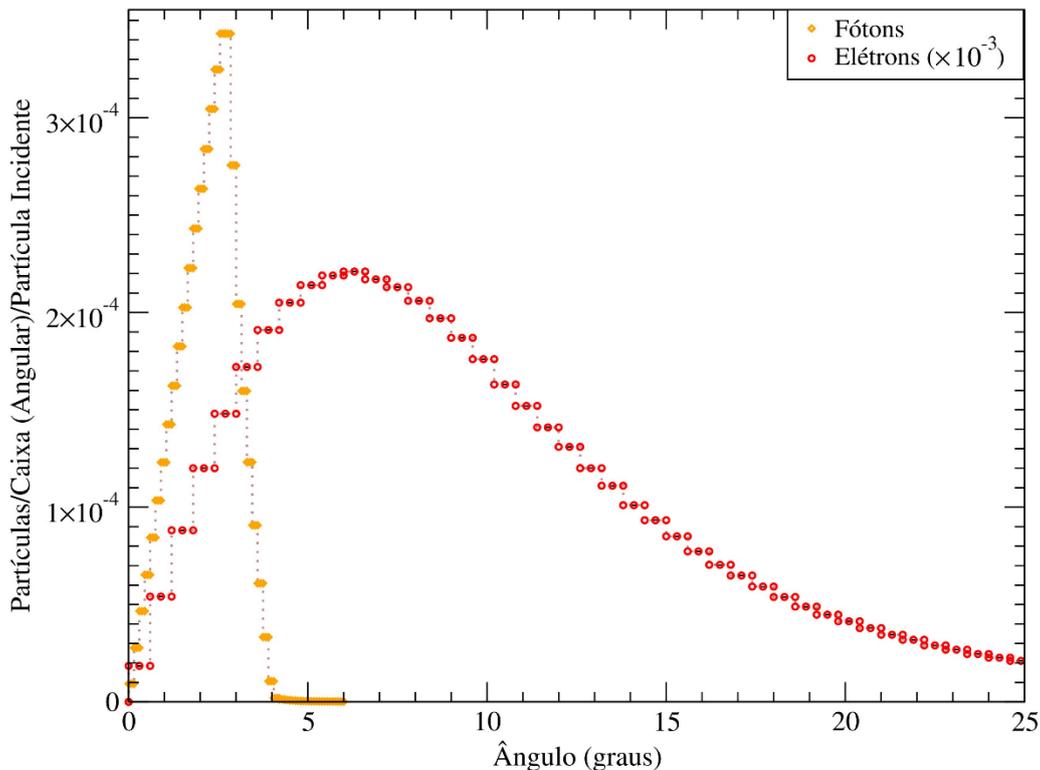
4.1.4.7 Distribuição Angular

Os fótons apresentaram alcances com desvios angulares relativamente pequenos, considerando desde sua saída onde foram produzidos (alvo) até seu registro no plano de contabilização. Os resultados indicaram um intervalo máximo de variação entre 0° e 4°, com

cume da distribuição ocorrendo em $2,7^\circ$. Em oposição, os elétrons exibiram uma distribuição angular mais esparsa, resultado direto de sua maior predisposição ao espalhamento. Os dados mostraram um maior número de elétrons espalhando com ângulos de desvio de $6,3^\circ$, mas com arranjos que se estendem um pouco mais além de 20° . O fato dessa estrutura corpuscular ser pouquíssimo massiva e carregada contribui para esses desvios angulares mais acentuados. Nesse caso, além disso, salienta-se que grande parte dessas contribuições advém de elétrons contaminantes criados entre o alvo e o plano de registro. Os fótons derivados do alvo ionizam as camadas de ar dentro do cabeçote, criando esses elétrons de baixas energias.

A Figura 41 exibe as distribuições angulares dos fótons e elétrons. Os dados dessas distribuições foram adquiridos considerando a região central do campo quadrado (entre -5 cm e $+5$ cm para X e Y, concomitantemente). A observação que deve ser feita são os baixos valores da distribuição dos elétrons, ajustados pelo fator multiplicativo de 10^{-3} (apenas para uma melhor visualização gráfica).

Figura 41 – Distribuição angular dos fótons e elétrons.



Fonte: O autor (2021).

5 CONCLUSÃO

Como principal produto desse trabalho, a modelagem computacional do LINAC *Varian Clinac 2100* (modelo C/D), de potencial nominal de 6 MV para terapia com fótons, e suas simulações dos feixes de radiações foram desenvolvidas. As validações dos campos de tamanhos 4 cm x 4 cm e 10 cm x 10 cm possibilitaram novos horizontes para futuras simulações MC em tratamentos radioterápicos. A consideração de uma fonte de RT com modelo computacional autenticado permitirá que se tenham acoplamentos diversos para composição de novos MCEs com aplicabilidades específicas em práticas clínicas. Além disso, a fonte poderá ser útil no âmbito de pesquisa, planejamentos radioterápicos e no CQ com feixes de fótons que envolvam esse mesmo modelo de LINAC da fabricante *Varian Medical Systems*. Em relação ao campo de 20 cm x 20 cm, a avaliação global evidenciou a invalidação do modelo construído. Nesse caso, a indicação de uma nova análise se faz necessária, conforme observado em seus erros relativos fora dos limites de aceitação. Sendo assim, recomenda-se a verificação do posicionamento do filtro aplainador e um ajuste fino na inclinação angular da abertura dos colimadores secundários e, em um segundo momento, da largura do alvo, os quais são parâmetros potencialmente responsáveis pelas imprecisões dosimétricas nas regiões fronteiriças a borda do campo e de alto gradiente de dose. Por fim, sua estruturada deverá ser remodelada e suas simulações reconduzidas, objetivando validá-la.

Como um subproduto desse trabalho, a caracterização espectral do arquivo de PhSp do campo de 10 cm x 10 cm foi realizada com o objetivo de relatar informações adicionais sobre as partículas constituintes dos feixes de radiações e as contribuições que os componentes do cabeçote tiveram na influência da qualidade desses feixes. Além disso, foram verificadas grandezas importantes como os espectros de energia, energias médias e distribuições angulares de fótons e elétrons. As conclusões dessas investigações mostraram que a maioria dos feixes de radiações produzidos pelo acelerador foram constituídos por fótons, e em um menor percentual por elétrons e pósitrons. Com relação as influências dos componentes, o alvo destacou-se como principal elemento interferente na fluência planar dos fótons. Já em segundo e terceiro lugar, ainda que com menores contribuições, aparecem o colimador primário e o filtro aplainador, respectivamente. As estruturas: espelho, câmara de ionização, blindagem e janela de saída obtiveram influências pouco significativas e poderiam até ter sido ocultadas da modelagem. De modo geral, essas informações corroboraram com o que foi observado na literatura.

6 PERSPECTIVAS

- Desenvolver um novo MCE que faça uso de um fantoma computacional (já elaborado pelo LDN-IFPE), um dos arquivos de PhSp validados nesse trabalho (seja ele para pequeno ou médio campo) e o algoritmo de transporte de radiações EGSnrc a fim de realizar simulações MC com problemáticas específicas que envolvam a RT.
- Realizar um trabalho colaborativo para estudo da avaliação funcional dos sistemas EGSnrc e GEANT4 na validação do campo clínico de RT de tamanho 10 cm x 10 cm do LINAC *Varian Clinac 2100* (modelo C/D).
- Produzir um estudo para avaliação das técnicas de redução de variância que o sistema BEAMnrc dispõe, verificando possíveis otimizações temporais do processo de simulação na geração dos arquivos de PhSp. Variáveis do tipo LATCH e IZLAST, divisões *bremsstrahlung* e alcance de rejeição de elétrons deverão ser investigadas. Além disso, examinar a influência temporal que o tamanho da região de voxelização de um fantoma pode gerar nas execuções dosimétrica com *software* DOSXYZnrc.

REFERÊNCIAS

AGOSTINELLI, S.; ALLISON, J.; AMAKO, K.; APOSTOLAKIS, J.; ARAUJO, H.; ARCE, P.; ASAI, M.; AXEN, D.; BANERJEE, S.; BARRAND, G.; BEHNER, F.; BELLAGAMBA, L.; BOUDREAU, J.; BROGLIA, L.; BRUNENGO, A.; BURKHARDT, H.; CHAUVIE, S.; CHUMA, J.; CHYTRACEK, R.; COOPERMAN, G.; COSMO, G.; DEGTYARENKO, P.; DELL'ACQUA, A.; DEPAOLA, G.; DIETRICH, D.; ENAMI, R.; FELICIELLO, A.; FERGUSON, C.; FESEFELDT, H.; FOLGER, G.; FOPPIANO, F.; FORTI, A.; GARELLI, S.; GIANI, S.; GIANNITRAPANI, R.; GIBIN, D.; GÓMEZ CADENAS, J. J.; GONZÁLEZ, I.; GRACIA ABRIL, G.; GREENIAUS, G.; GREINER, W.; GRICHINE, V.; GROSSHEIM, A.; GUATELLI, S.; GUMPLINGER, P.; HAMATSU, R.; HASHIMOTO, K.; HASUI, H.; HEIKKINEN, A.; HOWARD, A.; IVANCHENKO, V.; JOHNSON, A.; JONES, F. W.; KALLENBACH, J.; KANAYA, N.; KAWABATA, M.; KAWABATA, Y.; KAWAGUTI, M.; KELNER, S.; KENT, P.; KIMURA, A.; KODAMA, T.; KOKOULIN, R.; KOSSOV, M.; KURASHIGE, H.; LAMANNA, E.; LAMPÉN, T.; LARA, V.; LEFEBURE, V.; LEI, F.; LIENDL, M.; LOCKMAN, W.; LONGO, F.; MAGNI, S.; MAIRE, M.; MEDERNACH, E.; MINAMIMOTO, K.; MORA DE FREITAS, P.; MORITA, Y.; MURAKAMI, K.; NAGAMATU, M.; NARTALLO, R.; NIEMINEN, P.; NISHIMURA, T.; OHTSUBO, K.; OKAMURA, M.; O'NEALE, S.; OOHATA, Y.; PAECH, K.; PERL, J.; PFEIFFER, A.; PIA, M. G.; RANJARD, F.; RYBIN, A.; SADILOV, S.; DI SALVO, E.; SANTIN, G.; SASAKI, T.; SAVVAS, N.; SAWADA, Y.; SCHERER, S.; SEI, S.; SIROTENKO, V.; SMITH, D.; STARKOV, N.; STOECKER, H.; SULKIMO, J.; TAKAHATA, M.; TANAKA, S.; TCHERNIAEV, E.; SAFAI TEHRANI, E.; TROPEANO, M.; TRUSCOTT, P.; UNO, H.; URBAN, L.; URBAN, P.; VERDERI, M.; WALKDEN, A.; WANDER, W.; WEBER, H.; WELLISCH, J. P.; WENAU, T.; WILLIAMS, D. C.; WRIGHT, D.; YAMADA, T.; YOSHIDA, H.; ZSCHIESCHE, D. Geant4—a simulation toolkit. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research**, Amesterdã, v. 506, n. 3, p. 250-303, 2003.

ANDRADE, P. H. A. **Construção e voxelização de um fantoma mesh masculino adulto com macro circulação e vasos linfáticos**. 2018. Tese (Doutorado em Ciências) - Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, Recife, 2018.

ARROYO, M. C. L. Dosimetría física. Caracterización de los haces de fotones y electrones. In: SERRETA, A. B.; ARROYO, M. C. L. (Coords.). **Fundamentos de Física Médica**. Sevilla: ADI, 2012. v. 3. p. 103-124.

BARBOSA, P. **Implementação do Controle de Qualidade para Sistemas de Planejamento do Tratamento em Radioterapia nas Avaliações Externas do PQRT/INCA**. 2011. Dissertação (Mestrado em Engenharia Nuclear) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia, Rio de Janeiro, 2011.

BATISTA, C. F. **Commissioning de um sistema de planimetria computadorizado de Monte Carlo comercial para Radioterapia**. 2010. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade Nova de Lisboa, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Lisboa, 2010.

BENCHEIKH, M.; MAGHNOUJ, A.; TAJMOUATI, J.; DIDI, A.; EZZATI, A. O. Validation of Monte Carlo Simulation of 6 MV Photon Beam Produced by Varian Clinac 2100 Linear Accelerator Using BEAMnrc Code and DOSXYZnrc Code. **Physics of Particles and Nuclei Letters**, Berlim, v. 14, n. 5, p. 780-787, 2017.

BIELAJEW, A. History of Monte Carlo. In: SECO, J.; VERHAEGEN, F. (Coords.). **Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy**. Boca Raton: CRC Press, 2013. p. 3-16.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Departamento de Regulação, Avaliação e Controle. **Critérios e Parâmetros para o Planejamento e Programação de Ações e Serviços de Saúde no Âmbito do Sistema Único de Saúde**. Brasília: Ministério da Saúde, 2015. Disponível em: <http://www.saude.campinas.sp.gov.br/programas/protocolos/Parametros_SUS_2015.pdf>. Acesso em: 20 mar. 2019.

_____. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Portaria nº 741, de 19 de dezembro de 2005. Disponível em: <http://bvsmis.saude.gov.br/bvs/saudelegis/sas/2005/prt0741_19_12_2005.html>. Acesso em: 19 mar. 2019.

_____. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Portaria nº 140, de 27 de fevereiro de 2014. Redefine os critérios e parâmetros para organização, planejamento, monitoramento, controle e avaliação dos estabelecimentos de saúde habilitados na atenção especializada em oncologia e define as condições estruturais, de funcionamento e de recursos humanos para a habilitação destes estabelecimentos no âmbito do Sistema Único de Saúde (SUS). Disponível em: <http://bvsmis.saude.gov.br/bvs/saudelegis/sas/2014/prt0140_27_02_2014.html>. Acesso em: 20 mar. 2019.

BRIESMEISTER, J. F. **MCNPTM—A General Monte Carlo N—Particle Transport Code**. Manual do usuário. Califórnia, 2000. (LA-13709—M).

CABRAL, M. O. M. **Desenvolvimento de um modelo computacional de exposição para uso em avaliações dosimétricas em gestantes**. 2015. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, Recife, 2015.

CAMPOS, L. T. **Controle de Qualidade de Planejamentos de Tratamentos Radioterapêuticos com Feixes de Elétrons**. 2010. Tese (Doutorado em Engenharia Nuclear) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia, Rio de Janeiro, 2010.

CASSOLA, V. F. **Desenvolvimento de fantomas humanos computacionais usando malhas poligonais em função da postura, massa e altura**. 2011. Tese (Doutorado em Ciências) - Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, Recife, 2011.

CHARLES, P. H.; CROWE, S. B.; KAIRN, T.; KNIGHT, R.; HILL, B.; KENNY, J.; LANGTON, C. M.; TRAPP, J. V. The influence of Monte Carlo source parameters on detector design and dose perturbation in small field dosimetry. **Journal of Physics: Conference Series**, Bristol, v. 489, p. 1-4, mar. 2014. Paper apresentado no XVII International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Melbourne, 2013.

CHETTY, I. J.; CURRAN, B.; CYGLER, J. E.; DEMARCO, J. J.; EZZELL, G.; FADDEGON, B. A.; KAWRAKOW, I.; KEALL, P. J.; LIU, H.; CHARLIE MA, C.-M.; ROGERS, D. W. O.; SEUNTJENS, J.; SHEIKH-BAGUERI, D.; SIEBERS, J. V. Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. **Medical Physics**, College Park, v. 34, n. 12, p. 4818-4853, 2007.

ECKERMAN, K. F.; POSTON, J. W.; BOLCH, W. E.; XU, X. G. Stylized Computational Phantoms Developed at ORNL and Elsewhere. In: XU, X. G.; ECKERMAN, K. F. (Coords.). **Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry**. Boca Raton: CRC Press, 2010. p. 43-64.

EuCARD – European Coordination for Accelerator Research and Development. **Advances in Conformal Radiotherapy - Using Monte Carlo Code to design new IMRT and IORT accelerators and interpret CT numbers**. Relatório técnico. Meyrin, 2013. (EuCARD-BOO-2013-001).

FERRIGNO, R. **Panorama da Radioterapia no Brasil**. Relatório científico. São Paulo, 2013.

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

HORTON, J. L. ACCEPTANCE TESTS AND COMMISSIONING MEASUREMENTS. In: PODGORSK, E. B. (Coords.). **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**. Vienna: IAEA, 2005. p. 355-386.

IAEA – International Atomic Energy Agency. **Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer**. Relatório técnico. Vienna, 2004. (Series nº. 430).

_____. **Phase-Space Database for External Beam Radiotherapy**. Relatório técnico. Vienna, 2006. (INDC (NDS)-0484).

IARC – International Agency for Research on Cancer. Geneva, 2018. Disponível em: <<https://www.iarc.fr/featured-news/latest-global-cancer-data-cancer-burden-rises-to-18-1-million-new-cases-and-9-6-million-cancer-deaths-in-2018/>>. Acesso em: 17 mar. 2019.

INCA – Instituto Nacional do Câncer. Rio de Janeiro, 2020a. Disponível em: <<https://www.inca.gov.br/o-que-e-cancer>>. Acesso em: 30 dez. 2020.

_____. Rio de Janeiro, 2020b. Disponível em: <<https://www.inca.gov.br/noticias/brasil-tera-625-mil-novos-casos-de-cancer-cada-ano-do-trienio-2020-2022>>. Acesso em: 30 dez. 2020.

_____. Rio de Janeiro, 2020c. Disponível em: <<https://www.inca.gov.br/numeros-de-cancer>>. Acesso em: 08 out. 2020.

KALOS, M. H.; WHITLOCK, P. A. **Monte Carlo Methods**. 2. ed. Weinheim: Wiley-VCH, 2008.

KAWRAKOW, I. Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport. I. EGSnrc, the new EGS4 version. **Medical Physics**, College Park, v. 27, n. 3, p. 485-498, 2000.

KAWRAKOW, I.; MAINEGRA-HING, E.; ROGERS, D. W. O.; TESSIER, F.; WALTERS, B. R. B. **The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport**. Manual do usuário. Ottawa, 2020. (NRCC Report PIRS-701).

KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P. **The Physics of Radiation Therapy**. 5. ed. Filadélfia: Lippincott Williams & Wilkins, 2014.

LEÃO JUNIOR, R. G.; SOUSA, R. V.; OLIVEIRA, A. H.; SILVA, H. L. L.; MOURÃO, A. P. Validação de um modelo computacional de acelerador linear VARIAN CLINAC 2100 utilizando o código EGSnrc para utilização em dosimetria de pequenos campos. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, Recife, v. 6, n. 1, p. 1-19, 2018.

LEE, C.; LODWICK, D.; HURTADO, J.; PAFUNDI, D.; WILLIAMS, J. L.; BOLCH, W. E. The UF family of reference hybrid phantoms for computational radiation dosimetry. **Physics in Medicine and Biology**, Bristol, v. 55, n. 2, p. 339-363, 2010.

LI, J.; MA, C.-M. C. Monte Carlo as a QA Tool for Advanced Radiation Therapy. In: SECO, J.; VERHAEGEN, F. (Coords.). **Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy**. Boca Raton: CRC Press, 2013. p. 145-154.

LIMA, V. J. M. **Desenvolvimento de fantomas mesh infantis, morfologicamente consistentes com a anatomia humana, para uso em dosimetria**. 2011. Tese (Doutorado em Tecnologias Energéticas e Nucleares) - Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, Recife, 2011.

LOPES, M. C. Um século de terapia com radiação. **Gazeta de Física**, Coimbra, v. 30, n. 1, p. 14-29, 2007.

LOVEROCK, L.; MAYLES, P.; MCKENZIE, A.; THWAITES, D.; WILLIAMS, P. Linear Accelerators. In: MAYLES, P.; NAHUM, A.; ROSENWALD, J. C. (Coords.). **Handbook of Radiotherapy Physics. Theory and Practice**. Abingdon: Taylor & Francis, 2007. p. 197-240.

MA, C.-M.; ROGERS, D. W. O. **BEAMDP as a General-Purpose Utility**. Manual do usuário. Ottawa, 2020a. (NRCC Report PIRS-0509(E)revA).

_____. **BEAMDP Users Manual**. Manual do usuário. Ottawa, 2020b. (NRCC Report PIRS-0509(C)revA).

MACPHERSON, M. S.; ROSS, C. K. **A Magnetic Spectrometer for Electron Energy Calibration**. Relatório científico. Ottawa, 1998. (PIRS-0617).

MAGED MOHAMMED; BARDOUNI, T. E.; CHAKIR, E.; SAEED, M.; JAMAL, A. Z.; LAHDOUR MOHAMED. Validation of BEAMnrc Monte Carlo model for a 12MV photon beam. **Journal of King Saud University - Science**, Amsterdã, v. 30, n. 4, p. 537-543, 2018.

MARTINS, R. A. Como Becquerel não descobriu a radioatividade. **Caderno Brasileiro de Ensino de Física**, Florianópolis, v. 7, p. 27-45, 1990. Número especial.

MCGOWAN, H. C. E.; FADDEGON, B. A.; MA, C.-M. **STATDOSE for 3D dose distributions**. Manual do usuário. Ottawa, 2020. (NRCC Report PIRS-0509(F)).

MCKINNEY, G.; DURKEE, J.; HENDRICKS, J.; JAMES, M.; PELOWITZ, D.; WATERS, L. Review of Monte Carlo All-Particle Transport Codes and Overview of Recent MCNPX Features. In: INTERNATIONAL WORKSHOP ON FAST NEUTRON DETECTORS, 2006, Cidade do Cabo. **Proceedings**... Cidade do Cabo: Proceedings of Science, 2006. p. 1-16.

MORENO, M. Z. **Monte Carlo simulations for dosimetric verification in photon and electron beam radiotherapy**. 2012. Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica) - Universidade Nova de Lisboa, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Lisboa, 2012.

MORLOTTI, M. S. **Verificação de tratamentos radioterápicos diversos com dosimetria termoluminescente**. 2007. Dissertação (Mestrado em Física) - Universidade de São Paulo, Instituto de Física, São Paulo, 2007.

MOTA, T. R.; BARROS, D. P. O. Perfil dos pacientes com câncer de próstata em hospital de referência no estado de Pernambuco. **Revista Brasileira de Análises Clínicas**, Rio de Janeiro, v. 50, n. 4, p. 334-338, 2018.

NAHUM, A. Monte-Carlo Based Patient Dose Computation. In: MAYLES, P.; NAHUM, A.; ROSENWALD, J. C. (Coords.). **Handbook of Radiotherapy Physics. Theory and Practice**. Abingdon: Taylor & Francis, 2007. p. 603-620.

NEEDHAM, A. Simulation equipment. In: CHERRY, P.; DUXBURY, A. M. (Coords.). **Practical Radiotherapy. Physics and Equipment**. 2. ed. Chichester: John Wiley & Sons, 2009. p. 83-112.

OLIVEIRA, A. C. H. **Desenvolvimento de um sistema computacional baseado no código Geant4 para avaliações dosimétricas em radioterapia**. 2016. Tese (Doutorado em Ciências) - Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, Recife, 2016.

PAWLICKI, T.; SCANDERBEG, D. J.; STARKSCHALL, G. **Hendee's Radiation Therapy Physics**. 4. ed. Hoboken: John Wiley & Sons, 2016.

PÉREZ-CALATAYUD, J.; SERRETA, A. B. Tipos y especificación de fuentes en Braquiterapia. In: SERRETA, A. B.; PÉREZ-CALATAYUD, J. (Coords.). **Fundamentos de Física Médica**. Sevilla: ADI, 2014. v. 5. p. 21-42.

PETCHEVIST, P. C. D. **Comissionamento dos parâmetros físicos dosimétricos em aceleradores lineares clínicos usando o dosímetro FXG**. 2015. Tese (Doutorado em Ciências) - Universidade de São Paulo, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Ribeirão Preto, 2015.

PODGORSAK, E. B. EXTERNAL PHOTON BEAMS: PHYSICAL ASPECTS. In: PODGORSAK, E. B. (Coords.). **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**. Vienna: IAEA, 2005a. p. 161-218.

_____. TREATMENT MACHINES FOR EXTERNAL BEAM RADIOTHERAPY. In: PODGORSAK, E. B. (Coords.). **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**. Vienna: IAEA, 2005b. p. 123-160.

ROGERS, D. W. O.; FADDEGON, B. A.; DING, G. X.; MA, C.-M.; WE, J. BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. **Medical Physics**, College Park, v. 22, n. 5, p. 503-524, 1995.

ROGERS, D. W. O.; WALTERS, B.; KAWRAKOW, I. **BEAMnrc Users Manual**. Manual do usuário. Ottawa, 2020. (NRCC Report PIRS-0509(A)revL).

ROSENBERG, I. Relative Dose Measurements and Commissioning. In: MAYLES, P.; NAHUM, A.; ROSENWALD, J. C. (Coords.). **Handbook of Radiotherapy Physics. Theory and Practice**. Abingdon: Taylor & Francis, 2007. p. 367-384.

SALVAT, F.; FERNÁNDEZ-VAREA, J. M.; BARÓ, J.; SEMPAU, J. **PENELOPE, an algorithm and computer code for Monte Carlo simulation of electron-photon showers**. Relatório técnico. Madrid, 1996. (DOE/TIC-4602 (Rev. 1)).

SALVAT, F.; FERNÁNDEZ-VAREA, J. M.; SEMPAU, J. **PENELOPE-2011: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport**. Relatório técnico. Barcelona, 2011. (NEA/NSC/DOC(2011)5).

SANTANA, I. E. **Ferramentas computacionais para construção de um fantoma e otimização de modelos computacionais de exposição em braquiterapia de próstata**. 2019. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, Recife, 2019.

SANTOS, P. N. C. **Simulação de um tratamento radioterápico crânio-espinhal utilizando um fantoma de voxel infantil e espaços de fase representativos de um acelerador linear**. 2016. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, Recife, 2016.

SCAFF, L. A. M. **Física da Radioterapia**. São Paulo: Sarvier, 1997.

- SEMPAU, J.; SÁNCHEZ-REYES, A.; SALVAT, F.; TAHAR, H. O.; JIANG, S. B.; FERNÁNDEZ-VAREA, J. M. Monte Carlo simulation of electron beams from an accelerator head using PENELOPE. **Physics in Medicine and Biology**, Bristol, v. 46, n. 4, p. 1163-1186, 2001.
- SHEIKH-BAGHERI, D.; ROGERS, D. W. O.; ROSS, C. K.; SEUNTJENS, J. P. Comparison of measured and Monte Carlo calculated dose distributions from the NRC linac. **Medical Physics**, College Park, v. 27, n. 10, p. 2256-2266, 2000.
- SHEIKH-BAGHERI, D.; ROGERS, D. W. O. Sensitivity of megavoltage photon beam Monte Carlo simulations to electron beam and other parameters. **Medical Physics**, College Park, v. 29, n. 3, p. 379-390, 2002.
- SUNTHARALINGAM, N.; PODGORSK, E. B.; TÖLLI, H. BRACHYTHERAPY: PHYSICAL AND CLINICAL ASPECTS. In: PODGORSK, E. B. (Coords.). **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**. Vienna: IAEA, 2005. p. 451-484.
- THWAITES, D. I.; TUOHY, J. B. Back to the future: the history and development of the clinical linear accelerator. **Physics in Medicine and Biology**, Bristol, v. 51, n. 13, p. 343-362, 2006.
- TOWNSON, R.; TESSIER, F.; MAINEGRA, E.; WALTERS, B. **Getting Started with EGSnrc**. Manual do usuário. Ottawa, 2020.
- U.S. ATOMIC ENERGY COMMISSION. **Nuclear Reactors**. Relatório técnico. Washington, 1964.
- VERHAEGEN, F. Monte Carlo Modeling of External Photon Beams in Radiotherapy. In: SECO, J.; VERHAEGEN, F. (Coords.). **Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy**. Boca Raton: CRC Press, 2013. p. 63-86.
- VERHAEGEN, F.; SEUNTJENS, J. Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams. **Physics in Medicine and Biology**, Bristol, v. 48, n. 21, p. 107-164, 2003.
- VIEIRA, J. W. **Construção de um Modelo Computacional de exposição para cálculos dosimétricos utilizando o código Monte Carlo EGS4 e fantomas de voxels**. 2004. Tese (Doutorado em Tecnologias Energéticas e Nucleares) - Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, Recife, 2004.
- WALTERS, B.; KAWRAKOW, I.; ROGERS, D. W. O. **DOSXYZnrc Users Manual**. Manual do usuário. Ottawa, 2020. (NRCC Report PIRS-794revB).
- _____. History by history statistical estimators in the BEAM code system. **Medical Physics**, College Park, v. 29, n. 12, p. 2745-2752, 2002.
- XU, X. G. Computational Phantoms for Radiation Dosimetry: A 40-Year History of Evolution. In: XU, X. G.; ECKERMAN, K. F. (Coords.). **Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry**. Boca Raton: CRC Press, 2010. p. 3-42.

YANI, S.; RHANI, M. F.; SOH, R. C. X.; HARYANTO, F.; ARIF, I. Monte carlo simulation of varian clinac iX 10 MV photon beam for small field dosimetry. **International Journal of Radiation Research**, Tehran, v. 15, n. 3, p. 275-282, 2017.

YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. **Revista Brasileira de Física Médica**, São Paulo, v. 3, n. 1, p. 141-149, 2009.

ZANKL, M. The GSF Voxel Computational Phantom Family. In: XU, X. G.; ECKERMAN, K. F. (Coords.). **Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry**. Boca Raton: CRC Press, 2010. p. 65-86.

**APÊNDICE A – ALGORITMO DO ARQUIVO DE
ENTRADA DA MODELAGEM E SIMULAÇÃO DO LINAC
(CAMPO DE 10 CM X 10 CM - DISTRIBUIÇÃO UNIFORME)**

```

2100 C/D Varian Clinac - 6 MV Photon Mode                               #!GUI1.0
AIR700ICRU
0, 0, 0, 4, 1, 1, 0, IWATCH ETC.
100000000, 33, 97, 240, 2, 1000, 2, 0, NCASE ETC.
20, 100.6, 4, 21, 1, 9.723, DIRECTIONAL BREM OPTIONS
-1, 0, 0.15, 0, 0, 1, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, IQIN, ISOURCE + OPTIONS
0, MONOENERGETIC
6.2
0, 0, 0.7, 0.01, 0, -1, 1.0, 0, ECUT, PCUT, IREJCT, ESAVE
0, 1, 1, 9, 9, PHOTON FORCING
1, 9, SCORING INPUT
0, 1
0, DOSE COMPONENTS
0, Z TO FRONT FACE
***** start of CM SLABS with identifier target *****
0.5, RMAX
X-Ray Target
3, NSLABS
0, ZMIN
0.5, 0.7, 0.01, 0, 0, 0
VACUUM
██████████, 0.7, 0.01, 0, 1, 1
W700ICRU
██████████, 0.7, 0.01, 0, 2, 1
CU700ICRU
***** start of CM CONS3R with identifier first_c *****
8, RMAX
Primary Collimator
0.7464, ZMIN
6.3, ZTHICK
4, NUM_NODE
0.7464, 0.5,
2.2464, 3,
2.2464, ██████████,
7.0464, ██████████,
0.7, 0.01, 0, 0, 0,
VACUUM
0.7, 0.01, 0, 3, 0,
W700ICRU
***** start of CM SLABS with identifier vaccum_w *****
8, RMAX
Vaccum Window
2, NSLABS
7.0464, ZMIN
██████████, 0.7, 0.01, 0, 0, 0

```

VACUUM

██████████, 0.7, 0.01, 0, 4, 0

BE700ICRU

***** start of CM FLATFILT with identifier filter *****

4, RMAX

Flattening Filter

██████████, ZMIN

20, NUMBER OF LAYERS

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 1

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 2

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 3

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 4

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 5

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 6

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 7

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 8

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 9

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 10

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 11

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 12

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 13

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 14

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 15

██████████,

██████████,

15.39, ZMIN
 0, 20, 0, N_TOP, N_CHM, N_BOT
 [REDACTED], RADII FOR CENTRAL PART
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 1 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 2 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 3 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 4 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 5 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 6 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 7 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 8 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 9 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 10 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 11 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 12 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 13 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 14 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 15 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 16 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 17 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,

CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 18 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 19 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 20 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 23, chamber wall
 AIR700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 23, gap
 AIR700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 23, container
 AIR700ICRU
 1, MRNGE
 ***** start of CM MIRROR with identifier mirror *****
 8, RMAX
 Field Light Mirror
 18.81856821, [REDACTED], ZMIN, ZTHICK
 [REDACTED], [REDACTED], XFMIN, XBMIN
 1, # LAYERS
 [REDACTED], thickness of layer 1
 0.7, 0.01, 0, 7,
 MYLAR700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 23,
 AIR700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 23,
 AIR700ICRU
 ***** start of CM CONS3R with identifier shield *****
 25, RMAX
 Lead Shielding Plate
 27, ZMIN
 1, ZTHICK
 2, NUM_NODE
 27, [REDACTED],
 28, [REDACTED],
 0.7, 0.01, 0, 23, 0,
 AIR700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 8, 0,
 W700ICRU
 ***** start of CM JAWS with identifier second_c *****
 25, RMAX
 Secondary Collimator
 2, # PAIRED BARS OR JAWS
 Y
 [REDACTED], [REDACTED], 1.406593407, 1.794705295, -1.406593407, -1.794705295,
 X
 [REDACTED], [REDACTED], 1.843656344, 2.233266733, -1.843656344, -2.233266733,
 0.7, 0.01, 0, 23,
 0.7, 0.01, 0, 9,
 W700ICRU

```

0.7, 0.01, 0, 9,
W700ICRU
***** start of CM SLABS with identifier air_I *****
30, RMAX
Air Layer
1, NSLABS
45.21, ZMIN
55.39, 0.7, 0.01, 0, 10, 0
AIR700ICRU
*****end of all CMs*****
#####
:Start MC Transport Parameter:

Global ECUT= 0.7
Global PCUT= 0.01
Global SMAX= 10000000000
ESTEPE= 0.25
XIMAX= 0.5
Boundary crossing algorithm= EXACT
Skin depth for BCA= 3
Electron-step algorithm= PRESTA-II
Spin effects= On
Brems angular sampling= KM
Brems cross sections= NRC
Bound Compton scattering= On
Compton cross sections= default
Pair angular sampling= Simple
Pair cross sections= BH
Photoelectron angular sampling= On
Rayleigh scattering= On
Atomic relaxations= EADL
Electron impact ionization= On
Photon cross sections= xcom
Photon cross-sections output= Off

:Stop MC Transport Parameter:
#####
:Start DBS rejection plane:

Use a rejection plane= On
Z(cm) from zero reference plane= 90.5

:Stop DBS rejection plane:
#####

```

■ Dados geométricos ocultados (segredo industrial da *Varian Medical Systems*).

**APÊNDICE B – ALGORITMO DO ARQUIVO DE
ENTRADA DA MODELAGEM E SIMULAÇÃO DO LINAC
(CAMPO DE 10 CM X 10 CM - DISTRIBUIÇÃO GAUSSIANA)**

```

2100 C/D Varian Clinac - 6 MV Photon Mode                               #!GUI1.0
AIR700ICRU
0, 0, 0, 4, 1, 1, 0, IWATCH ETC.
100000000, 33, 97, 240, 2, 1000, 2, 0, NCASE ETC.
20, 100.6, 4, 21, 1, 9.723, DIRECTIONAL BREM OPTIONS
-1, 19, -0.14, 0, 0, 1, 1, -0.14, 0.0, 0.0, IQIN, ISOURCE + OPTIONS
0, MONOENERGETIC
6.52
0, 0, 0.7, 0.01, 0, -1, 1.0, 0, ECUT, PCUT, IREJCT, ESAVE
0, 1, 1, 9, 9, PHOTON FORCING
1, 9, SCORING INPUT
0, 1
0, DOSE COMPONENTS
0, Z TO FRONT FACE
***** start of CM SLABS with identifier target *****
0.5, RMAX
X-Ray Target
3, NSLABS
0, ZMIN
0.5, 0.7, 0.01, 0, 0, 0
VACUUM
██████████, 0.7, 0.01, 0, 1, 1
W700ICRU
██████████, 0.7, 0.01, 0, 2, 1
CU700ICRU
***** start of CM CONS3R with identifier first_c *****
8, RMAX
Primary Collimator
0.7464, ZMIN
6.3, ZTHICK
4, NUM_NODE
0.7464, 0.5,
2.2464, 3,
2.2464, ██████████,
7.0464, ██████████,
0.7, 0.01, 0, 0, 0,
VACUUM
0.7, 0.01, 0, 3, 0,
W700ICRU
***** start of CM SLABS with identifier vaccum_w *****
8, RMAX
Vaccum Window
2, NSLABS
7.0464, ZMIN
██████████, 0.7, 0.01, 0, 0, 0

```

VACUUM

██████████, 0.7, 0.01, 0, 4, 0

BE700ICRU

***** start of CM FLATFILT with identifier filter *****

4, RMAX

Flattening Filter

██████████, ZMIN

20, NUMBER OF LAYERS

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 1

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 2

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 3

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 4

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 5

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 6

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 7

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 8

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 9

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 10

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 11

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 12

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 13

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 14

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 15

██████████,

██████████,

1, ██████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 16

█████,
█████,

1, ██████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 17

█████,
█████,

3, ██████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 18

█████, ██████, ██████,
█████, ██████, ██████,

3, ██████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 19

█████, ██████, ██████,
█████, ██████,

1, ██████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 20

█████,
█████,

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

15.39, ZMIN
 0, 20, 0, N_TOP, N_CHM, N_BOT
 [REDACTED], RADII FOR CENTRAL PART
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 1 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 2 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 3 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 4 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 5 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 6 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 7 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 8 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 9 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 10 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 11 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 12 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 13 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 14 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 15 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 16 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 17 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,

CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 18 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 19 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 20 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 23, chamber wall
 AIR700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 23, gap
 AIR700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 23, container
 AIR700ICRU
 1, MRNGE
 ***** start of CM MIRROR with identifier mirror *****
 8, RMAX
 Field Light Mirror
 18.81856821, [REDACTED], ZMIN, ZTHICK
 [REDACTED], [REDACTED], XFMIN, XBMIN
 1, # LAYERS
 [REDACTED], thickness of layer 1
 0.7, 0.01, 0, 7,
 MYLAR700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 23,
 AIR700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 23,
 AIR700ICRU
 ***** start of CM CONS3R with identifier shield *****
 25, RMAX
 Lead Shielding Plate
 27, ZMIN
 1, ZTHICK
 2, NUM_NODE
 27, [REDACTED],
 28, [REDACTED],
 0.7, 0.01, 0, 23, 0,
 AIR700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 8, 0,
 W700ICRU
 ***** start of CM JAWS with identifier second_c *****
 25, RMAX
 Secondary Collimator
 2, # PAIRED BARS OR JAWS
 Y
 [REDACTED], [REDACTED], 1.406593407, 1.794705295, -1.406593407, -1.794705295,
 X
 [REDACTED], [REDACTED], 1.843656344, 2.233266733, -1.843656344, -2.233266733,
 0.7, 0.01, 0, 23,
 0.7, 0.01, 0, 9,
 W700ICRU

```

0.7, 0.01, 0, 9,
W700ICRU
***** start of CM SLABS with identifier air_I *****
30, RMAX
Air Layer
1, NSLABS
45.21, ZMIN
55.39, 0.7, 0.01, 0, 10, 0
AIR700ICRU
*****end of all CMs*****
#####
:Start MC Transport Parameter:

Global ECUT= 0.7
Global PCUT= 0.01
Global SMAX= 1000000000
ESTEPE= 0.25
XIMAX= 0.5
Boundary crossing algorithm= EXACT
Skin depth for BCA= 3
Electron-step algorithm= PRESTA-II
Spin effects= On
Brems angular sampling= KM
Brems cross sections= NRC
Bound Compton scattering= On
Compton cross sections= default
Pair angular sampling= Simple
Pair cross sections= BH
Photoelectron angular sampling= On
Rayleigh scattering= On
Atomic relaxations= EADL
Electron impact ionization= On
Photon cross sections= xcom
Photon cross-sections output= Off

:Stop MC Transport Parameter:
#####
:Start DBS rejection plane:

Use a rejection plane= On
Z(cm) from zero reference plane= 90.5

:Stop DBS rejection plane:
#####

```

■ Dados geométricos ocultados (segredo industrial da *Varian Medical Systems*).

**APÊNDICE C – ALGORITMO DO ARQUIVO DE
ENTRADA DA MODELAGEM E SIMULAÇÃO DO LINAC
(CAMPO DE 4 CM X 4 CM - DISTRIBUIÇÃO ADOTADA)**

```

2100 C/D Varian Clinac - 6 MV Photon Mode                               #!GUI1.0
AIR700ICRU
0, 0, 0, 4, 1, 1, 0, IWATCH ETC.
250000000, 33, 97, 240, 2, 1000, 2, 0, NCASE ETC.
10, 100.6, 4, 21, 1, 9.723, DIRECTIONAL BREM OPTIONS
-1, 19, -0.14, 0, 0, 1, 1, -0.14, 0.0, 0.0, IQIN, ISOURCE + OPTIONS
0, MONOENERGETIC
6.52
0, 0, 0.7, 0.01, 0, -1, 1.0, 0, ECUT, PCUT, IREJCT, ESAVE
0, 1, 1, 9, 9, PHOTON FORCING
1, 9, SCORING INPUT
0, 1
0, DOSE COMPONENTS
0, Z TO FRONT FACE
***** start of CM SLABS with identifier target *****
0.5, RMAX
X-Ray Target
3, NSLABS
0, ZMIN
0.5, 0.7, 0.01, 0, 0, 0
VACUUM
██████████, 0.7, 0.01, 0, 1, 1
W700ICRU
██████████, 0.7, 0.01, 0, 2, 1
CU700ICRU
***** start of CM CONS3R with identifier first_c *****
8, RMAX
Primary Collimator
0.7464, ZMIN
6.3, ZTHICK
4, NUM_NODE
0.7464, 0.5,
2.2464, 3,
2.2464, ██████████,
7.0464, ██████████,
0.7, 0.01, 0, 0, 0,
VACUUM
0.7, 0.01, 0, 3, 0,
W700ICRU
***** start of CM SLABS with identifier vaccum_w *****
8, RMAX
Vaccum Window
2, NSLABS
7.0464, ZMIN
██████████, 0.7, 0.01, 0, 0, 0

```

VACUUM

██████████, 0.7, 0.01, 0, 4, 0

BE700ICRU

***** start of CM FLATFILT with identifier filter *****

4, RMAX

Flattening Filter

██████████, ZMIN

20, NUMBER OF LAYERS

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 1

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 2

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 3

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 4

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 5

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 6

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 7

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 8

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 9

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 10

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 11

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 12

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 13

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 14

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 15

██████████,

██████████,

1, █████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 16

█,
█,

1, █████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 17

█,
█,

3, █████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 18

█, █████, █████, █████,
█, █████, █████, █████,

3, █████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 19

█, █████, █████, █████,
█, █████, █████, █████,

1, █████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 20

█,
█,

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

15.39, ZMIN
 0, 20, 0, N_TOP, N_CHM, N_BOT
 [REDACTED], RADII FOR CENTRAL PART
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 1 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 2 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 3 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 4 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 5 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 6 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 7 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 8 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 9 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 10 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 11 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 12 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 13 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 14 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 15 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 16 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 17 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,

CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 18 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 19 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 20 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 23, chamber wall
 AIR700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 23, gap
 AIR700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 23, container
 AIR700ICRU
 1, MRNGE
 ***** start of CM MIRROR with identifier mirror *****
 8, RMAX
 Field Light Mirror
 18.81856821, [REDACTED], ZMIN, ZTHICK
 [REDACTED], [REDACTED], XFMIN, XBMIN
 1, # LAYERS
 [REDACTED], thickness of layer 1
 0.7, 0.01, 0, 7,
 MYLAR700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 23,
 AIR700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 23,
 AIR700ICRU
 ***** start of CM CONS3R with identifier shield *****
 25, RMAX
 Lead Shielding Plate
 27, ZMIN
 1, ZTHICK
 2, NUM_NODE
 27, [REDACTED],
 28, [REDACTED],
 0.7, 0.01, 0, 23, 0,
 AIR700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 8, 0,
 W700ICRU
 ***** start of CM JAWS with identifier second_c *****
 25, RMAX
 Secondary Collimator
 2, # PAIRED BARS OR JAWS
 Y
 [REDACTED], [REDACTED], 0.562637362, 0.717882117, -0.562637362, -0.717882117,
 X
 [REDACTED], [REDACTED], 0.737462537, 0.893306693, -0.737462537, -0.893306693,
 0.7, 0.01, 0, 23,
 0.7, 0.01, 0, 9,
 W700ICRU

```

0.7, 0.01, 0, 9,
W700ICRU
***** start of CM SLABS with identifier air_I *****
30, RMAX
Air Layer
1, NSLABS
45.21, ZMIN
55.39, 0.7, 0.01, 0, 10, 0
AIR700ICRU
*****end of all CMs*****
#####
:Start MC Transport Parameter:

Global ECUT= 0.7
Global PCUT= 0.01
Global SMAX= 1000000000
ESTEPE= 0.25
XIMAX= 0.5
Boundary crossing algorithm= EXACT
Skin depth for BCA= 3
Electron-step algorithm= PRESTA-II
Spin effects= On
Brems angular sampling= KM
Brems cross sections= NRC
Bound Compton scattering= On
Compton cross sections= default
Pair angular sampling= Simple
Pair cross sections= BH
Photoelectron angular sampling= On
Rayleigh scattering= On
Atomic relaxations= EADL
Electron impact ionization= On
Photon cross sections= xcom
Photon cross-sections output= Off

:Stop MC Transport Parameter:
#####
:Start DBS rejection plane:

Use a rejection plane= On
Z(cm) from zero reference plane= 90.5

:Stop DBS rejection plane:
#####

```

■ Dados geométricos ocultados (segredo industrial da *Varian Medical Systems*).

**APÊNDICE D – ALGORITMO DO ARQUIVO DE
ENTRADA DA MODELAGEM E SIMULAÇÃO DO LINAC
(CAMPO DE 10 CM X 10 CM - DISTRIBUIÇÃO ADOTADA)**

```

2100 C/D Varian Clinac - 6 MV Photon Mode                               #!GUI1.0
AIR700ICRU
0, 0, 0, 4, 1, 3, 1, IWATCH ETC.
500000000, 33, 97, 240, 2, 1000, 2, 0, NCASE ETC.
15, 100.6, 4, 21, 1, 9.723, DIRECTIONAL BREM OPTIONS
-1, 19, -0.14, 0, 0, 1, 1, -0.14, 0.0, 0.0, IQIN, ISOURCE + OPTIONS
0, MONOENERGETIC
6.52
0, 0, 0.7, 0.01, 0, -1, 1.0, 0, ECUT, PCUT, IREJCT, ESAVE
0, 1, 1, 9, 9, PHOTON FORCING
1, 9, SCORING INPUT
0, 1
0, DOSE COMPONENTS
0, Z TO FRONT FACE
***** start of CM SLABS with identifier target *****
0.5, RMAX
X-Ray Target
3, NSLABS
0, ZMIN
0.5, 0.7, 0.01, 0, 0, 0
VACUUM
██████████, 0.7, 0.01, 0, 1, 1
W700ICRU
██████████, 0.7, 0.01, 0, 2, 1
CU700ICRU
***** start of CM CONS3R with identifier first_c *****
8, RMAX
Primary Collimator
0.7464, ZMIN
6.3, ZTHICK
4, NUM_NODE
0.7464, 0.5,
2.2464, 3,
2.2464, ██████████,
7.0464, ██████████,
0.7, 0.01, 0, 0, 0,
VACUUM
0.7, 0.01, 0, 3, 0,
W700ICRU
***** start of CM SLABS with identifier vaccum_w *****
8, RMAX
Vaccum Window
2, NSLABS
7.0464, ZMIN
██████████, 0.7, 0.01, 0, 0, 0

```

VACUUM

██████████, 0.7, 0.01, 0, 4, 0

BE700ICRU

***** start of CM FLATFILT with identifier filter *****

4, RMAX

Flattening Filter

██████████, ZMIN

20, NUMBER OF LAYERS

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 1

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 2

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 3

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 4

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 5

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 6

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 7

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 8

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 9

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 10

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 11

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 12

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 13

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 14

██████████,

██████████,

1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 15

██████████,

██████████,

1, ██████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 16

█████,
█████,

1, ██████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 17

█████,
█████,

3, ██████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 18

█████, ██████, ██████,
█████, ██████, ██████,

3, ██████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 19

█████, ██████, ██████,
█████, ██████, ██████,

1, ██████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 20

█████,
█████,

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

15.39, ZMIN
 0, 20, 0, N_TOP, N_CHM, N_BOT
 [REDACTED], RADII FOR CENTRAL PART
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 1 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 2 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 3 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 4 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 5 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 6 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 7 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 8 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 9 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 10 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 11 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 12 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 13 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 14 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 15 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 16 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 17 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,

CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 18 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 19 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 20 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 23, chamber wall
 AIR700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 23, gap
 AIR700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 23, container
 AIR700ICRU
 1, MRNGE
 ***** start of CM MIRROR with identifier mirror *****
 8, RMAX
 Field Light Mirror
 18.81856821, [REDACTED], ZMIN, ZTHICK
 [REDACTED], [REDACTED], XFMIN, XBMIN
 1, # LAYERS
 [REDACTED], thickness of layer 1
 0.7, 0.01, 0, 7,
 MYLAR700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 23,
 AIR700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 23,
 AIR700ICRU
 ***** start of CM CONS3R with identifier shield *****
 25, RMAX
 Lead Shielding Plate
 27, ZMIN
 1, ZTHICK
 2, NUM_NODE
 27, [REDACTED],
 28, [REDACTED],
 0.7, 0.01, 0, 23, 0,
 AIR700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 8, 0,
 W700ICRU
 ***** start of CM JAWS with identifier second_c *****
 25, RMAX
 Secondary Collimator
 2, # PAIRED BARS OR JAWS
 Y
 [REDACTED], [REDACTED], 1.406593407, 1.794705295, -1.406593407, -1.794705295,
 X
 [REDACTED], [REDACTED], 1.843656344, 2.233266733, -1.843656344, -2.233266733,
 0.7, 0.01, 0, 23,
 0.7, 0.01, 0, 9,
 W700ICRU

```

0.7, 0.01, 0, 9,
W700ICRU
***** start of CM SLABS with identifier air_I *****
30, RMAX
Air Layer
1, NSLABS
45.21, ZMIN
55.39, 0.7, 0.01, 0, 10, 0
AIR700ICRU
*****end of all CMs*****
#####
:Start MC Transport Parameter:

Global ECUT= 0.7
Global PCUT= 0.01
Global SMAX= 1000000000
ESTEPE= 0.25
XIMAX= 0.5
Boundary crossing algorithm= EXACT
Skin depth for BCA= 3
Electron-step algorithm= PRESTA-II
Spin effects= On
Brems angular sampling= KM
Brems cross sections= NRC
Bound Compton scattering= On
Compton cross sections= default
Pair angular sampling= Simple
Pair cross sections= BH
Photoelectron angular sampling= On
Rayleigh scattering= On
Atomic relaxations= EADL
Electron impact ionization= On
Photon cross sections= xcom
Photon cross-sections output= Off

:Stop MC Transport Parameter:
#####
:Start DBS rejection plane:

Use a rejection plane= On
Z(cm) from zero reference plane= 90.5

:Stop DBS rejection plane:
#####

```

■ Dados geométricos ocultados (segredo industrial da *Varian Medical Systems*).

**APÊNDICE E – ALGORITMO DO ARQUIVO DE
ENTRADA DA MODELAGEM E SIMULAÇÃO DO LINAC
(CAMPO DE 20 CM X 20 CM - DISTRIBUIÇÃO ADOTADA)**

```

2100 C/D Varian Clinac - 6 MV Photon Mode                               #!GUI1.0
AIR700ICRU
0, 0, 0, 4, 1, 1, 0, IWATCH ETC.
250000000, 33, 97, 240, 2, 1000, 2, 0, NCASE ETC.
20, 100.6, 4, 21, 1, 9.723, DIRECTIONAL BREM OPTIONS
-1, 19, -0.14, 0, 0, 1, 1, -0.14, 0.0, 0.0, IQIN, ISOURCE + OPTIONS
0, MONOENERGETIC
6.52
0, 0, 0.7, 0.01, 0, -1, 1.0, 0, ECUT, PCUT, IREJCT, ESAVE
0, 1, 1, 9, 9, PHOTON FORCING
1, 9, SCORING INPUT
0, 1
0, DOSE COMPONENTS
0, Z TO FRONT FACE
***** start of CM SLABS with identifier target *****
0.5, RMAX
X-Ray Target
3, NSLABS
0, ZMIN
0.5, 0.7, 0.01, 0, 0, 0
VACUUM
██████████, 0.7, 0.01, 0, 1, 1
W700ICRU
██████████, 0.7, 0.01, 0, 2, 1
CU700ICRU
***** start of CM CONS3R with identifier first_c *****
8, RMAX
Primary Collimator
0.7464, ZMIN
6.3, ZTHICK
4, NUM_NODE
0.7464, 0.5,
2.2464, 3,
2.2464, ██████████,
7.0464, ██████████,
0.7, 0.01, 0, 0, 0,
VACUUM
0.7, 0.01, 0, 3, 0,
W700ICRU
***** start of CM SLABS with identifier vaccum_w *****
8, RMAX
Vaccum Window
2, NSLABS
7.0464, ZMIN
██████████, 0.7, 0.01, 0, 0, 0

```

```
VACUUM
██████████, 0.7, 0.01, 0, 4, 0
BE700ICRU
***** start of CM FLATFILT with identifier filter *****
4, RMAX
Flattening Filter
██████████, ZMIN
20, NUMBER OF LAYERS
1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 1
██████████,
██████████,
1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 2
██████████,
██████████,
1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 3
██████████,
██████████,
1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 4
██████████,
██████████,
1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 5
██████████,
██████████,
1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 6
██████████,
██████████,
1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 7
██████████,
██████████,
1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 8
██████████,
██████████,
1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 9
██████████,
██████████,
1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 10
██████████,
██████████,
1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 11
██████████,
██████████,
1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 12
██████████,
██████████,
1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 13
██████████,
██████████,
1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 14
██████████,
██████████,
1, ██████████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 15
██████████,
██████████,
```

1, ██████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 16

█████,
█████,

1, ██████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 17

█████,
█████,

3, ██████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 18

█████, ██████, ██████,
█████, ██████, ██████,

3, ██████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 19

█████, ██████, ██████,
█████, ██████,

1, ██████, # CONES, ZTHICK OF LAYER 20

█████,
█████,

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

0.7, 0.01, 0, 23,
AIR700ICRU

0.7, 0.01, 0, 5,
CU700ICRU

15.39, ZMIN
 0, 20, 0, N_TOP, N_CHM, N_BOT
 [REDACTED], RADII FOR CENTRAL PART
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 1 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 2 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 3 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 4 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 5 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 6 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 7 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 8 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 9 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 10 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 11 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 12 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 13 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 14 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 15 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 16 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 [REDACTED], 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 17 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,

CU700ICRU
 ██████████, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 18 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 AIR700ICRU
 ██████████, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 19 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 KAPTON700ICRU
 ██████████, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 20 IN CENTRAL PART
 0.7, 0.01, 0, 6,
 CU700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 23, chamber wall
 AIR700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 23, gap
 AIR700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 23, container
 AIR700ICRU
 1, MRNGE
 ***** start of CM MIRROR with identifier mirror *****
 8, RMAX
 Field Light Mirror
 18.81856821, ██████████, ZMIN, ZTHICK
 ██████████, ██████████, XFMIN, XBMIN
 1, # LAYERS
 ██████████, thickness of layer 1
 0.7, 0.01, 0, 7,
 MYLAR700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 23,
 AIR700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 23,
 AIR700ICRU
 ***** start of CM CONS3R with identifier shield *****
 25, RMAX
 Lead Shielding Plate
 27, ZMIN
 1, ZTHICK
 2, NUM_NODE
 27, ██████████,
 28, ██████████,
 0.7, 0.01, 0, 23, 0,
 AIR700ICRU
 0.7, 0.01, 0, 8, 0,
 W700ICRU
 ***** start of CM JAWS with identifier second_c *****
 25, RMAX
 Secondary Collimator
 2, # PAIRED BARS OR JAWS
 Y
 ██████████, ██████████, 2.813186813, 3.589410589, -2.813186813, -3.589410589,
 X
 ██████████, ██████████, 3.687312687, 4.466533467, -3.687312687, -4.466533467,
 0.7, 0.01, 0, 23,
 0.7, 0.01, 0, 9,
 W700ICRU

```

0.7, 0.01, 0, 9,
W700ICRU
***** start of CM SLABS with identifier air_I *****
30, RMAX
Air Layer
1, NSLABS
45.21, ZMIN
55.39, 0.7, 0.01, 0, 10, 0
AIR700ICRU
*****end of all CMs*****
#####
:Start MC Transport Parameter:

Global ECUT= 0.7
Global PCUT= 0.01
Global SMAX= 10000000000
ESTEPE= 0.25
XIMAX= 0.5
Boundary crossing algorithm= EXACT
Skin depth for BCA= 3
Electron-step algorithm= PRESTA-II
Spin effects= On
Brems angular sampling= KM
Brems cross sections= NRC
Bound Compton scattering= On
Compton cross sections= default
Pair angular sampling= Simple
Pair cross sections= BH
Photoelectron angular sampling= On
Rayleigh scattering= On
Atomic relaxations= EADL
Electron impact ionization= On
Photon cross sections= xcom
Photon cross-sections output= Off

:Stop MC Transport Parameter:
#####
:Start DBS rejection plane:

Use a rejection plane= On
Z(cm) from zero reference plane= 90.5

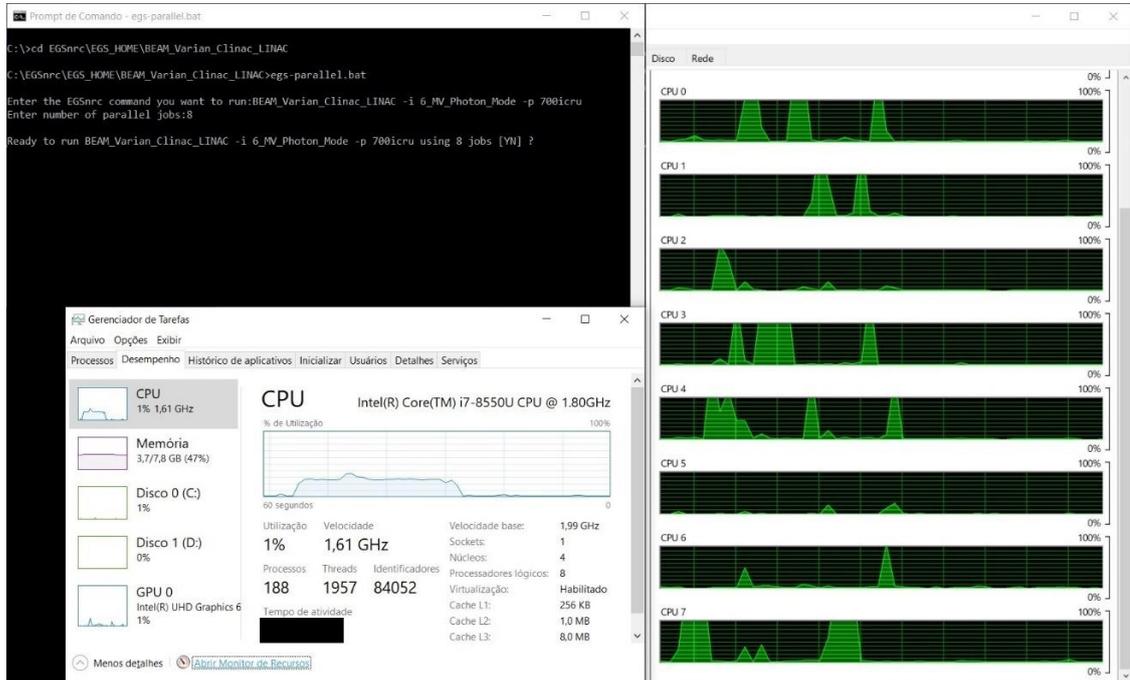
:Stop DBS rejection plane:
#####

```

■ Dados geométricos ocultados (segredo industrial da *Varian Medical Systems*).

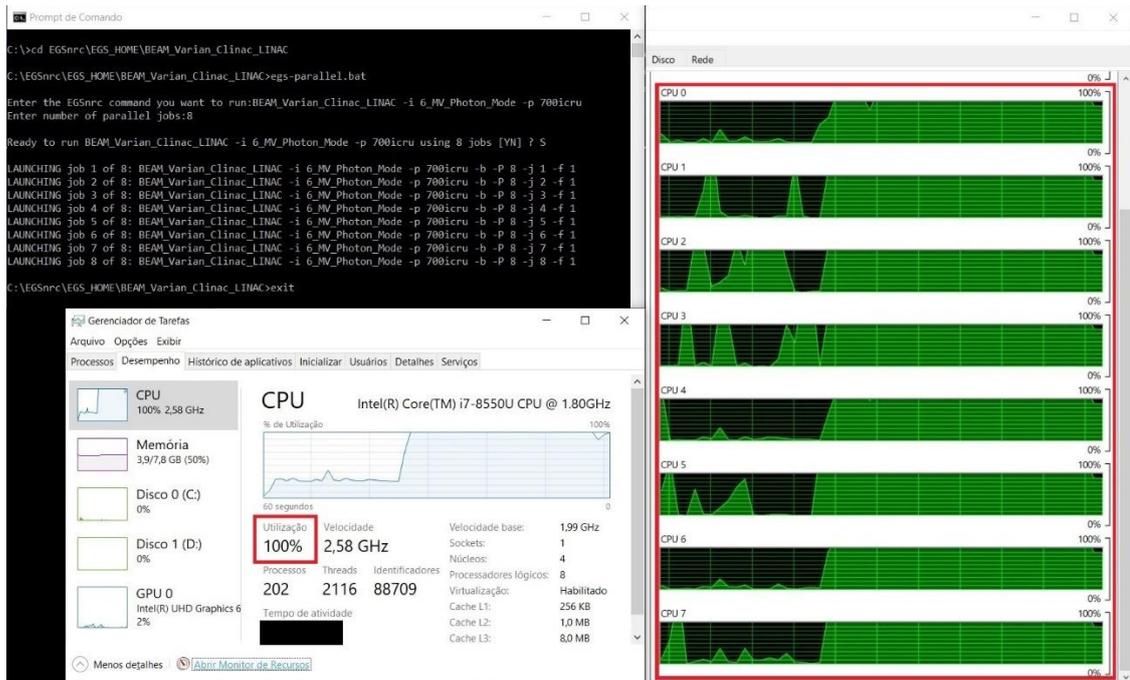
APÊNDICE F – EXECUÇÃO DE SIMULAÇÃO EM PARALELO

Figura F1 – Nível de uso da CPU total e dos 8 processadores lógicos antes do ato de paralelismo.



Fonte: O autor (2021).

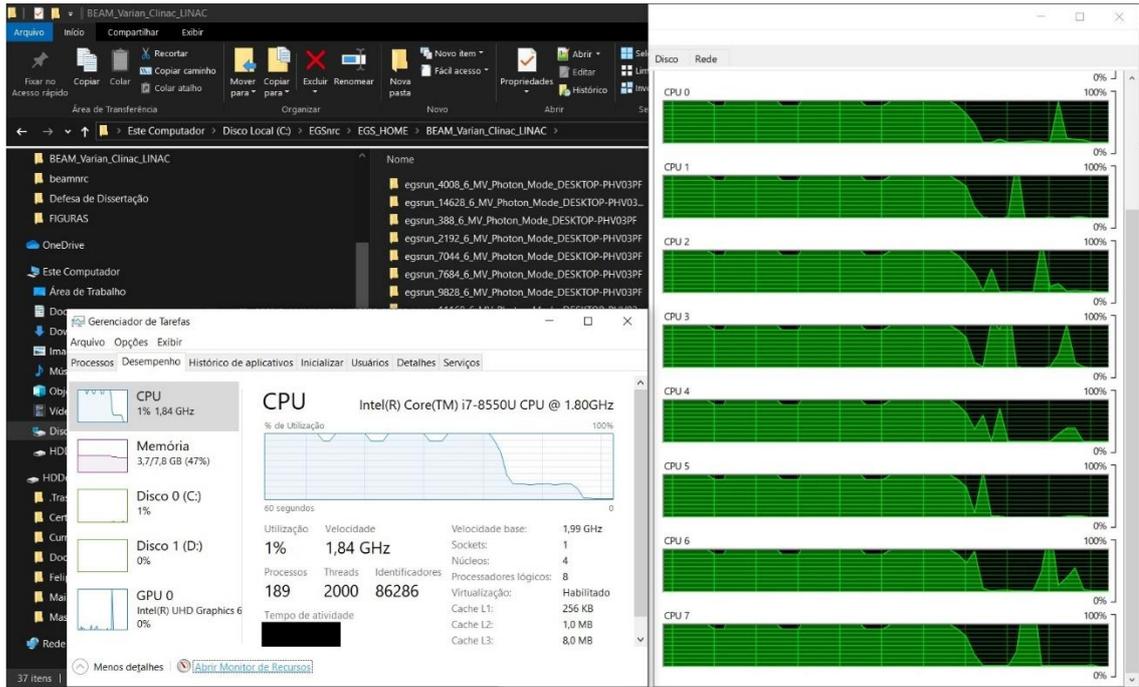
Figura F2 – Nível de uso da CPU total e dos 8 processadores lógicos durante o ato de paralelismo.



Fonte: O autor (2021).

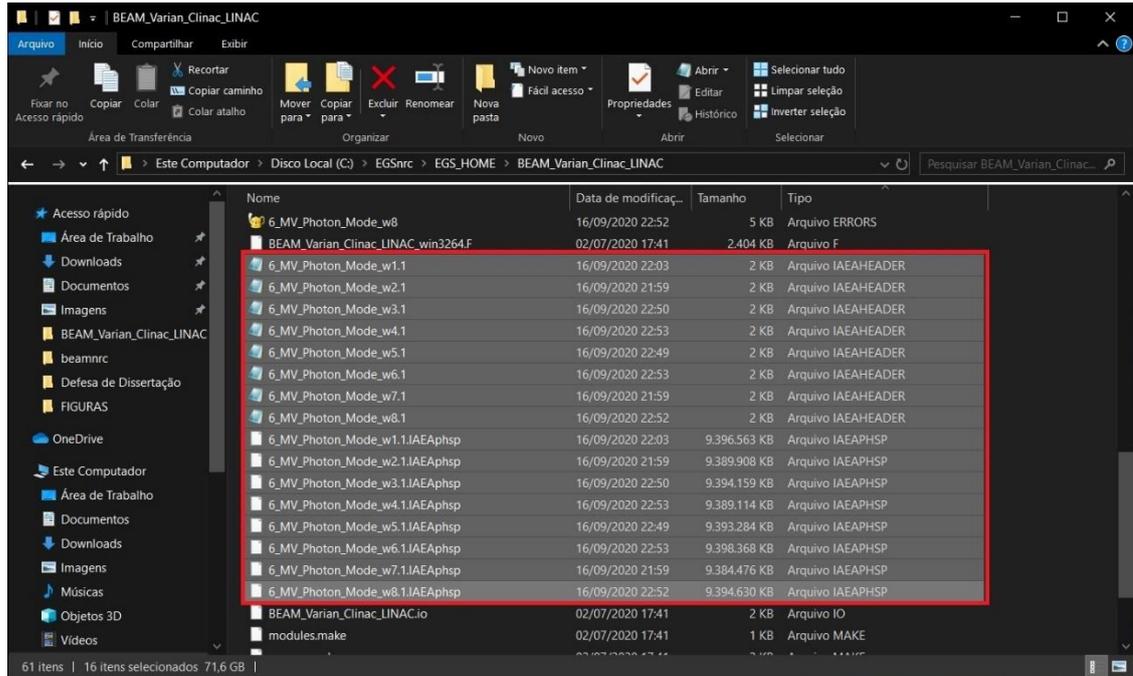
Os 8 processadores lógicos (direita) atingem operação máxima e nível total de CPU alcança 100% .

Figura F3 – Nível de uso da CPU total e dos 8 processadores lógicos após o ato de paralelismo.



Fonte: O autor (2021).

Figura F4 – Os 8 arquivos de PhSp gerados após o paralelismo (extensões *.IAEAheader* e *.IAEAphsp*).



Fonte: O autor (2021).

Os arquivos de PhSp ilustrados são referentes ao campo de 10 cm x 10 cm simulado para a distribuição adotada. Todos os arquivos foram localizados no diretório dos aplicativos do BEAMnrc, na pasta principal do LINAC.

APÊNDICE G – JUNÇÃO DOS ARQUIVOS DE PHSP NO ADDPHSP

Figura G1 – Adição do PhSp 1 no arquivo de PhSp final (campo de 10 cm x 10 cm).

```

Prompt de Comando

Will sum from phsp file 6_MV_Photon_Mode_w1.1.IEAphsp
to 6_MV_Photon_Mode_w1.1.IEAphsp
And output result to Varian_Clinac_6MV_10x10.1.IEAphsp

Adding 6_MV_Photon_Mode_w1.1.IEAphsp to Varian_Clinac_6MV_10x10.1.IEAphsp:

Header information for 6_MV_Photon_Mode_w1.1.IEAphsp:

          TOTAL NUMBER OF PARTICLES IN FILE:    291578168
          TOTAL NUMBER OF PHOTONS:            288902439
THE REST ARE ELECTRONS/POSITRONS.

          MAXIMUM KINETIC ENERGY OF THE PARTICLES:    6.520 MeV
# OF INCIDENT PARTICLES FROM ORIGINAL SOURCE:    62500000

          Z AT WHICH PHSP SCORED:            100.600 cm

Header information for Varian_Clinac_6MV_10x10.1.IEAphsp:

First time writing to this file.
No header data to display.

BEGIN READING/WRITING PH-SP DATA .....
  
```

Fonte: O autor (2021).

Figura G2 – Adição do PhSp 8 no arquivo de PhSp final (campo de 10 cm x 10 cm).

```

Prompt de Comando

Will sum from phsp file 6_MV_Photon_Mode_w8.1.IEAphsp
to 6_MV_Photon_Mode_w8.1.IEAphsp
And output result to Varian_Clinac_6MV_10x10.1.IEAphsp

Adding 6_MV_Photon_Mode_w8.1.IEAphsp to Varian_Clinac_6MV_10x10.1.IEAphsp:

Header information for 6_MV_Photon_Mode_w8.1.IEAphsp:

          TOTAL NUMBER OF PARTICLES IN FILE:    291518212
          TOTAL NUMBER OF PHOTONS:            288835338
THE REST ARE ELECTRONS/POSITRONS.

          MAXIMUM KINETIC ENERGY OF THE PARTICLES:    6.520 MeV
# OF INCIDENT PARTICLES FROM ORIGINAL SOURCE:    62500000

          Z AT WHICH PHSP SCORED:            100.600 cm

Header information for Varian_Clinac_6MV_10x10.1.IEAphsp:

First time writing to this file.
No header data to display.

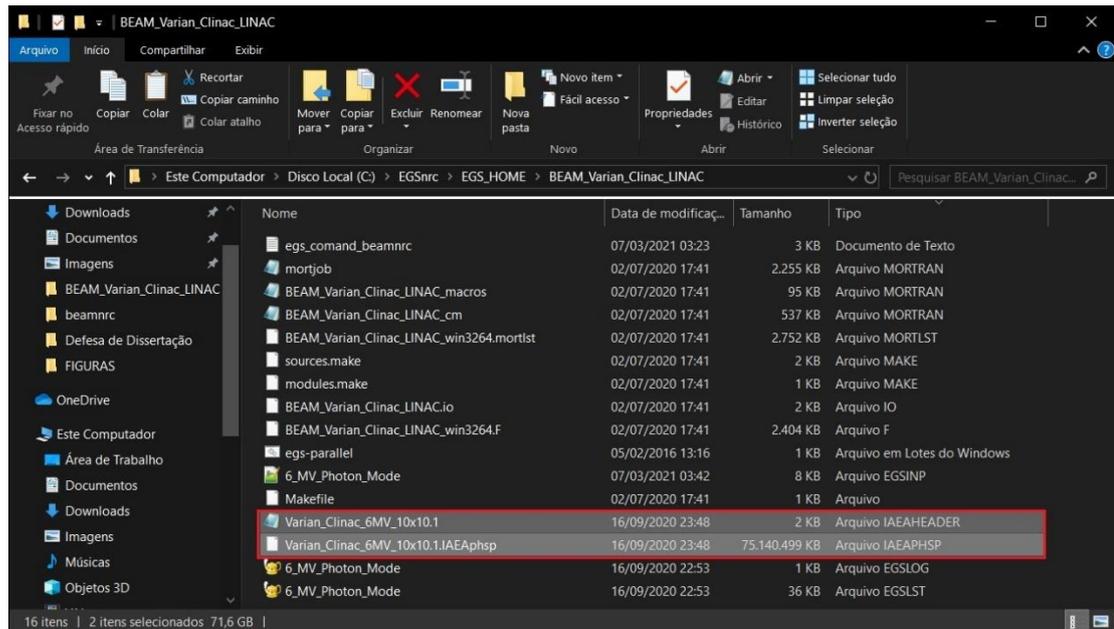
BEGIN READING/WRITING PH-SP DATA .....

Finished reading/writing ph-sp data .....

Done.
  
```

Fonte: O autor (2021).

Figura G3 – Arquivo de PhSp final após junção dos 8 arquivos de PhSp das execuções paralelas.



Fonte: O autor (2021).

Os arquivos (.IAEheader e .IAEphsp) foram localizados no diretório dos aplicativos do BEAMnrc, na pasta principal do LINAC.

**APÊNDICE H – ARQUIVO DE CABEÇALHO *.IAEAHEADER*
(CAMPO DE 10 CM X 10 CM - DISTRIBUIÇÃO UNIFORME)**

\$IAEA_INDEX:

1000 // Test header

\$TITLE:

PHASESPACE in IAEA format

\$FILE_TYPE:

0

\$CHECKSUM:

14002464168

\$RECORD_CONTENTS:

1 // X is stored ?

1 // Y is stored ?

0 // Z is stored ?

1 // U is stored ?

1 // V is stored ?

1 // W is stored ?

1 // Weight is stored ?

1 // Extra floats stored ?

1 // Extra longs stored ?

3 // ZLAST variable stored in the extrafloat array [0]

2 // LATCH EGS variable stored in the extralong array [0]

\$RECORD_CONSTANT:

100.6000 // Constant Z

\$RECORD_LENGTH:

33

\$BYTE_ORDER:

1234

\$ORIG_HISTORIES:

100000000

\$PARTICLES:

424317096

\$PHOTONS:

421495259

\$ELECTRONS:

2757229

\$POSITRONS:
64608

\$TRANSPORT_PARAMETERS:

\$MACHINE_TYPE:

\$MONTE_CARLO_CODE_VERSION:

\$GLOBAL_PHOTON_ENERGY_CUTOFF:
0.00000

\$GLOBAL_PARTICLE_ENERGY_CUTOFF:
0.00000

\$COORDINATE_SYSTEM_DESCRIPTION:

// OPTIONAL INFORMATION

\$BEAM_NAME:

\$FIELD_SIZE:

\$NOMINAL_SSD:

\$MC_INPUT_FILENAME:

\$VARIANCE_REDUCTION_TECHNIQUES:

\$INITIAL_SOURCE_DESCRIPTION:

\$PUBLISHED_REFERENCE:

\$AUTHORS:

\$INSTITUTION:

\$LINK_VALIDATION:

\$ADDITIONAL_NOTES:

This is IAEA header as defined in the technical
report IAEA(NDS)-0484, Vienna, 2006

\$STATISTICAL_INFORMATION_PARTICLES:

| // | Weight | Wmin | Wmax | <E> | Emin | Emax | Particle |
|----|---------|-------|-------|-------|--------|-------|-----------|
| | 428594 | 0.001 | 1 | 1.462 | 0.01 | 6.2 | PHOTONS |
| | 2757.24 | 0.001 | 0.001 | 1.36 | 0.1886 | 5.926 | ELECTRONS |
| | 64.608 | 0.001 | 0.001 | 1.637 | 0.189 | 4.866 | POSITRONS |

\$STATISTICAL_INFORMATION_GEOMETRY:

-29.9996 29.9998

-30 29.9999

96

**APÊNDICE I – ARQUIVO DE CABEÇALHO *.IAEAHEADER*
(CAMPO DE 10 CM X 10 CM - DISTRIBUIÇÃO GAUSSIANA)**

\$IAEA_INDEX:

1000 // Test header

\$TITLE:

PHASESPACE in IAEA format

\$FILE_TYPE:

0

\$CHECKSUM:

15493139937

\$RECORD_CONTENTS:

1 // X is stored ?

1 // Y is stored ?

0 // Z is stored ?

1 // U is stored ?

1 // V is stored ?

1 // W is stored ?

1 // Weight is stored ?

1 // Extra floats stored ?

1 // Extra longs stored ?

3 // ZLAST variable stored in the extrafloat array [0]

2 // LATCH EGS variable stored in the extralong array [0]

\$RECORD_CONSTANT:

100.6000 // Constant Z

\$RECORD_LENGTH:

33

\$BYTE_ORDER:

1234

\$ORIG_HISTORIES:

100000000

\$PARTICLES:

469489089

\$PHOTONS:

465216692

\$ELECTRONS:

4191384

\$POSITRONS:
81013

\$TRANSPORT_PARAMETERS:

\$MACHINE_TYPE:

\$MONTE_CARLO_CODE_VERSION:

\$GLOBAL_PHOTON_ENERGY_CUTOFF:
0.00000

\$GLOBAL_PARTICLE_ENERGY_CUTOFF:
0.00000

\$COORDINATE_SYSTEM_DESCRIPTION:

// OPTIONAL INFORMATION

\$BEAM_NAME:

\$FIELD_SIZE:

\$NOMINAL_SSD:

\$MC_INPUT_FILENAME:

\$VARIANCE_REDUCTION_TECHNIQUES:

\$INITIAL_SOURCE_DESCRIPTION:

\$PUBLISHED_REFERENCE:

\$AUTHORS:

\$INSTITUTION:

\$LINK_VALIDATION:

\$ADDITIONAL_NOTES:

This is IAEA header as defined in the technical
report IAEA(NDS)-0484, Vienna, 2006

\$STATISTICAL_INFORMATION_PARTICLES:

| // | Weight | Wmin | Wmax | <E> | Emin | Emax | Particle |
|----|---------|-------|-------|-------|--------|-------|-----------|
| | 473219 | 0.001 | 1 | 1.514 | 0.01 | 6.52 | PHOTONS |
| | 4191.38 | 0.001 | 0.001 | 1.484 | 0.1886 | 6.277 | ELECTRONS |
| | 81.013 | 0.001 | 0.001 | 1.741 | 0.1886 | 5.231 | POSITRONS |

\$STATISTICAL_INFORMATION_GEOMETRY:

-30 29.9999

-30 30

30

30

9999

**APÊNDICE J – ARQUIVO DE CABEÇALHO .IAEAHEADER
(CAMPO DE 4 CM X 4 CM - DISTRIBUIÇÃO ADOTADA)**

\$IAEA_INDEX:

1000 // Test header

\$TITLE:

PHASESPACE in IAEA format

\$FILE_TYPE:

0

\$CHECKSUM:

5114300655

\$RECORD_CONTENTS:

1 // X is stored ?

1 // Y is stored ?

0 // Z is stored ?

1 // U is stored ?

1 // V is stored ?

1 // W is stored ?

1 // Weight is stored ?

0 // Extra floats stored ?

1 // Extra longs stored ?

2 // LATCH EGS variable stored in the extralong array [0]

\$RECORD_CONSTANT:

100.6000 // Constant Z

\$RECORD_LENGTH:

29

\$BYTE_ORDER:

1234

\$ORIG_HISTORIES:

250000000

\$PARTICLES:

176355195

\$PHOTONS:

175356732

\$ELECTRONS:

967729

\$POSITRONS:
30734

\$TRANSPORT_PARAMETERS:

\$MACHINE_TYPE:

\$MONTE_CARLO_CODE_VERSION:

\$GLOBAL_PHOTON_ENERGY_CUTOFF:
0.00000

\$GLOBAL_PARTICLE_ENERGY_CUTOFF:
0.00000

\$COORDINATE_SYSTEM_DESCRIPTION:

// OPTIONAL INFORMATION

\$BEAM_NAME:

\$FIELD_SIZE:

\$NOMINAL_SSD:

\$MC_INPUT_FILENAME:

\$VARIANCE_REDUCTION_TECHNIQUES:

\$INITIAL_SOURCE_DESCRIPTION:

\$PUBLISHED_REFERENCE:

\$AUTHORS:

\$INSTITUTION:

\$LINK_VALIDATION:

\$ADDITIONAL_NOTES:

This is IAEA header as defined in the technical
report IAEA(NDS)-0484, Vienna, 2006

\$STATISTICAL_INFORMATION_PARTICLES:

| // | Weight | Wmin | Wmax | <E> | Emin | Emax | Particle |
|----|---------|-------|-------|-------|---------|-------|-----------|
| | 183752 | 0.001 | 1 | 1.594 | 0.01001 | 6.52 | PHOTONS |
| | 967.729 | 0.001 | 0.001 | 1.463 | 0.1887 | 6.203 | ELECTRONS |
| | 30.734 | 0.001 | 0.001 | 1.728 | 0.1893 | 5.082 | POSITRONS |

\$STATISTICAL_INFORMATION_GEOMETRY:

-29.9999 29.9995

-29.9997 29.9992

APÊNDICE K – ARQUIVO DE CABEÇALHO *.IAEAHEADER*
(CAMPO DE 10 CM X 10 CM - DISTRIBUIÇÃO ADOTADA)

\$IAEA_INDEX:

1000 // Test header

\$TITLE:

PHASESPACE in IAEA format

\$FILE_TYPE:

0

\$CHECKSUM:

76943870091

\$RECORD_CONTENTS:

1 // X is stored ?

1 // Y is stored ?

0 // Z is stored ?

1 // U is stored ?

1 // V is stored ?

1 // W is stored ?

1 // Weight is stored ?

1 // Extra floats stored ?

1 // Extra longs stored ?

3 // ZLAST variable stored in the extrafloat array [0]

2 // LATCH EGS variable stored in the extralong array [0]

\$RECORD_CONSTANT:

100.6000 // Constant Z

\$RECORD_LENGTH:

33

\$BYTE_ORDER:

1234

\$ORIG_HISTORIES:

500000000

\$PARTICLES:

2331632427

\$PHOTONS:

2310214391

\$ELECTRONS:

21014113

\$POSITRONS:
403923

\$TRANSPORT_PARAMETERS:

\$MACHINE_TYPE:

\$MONTE_CARLO_CODE_VERSION:

\$GLOBAL_PHOTON_ENERGY_CUTOFF:
0.00000

\$GLOBAL_PARTICLE_ENERGY_CUTOFF:
0.00000

\$COORDINATE_SYSTEM_DESCRIPTION:

// OPTIONAL INFORMATION

\$BEAM_NAME:

\$FIELD_SIZE:

\$NOMINAL_SSD:

\$MC_INPUT_FILENAME:

\$VARIANCE_REDUCTION_TECHNIQUES:

\$INITIAL_SOURCE_DESCRIPTION:

\$PUBLISHED_REFERENCE:

\$AUTHORS:

\$INSTITUTION:

\$LINK_VALIDATION:

\$ADDITIONAL_NOTES:

This is IAEA header as defined in the technical
report IAEA(NDS)-0484, Vienna, 2006

\$STATISTICAL_INFORMATION_PARTICLES:

| // | Weight | Wmin | Wmax | <E> | Emin | Emax | Particle |
|----|--------------|-------|-------|-------|--------|-------|-----------|
| | 2.36637E+006 | 0.001 | 1 | 1.514 | 0.01 | 6.52 | PHOTONS |
| | 21014 | 0.001 | 0.001 | 1.485 | 0.1886 | 6.325 | ELECTRONS |
| | 403.923 | 0.001 | 0.001 | 1.732 | 0.1888 | 5.378 | POSITRONS |

\$STATISTICAL_INFORMATION_GEOMETRY:

-30 29.9999

-30 30

9.9998

**APÊNDICE L – ARQUIVO DE CABEÇALHO .IAEAHEADER
(CAMPO DE 20 CM X 20 CM - DISTRIBUIÇÃO ADOTADA)**

\$IAEA_INDEX:

1000 // Test header

\$TITLE:

PHASESPACE in IAEA format

\$FILE_TYPE:

0

\$CHECKSUM:

140001216814

\$RECORD_CONTENTS:

1 // X is stored ?

1 // Y is stored ?

0 // Z is stored ?

1 // U is stored ?

1 // V is stored ?

1 // W is stored ?

1 // Weight is stored ?

0 // Extra floats stored ?

1 // Extra longs stored ?

2 // LATCH EGS variable stored in the extralong array [0]

\$RECORD_CONSTANT:

100.6000 // Constant Z

\$RECORD_LENGTH:

29

\$BYTE_ORDER:

1234

\$ORIG_HISTORIES:

250000000

\$PARTICLES:

4827628166

\$PHOTONS:

4778026464

\$ELECTRONS:

48863432

\$POSITRONS:
738270

\$TRANSPORT_PARAMETERS:

\$MACHINE_TYPE:

\$MONTE_CARLO_CODE_VERSION:

\$GLOBAL_PHOTON_ENERGY_CUTOFF:
0.00000

\$GLOBAL_PARTICLE_ENERGY_CUTOFF:
0.00000

\$COORDINATE_SYSTEM_DESCRIPTION:

// OPTIONAL INFORMATION

\$BEAM_NAME:

\$FIELD_SIZE:

\$NOMINAL_SSD:

\$MC_INPUT_FILENAME:

\$VARIANCE_REDUCTION_TECHNIQUES:

\$INITIAL_SOURCE_DESCRIPTION:

\$PUBLISHED_REFERENCE:

\$AUTHORS:

\$INSTITUTION:

\$LINK_VALIDATION:

\$ADDITIONAL_NOTES:

This is IAEA header as defined in the technical
report IAEA(NDS)-0484, Vienna, 2006

\$STATISTICAL_INFORMATION_PARTICLES:

| // | Weight | Wmin | Wmax | <E> | Emin | Emax | Particle |
|----|--------------|-------|-------|-------|--------|-------|-----------|
| | 4.82519E+006 | 0.001 | 1 | 1.407 | 0.01 | 6.52 | PHOTONS |
| | 48863.4 | 0.001 | 0.001 | 1.489 | 0.1886 | 6.255 | ELECTRONS |
| | 738.27 | 0.001 | 0.001 | 1.729 | 0.1887 | 5.268 | POSITRONS |

\$STATISTICAL_INFORMATION_GEOMETRY:

-30 30

-30 30

**APÊNDICE M – ALGORITMO DO ARQUIVO DE ENTRADA DA DOSIMETRIA
(CAMPO DE 10 CM X 10 CM - DISTRIBUIÇÃO UNIFORME)**

```

Dosimetry in Water Phantom                                     #!GUI1.0
1
H2O700ICRU
0.7, 0.01, 0, 0
-1, -1, -1, 1
-0.125
0.25, 1
-11.875
0.25, 95
0
0.25, 140
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
2, 2, 0, 0, 0, 180, 0, 100.6, 180, 1, 20, 100.6, 100.6, 32
2, 0, 1, 19.875, 1, 8.125, 5, 0
C:/EGSsrc/EGS_HOME/BEAM_Varian_Clinac_LINAC/Varian_Clinac_6MV_10x10.1.IEAphs
p
848620000, 0, 360, 33, 97, 40, 1, 0, 1, 0, , 1, 0, 0, 32, 1, 0
#####
:Start MC Transport Parameter:

Global ECUT= 0.7
Global PCUT= 0.01
Global SMAX= 1e10
ESTEPE= 0.25
XIMAX= 0.5
Boundary crossing algorithm= EXACT
Skin depth for BCA= 3
Electron-step algorithm= PRESTA-II
Spin effects= On
Brems angular sampling= KM
Brems cross sections= NRC
Bound Compton scattering= On
Compton cross sections= default
Pair angular sampling= Simple
Pair cross sections= NRC
Photoelectron angular sampling= On
Rayleigh scattering= On
Atomic relaxations= EADL
Electron impact ionization= On
Photon cross sections= xcom
Photon cross-sections output= Off

:Stop MC Transport Parameter:
#####

```

**APÊNDICE N – ALGORITMO DO ARQUIVO DE ENTRADA DA DOSIMETRIA
(CAMPO DE 10 CM X 10 CM - DISTRIBUIÇÃO GAUSSIANA)**

```

Dosimetry in Water Phantom                                     #!GUI1.0
1
H2O700ICRU
0.7, 0.01, 0, 0
-1, -1, -1, 1
-0.125
0.25, 1
-11.875
0.25, 95
0
0.25, 140
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
2, 2, 0, 0, 0, 180, 0, 100.6, 180, 1, 20, 100.6, 100.6, 32
2, 0, 1, 19.875, 1, 8.125, 5, 0
C:/EGSsrc/EGS_HOME/BEAM_Varian_Clinac_LINAC/Varian_Clinac_6MV_10x10.1.IEAphs
p
938950000, 0, 360, 33, 97, 40, 1, 0, 1, 0, , 1, 0, 0, 32, 1, 0
#####
:Start MC Transport Parameter:

Global ECUT= 0.7
Global PCUT= 0.01
Global SMAX= 1e10
ESTEPE= 0.25
XIMAX= 0.5
Boundary crossing algorithm= EXACT
Skin depth for BCA= 3
Electron-step algorithm= PRESTA-II
Spin effects= On
Brems angular sampling= KM
Brems cross sections= NRC
Bound Compton scattering= On
Compton cross sections= default
Pair angular sampling= Simple
Pair cross sections= NRC
Photoelectron angular sampling= On
Rayleigh scattering= On
Atomic relaxations= EADL
Electron impact ionization= On
Photon cross sections= xcom
Photon cross-sections output= Off

:Stop MC Transport Parameter:
#####

```

**APÊNDICE O – ALGORITMO DO ARQUIVO DE ENTRADA DA DOSIMETRIA
(CAMPO DE 4 CM X 4 CM - DISTRIBUIÇÃO ADOTADA)**

```

Dosimetry in Water Phantom                                     #!GUI1.0
1
H2O700ICRU
0.7, 0.01, 0, 0
-1, -1, -1, 1
-0.125
0.25, 1
-8.125
0.25, 65
0
0.25, 140
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
2, 2, 0, 0, 0, 180, 0, 100.6, 180, 1, 10, 100.6, 100.6, 32
2, 0, 1, 19.875, 1, 11.875, 5, 0
C:/EGSnrc/EGS_HOME/BEAM_Varian_Clinac_LINAC/Varian_Clinac_6MV_4x4.1.IAEphsp
352680000, 0, 360, 33, 97, 40, 1, 0, 1, 0, , 1, 0, 0, 32, 1, 0
#####
:Start MC Transport Parameter:

Global ECUT= 0.7
Global PCUT= 0.01
Global SMAX= 1e10
ESTEPE= 0.25
XIMAX= 0.5
Boundary crossing algorithm= EXACT
Skin depth for BCA= 3
Electron-step algorithm= PRESTA-II
Spin effects= On
Brems angular sampling= KM
Brems cross sections= NRC
Bound Compton scattering= On
Compton cross sections= default
Pair angular sampling= Simple
Pair cross sections= NRC
Photoelectron angular sampling= On
Rayleigh scattering= On
Atomic relaxations= EADL
Electron impact ionization= On
Photon cross sections= xcom
Photon cross-sections output= Off

:Stop MC Transport Parameter:
#####

```

**APÊNDICE P – ALGORITMO DO ARQUIVO DE ENTRADA DA DOSIMETRIA
(CAMPO DE 10 CM X 10 CM - DISTRIBUIÇÃO ADOTADA)**

```

Dosimetry in Water Phantom                                     #!GUI1.0
1
H2O700ICRU
0.7, 0.01, 0, 0
-1, -1, -1, 1
-0.125
0.25, 1
-11.875
0.25, 95
0
0.25, 140
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
2, 2, 0, 0, 0, 180, 0, 100.6, 180, 1, 15, 100.6, 100.6, 32
2, 2, 1, 19.875, 1, 8.125, 5, 0
C:/EGSnrc/EGS_HOME/BEAM_Varian_Clinac_LINAC/Varian_Clinac_6MV_10x10.1.IEAphs
p
2331580000, 0, 360, 33, 97, 40, 1, 0, 1, 0, , 0, 0, 0, 32, 1, 0
#####
:Start MC Transport Parameter:

Global ECUT= 0.7
Global PCUT= 0.01
Global SMAX= 1e10
ESTEPE= 0.25
XIMAX= 0.5
Boundary crossing algorithm= EXACT
Skin depth for BCA= 3
Electron-step algorithm= PRESTA-II
Spin effects= On
Brems angular sampling= KM
Brems cross sections= NRC
Bound Compton scattering= On
Compton cross sections= default
Pair angular sampling= Simple
Pair cross sections= NRC
Photoelectron angular sampling= On
Rayleigh scattering= On
Atomic relaxations= EADL
Electron impact ionization= On
Photon cross sections= xcom
Photon cross-sections output= Off

:Stop MC Transport Parameter:
#####

```

**APÊNDICE Q – ALGORITMO DO ARQUIVO DE ENTRADA DA DOSIMETRIA
(CAMPO DE 20 CM X 20 CM - DISTRIBUIÇÃO ADOTADA)**

```

Dosimetry in Water Phantom                                     #!GUI1.0
1
H2O700ICRU
0.7, 0.01, 0, 0
-1, -1, -1, 1
-0.125
0.25, 1
-16.625
0.25, 133
0
0.25, 140
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
2, 2, 0, 0, 0, 180, 0, 100.6, 180, 1, 20, 100.6, 100.6, 32
2, 0, 1, 19.875, 1, 3.375, 5, 0
C:/EGSnrc/EGS_HOME/BEAM_Varian_Clinac_LINAC/Varian_Clinac_6MV_20x20.1.IAEAphs
p
4000000000, 0, 360, 33, 97, 40, 1, 0, 1, 0, , 0, 0, 0, 32, 1, 0
#####
:Start MC Transport Parameter:

Global ECUT= 0.7
Global PCUT= 0.01
Global SMAX= 1e10
ESTEPE= 0.25
XIMAX= 0.5
Boundary crossing algorithm= EXACT
Skin depth for BCA= 3
Electron-step algorithm= PRESTA-II
Spin effects= On
Brems angular sampling= KM
Brems cross sections= NRC
Bound Compton scattering= On
Compton cross sections= default
Pair angular sampling= Simple
Pair cross sections= NRC
Photoelectron angular sampling= On
Rayleigh scattering= On
Atomic relaxations= EADL
Electron impact ionization= On
Photon cross sections= xcom
Photon cross-sections output= Off

:Stop MC Transport Parameter:
#####

```

**ANEXO A – SCRIPT DE SIMULAÇÃO PARALELA
(ARQUIVO EGS-PARALLEL.BAT)**

```
@echo off
```

```
REM
```

```
#####  
#####
```

```
REM
```

```
REM usage:
```

```
REM egs-parallel.bat (or double-click on this file)
```

```
REM
```

```
REM
```

```
#####  
#####
```

```
REM # ask about command and number of processes
```

```
echo.
```

```
set /p egscmd=Enter the EGSsrc command you want to run:
```

```
set /p nstr=Enter number of parallel jobs:
```

```
set /a n=%nstr%
```

```
REM # Ready?
```

```
echo.
```

```
choice /N /M "Ready to run %egscmd% using %n% jobs [YN] ? "
```

```
if errorlevel 2 exit /b
```

```
REM ### launch $n EGSsrc jobs in parallel, in the background
```

```
echo.
```

```
for /l %%j in (1,1,%n%) do (
```

```
    echo LAUNCHING job %%j of %n%: %egscmd% -b -P %n% -j %%j -f 1
```

```
    start /b %egscmd% -b -P %n% -j %%j -f 1 >NUL 2>&1
```

```
)
```
